



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Mensuração da radiação secundária na tireoide e primária em cristalino  
em exames de tomografia computadorizada de crânio**

**JEFFERSON ALVES DOS SANTOS**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Mestre Profissional em Tecnologia das  
Radiações em Ciências da Saúde na Área  
de Concentração Processos de Radiação  
na Saúde**

**Orientador:  
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo  
2023**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Mensuração da radiação secundária na tireoide e primária em cristalino  
em exames de tomografia computadorizada de crânio**

**Versão corrigida**

**JEFFERSON ALVES DOS SANTOS**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Mestre Profissional em Tecnologia das  
Radiações em Ciências da Saúde na Área  
de Concentração Processos de Radiação  
na Saúde**

**Orientador:  
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo  
2023**

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

SANTOS, J. A. D. ***Mensuração da radiação secundária na tireoide e primária em cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio.*** 2023. 110 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

SANTOS, JEFFERSON ALVES DOS

Mensuração da radiação secundária na tireoide e primária em cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio / JEFFERSON ALVES DOS SANTOS; orientador Dr. Carlos Alberto Zeituni. -- São Paulo, 2023.

110 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde (Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2023.

1. tomografia computadorizada. 2. crânio. 3. cristalino. 4. tireóide. 5. dosimetria. I. Zeituni, Dr. Carlos Alberto, orient. II. Título.

## RESUMO

Por meio da dosimetria, podemos manter um melhor controle da quantidade de radiação que é emitida para os pacientes, da dose de radiação em órgãos ou tecido que são mais sensíveis à radiação, a fim de prevenir em algum ponto os possíveis efeitos nocivos da radiação ionizante.

Nesta pesquisa foi quantificado a radiação que chega na região de pescoço e cristalino, através do uso de 4 dosímetros do tipo TLD (Dosímetro Termoluminescente), posicionados na região do pescoço e 4 dosímetros na região dos cristalinos, fixados na região das pálpebras, sendo alocados 2 em cada olho dos pacientes em exames de tomografia de crânio, para verificar se estão dentro dos limites considerados viáveis e recomendados pelas instituições de proteção.

Realizado a coleta e dados e pesquisados uma amostra de 38 pacientes em dois aparelhos distintos, da marca Philips e Siemens, que têm tecnologias e tempo de uso diferentes.

Este estudo mostrou que para a região de cristalino a média de dose de todos os pacientes foi de 13,44 mGy, que está dentro da margem segura de limites estabelecido pelos órgãos de controle e proteção.

Na região de pescoço, a média de dose foi de 2,29 mGy, que está abaixo das doses preconizadas pelas instituições de proteção. Na região de pescoço o valor de ponderação é de 0,05 e 0,08 Sv para alteração em tireoide. Obteve-se um único valor máximo de 4,77 mGy em uma das medidas.

**Palavras chave:** tomografia computadorizada, crânio, cristalino, tireóide, dosimetria

## ABSTRACT

Through dosimetry, we can maintain better control of the amount of radiation that is emitted to patients, of the dose of radiation in organs or tissue that are more sensitive to radiation, in order to prevent at some point the possible harmful effects of ionizing radiation.

In this research, the radiation that reaches the neck and lens region was quantified, through the use of 4 dosimeters of the TLD type (Thermoluminescent Dosimeter), positioned in the neck region and 4 dosimeters in the lens region, fixed in the eyelid region, being allocated 2 in each eye of patients in skull tomography exams, to check whether they are within the limits considered viable and recommended by protection institutions.

This study showed that for the lens region the average dose for all patients was 13.44 mGy, which is within the safe margin of limits established by control and protection bodies.

In the neck region, the average dose was 2.29 mGy, which is below the doses recommended by protection institutions. In the neck region, the weighting value is 0.05 and 0.08 Sv for thyroid changes. A single maximum value of 4.77 mGy was obtained in one of the measurements

**Keywords:** computed tomography, skull, lens, thyroid, dosimetry

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus, pois sem Ele nada disso teria acontecido.

Gratidão à minha família, pela paciência durante todo esse período de construção.

Enorme gratidão à Professora Doutora Kellen Cursi Daros, por todas as ideias e experiências passadas, por toda a paciência desde o início do desenvolvimento do estudo, por toda orientação e disposição de horas para que tudo isso acontecesse. Por trazer luz onde não havia, por permitir que um sonho se tornasse viável e que acreditou desde o começo nesse projeto e foi mentora e participante ativa em tudo. Por abrir as portas tanto do laboratório como das suas ferramentas físicas e virtuais para desenvolver parte da pesquisa e suporte (estendendo o agradecimento a Érica que esteve sempre solícita nas minhas dúvidas na parte de dosimetria).

Gratidão ao Professor Doutor Carlos Alberto Zeituni por ter aceitado esse desafio de me orientar, por cada etapa de aprovação e sugestões durante o processo. Por ter acreditado no meu potencial e ter dado vida a esse estudo.

A todos profissionais envolvidos direta e indiretamente nos hospitais Universitários da USP e da UNIFESP, bem como dos laboratórios do IPEN e da UNIFESP.

Aos meus superiores imediato e geral do Hospital Universitário da USP Valter e Dr. Cláudio Campi que foram fundamentais nas autorizações e movimentações necessárias que me permitiram cumprir todos os processos durante o Mestrado.

Aos colegas de turma Alex e Maria Rigo pelo apoio em alguns momentos durante a pesquisa

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Espectro de Radiação Eletromagnética.....	33
Figura 2: Imagem Ampola de raio-x e seus componentes.....	34
Figura 3: Imagem da Radiação de Freamento - Bremsstrahlung.....	34
Figura 4: Efeito Compton.....	35
Figura 5: Efeito Fotoelétrico.....	36
Figura 6: Produção de Pares.....	36
Figura 7: Aparelho de Tomografia de Primeira Geração.....	41
Figura 8: Aparelho de Tomografia de Segunda Geração.....	41
Figura 9: Demonstração em vista superior dos movimentos de rotação e translação de tubo e detectores durante aquisição de imagem nos aparelhos de primeira e segunda geração.....	42
Figura 10: Aparelho de Tomografia de Terceira Geração.....	42
Figura 11: Aparelho de Tomografia de Quarta Geração.....	43
Figura 12: Representação e vista superior dos movimentos de tubo e detectores em aparelhos de terceira e quarta geração.....	43
Figura 13: Representação dos cortes em Tomografia Multicortes.....	45
Figura 14: Representação e vista frontal e lateral do movimento de tubo e arco, com detectores na parte oposta.....	45
Figura 15: Componentes da Tomografia.....	47
Figura 16: Voxel e Pixel.....	50
Figura 17: Matriz demonstrativa em níveis de tons de cinza em tomografia.....	50
Figura 18: Combinações de números em TC para determinar tons de cinza....	51
Figura 19: Combinações de números em TC para determinar tons de cinza....	51
Figura 20: Demonstração de voxel e aquisição de imagem.....	51
Figura 21: Demonstração perfil de radiação emergente e voxel.....	52
Figura 22: Janela WW/WL – Demonstrando a variação no efeito na imagem....	53
Figura 23: Representação do posicionamento dos detectores em relação ao feixe, ao longo do ciclo do tubo de raios X.....	57
Figura 24: Tomógrafo marca Philips Brillhance 64.....	62
Figura 25: Tomógrafo marca Siemens go.Up.....	62

Figura 26: Scoult anterior e lateral demonstrando programação de início e fim dos cortes tomográficos nos exames de tomografia de crânio.....	62
Figura 27: Posição do paciente durante exame.....	62
Figura 28: Posição do paciente durante exame.....	62
Figura 29: Dosímetro selado em material plástico (TLD – LiF: Mg, Ti).....	67
Figura 30: Dosímetro selado em material plástico (TLD – LiF: Mg, Ti).....	67
Figura 31: Matriz padrão para selagem de dosímetros.....	67
Figura 32: Forno Tubular Marca Grion (painel).....	68
Figura 33: Formo Tubular Marca Grion.....	68
Figura 34: Leitora Harshaw TLD 3500 – IPEN (Instituto de Pesquisa Energética e Nuclear) Laboratório de Braquiterapia.....	69
Figura 35 – Castelinhos usados no transporte dos dosímetros selados.....	69
Figura 36 – Dosímetros selados em material plástico e identificados por combinação letra/número.....	70
Figura 37: Estojo para acomodação dos dosímetros após leitura. Estojo próprio para submeter dosímetros ao forno de tratamento (identificado em uma matriz).....	70
Figuras 38: Pinça com ponta emborrachada para manuseio dos dosímetros...71	71
Figuras 39: Pinça com ponta emborrachada para manuseio dos dosímetros...71	71
Figura 40: Aparelho de Raios-x Philips _ VMI Rotax – Compact Plus 500 (Laboratório de Radiologia.....	74
Figura 41: Painel com fatores energéticos utilizados durante calibrações : Aparelho de Raios-x Philips _ VMI Rotax – Compact Plus 500 (Laboratório de Radiolog.....	75
Figura 42: Câmara de ionização. Fonte: Filipov; Schelin; Tilly Junior, 2014.....	75
Figura 43: Aparelho de Raios-x Philips VMI Rotax – Compact Plus 500 (Laboratório de Radiologia da UNIFESP) .....	76
Figura 44: Câmara de ionização, estilo caneta, marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6.....	76
Figura 45: Phantom no isocentro (Philips).....	78
Figura 46: Phantom no isocentro (Siemens).....	78
Figura 47: Programação no phantom/simulador para teste de espessura.....	79
Figura 48: Para espessura de corte de 2 mm.....	79

<b>Figura 49: Para espessura de corte de 3 mm.....</b>	<b>80</b>
<b>Figura 50: Para espessura de corte de 5 mm.....</b>	<b>80</b>
<b>Figura 51: Programação do controle de qualidade – teste de linearidade.....</b>	<b>81</b>
<b>Figura 52: Corte tomográfico – teste de linearidade.....</b>	<b>81</b>
<b>Figura 53: Programação dos cortes do Teste de Qualidade - Ruído, Uniformidade e Exatidão.....</b>	<b>83</b>
<b>Figura 54: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão.....</b>	<b>83</b>
<b>Figura 55: Para espessura de corte de 5 mm.....</b>	<b>85</b>
<b>Figura 56: Para espessura de corte de 10 mm com interpolação para corte de 5mm.....</b>	<b>85</b>
<b>Figura 57: Corte tomográfico – teste de linearidade.....</b>	<b>86</b>
<b>Figura 58: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (ROI no centro).....</b>	<b>87</b>
<b>Figura 59: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (ROI nas periferias).....</b>	<b>88</b>
<b>Figura 60: Teste de Resolução de Imagem (Aparelho Siemens).....</b>	<b>89</b>

## LISTA DE ANEXOS

<b>Anexo 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação de Paciente em Pesquisa.....</b>	<b>108</b>
<b>Anexo 2 – Dados dosimétricos brutos obtidos no aparelho Philips.....</b>	<b>110</b>
<b>Anexo 3 – Dados dosimétricos brutos obtidos no aparelho Siemens.....</b>	<b>111</b>
<b>Anexo 4 – Medidas de exposição usado para o calculo do FC (fator de conversão) – marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6.....</b>	<b>112</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Classificação de H.U. – Unidade Hounsfield de acordo com o tecido.....	52
Tabela 2: Medidas de exposição usado para o calculo do FC (fator de conversão) – marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6.....	72
Tabela 3: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 193.....	82
Tabela 4: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão.....	84
Tabela 5: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN193.....	86
Tabela 6: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão.....	88
Tabela 7: Volume das cabeças dos pacientes pesquisados (Philips).....	92
Tabela 8: Volume das cabeças dos pacientes pesquisados (Siemens).....	93
Tabela 9: Comparativo dos dados dosimétricos nos aparelhos da marca Philips e Siemens.....	94
Tabela 10: Recomendação de limites de doses estabelecidos em âmbito nacional, pela Portaria 453/98 (*Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano).....	96

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 193.....</b>	<b>82</b>
<b>Gráfico 2: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 193.....</b>	<b>87</b>
<b>Gráfico 3: Dados dosimétricos obtidos no aparelho Philips.....</b>	<b>90</b>
<b>Gráfico 4: Dados dosimétricos obtidos no aparelho Siemens.....</b>	<b>91</b>
<b>Gráfico 5: Volume das cabeças pesquisadas (Philips).....</b>	<b>92</b>
<b>Gráfico 6: Volume das cabeças pesquisadas (Siemens).....</b>	<b>93</b>
<b>Gráfico 7: Comparação das doses (Philips x Siemens).....</b>	<b>94</b>

## ABREVIações E SIGLAS

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CPU – Computer Process Unit, unidade de processamento do computador

CT – Computer Tomography

CTDI – Computed Tomography Dose Index

DLP – Dose Length Product

DNA – Ácido Desoxirribonucléico, código genético encontrado nas células

E.M.I. – Eletric and Musical Industries

FDA – Food and Drougs Association

FOV – Field of View, campo de visão

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatísticas

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

Gy – Gray, unidade de medida para dose de radiação absorvida

HU – Hounsfield Unit, Unidade Hounsfield, usada como parâmetro para densidade na imagem tomográfica

Hz – Hertz, unidade de medida de frequência

H<sub>2</sub>O – água, representada em duas moléculas de Hidrogênio e uma de Oxigênio

IAEA – International Agency Espacial Atômica

IN – Instrução Normativa

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

J - Joule

Kerma – Kinetic Energy Released per Unit Mass, unidade de medida de exposição à radiação no ar

kV – kilo Voltagem, unidade de medida de potência, ou diferença de potencial

LiF – Fluoreto de Lítio

LET- Linear Energy Transfer

MAC - Máxima Concentração Permitida

mAs – mili amperagem, unidade de medida de corrente elétrica

MDCT – Multi Detectores Computer Tomography

MeV – mega elétron volt, unidade de medida de potência em energia do elétron

Mg- Magnésio

NCRP – National Council on Radiation Protection

NN – Normas Nucleares

OMS – Organização Mundial de Saúde

PET – Pósitron Emission Tomography, Tomografia por Emissão de pósitrons

PIXEL – Picture Element, menor unidade de imagem digital em duas dimensões

PMMA - Polimetilmetacrilato

R – Roentgen, unidade de medida de exposição à radiação

RAD – Radiation Absorbed Dose

RBE – *Relative Biological Effectiveness*

RDC – Resolução da Diretoria Colegiada

REM – Roentgen Equivalente Man – unidade de medida de exposição à radiação

ROI – Region of interest, região de interesse, ferramenta usada em TC para mensurar densidade de determinado tecido

SI – Sistema Internacional

SNC – Sistema Nervoso Central

Sv – Sievert, unidade de medida de dose absorvida

TAC – Tomografia Axial Computadorizada, nome dado à primeira tomografia computadorizada

TAC – Tomografia Axial Computadorizada, nome dado a primeira tomografia computadorizada

TC – Tomografia Computadorizada

Ti - Titânio

TLD – Thermo Luminescent Dosimeter, dosímetro termo luminescente

UNIFESP – Universidade Federal de São Paulo

UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation

USP – Universidade de São Paulo

VOXEL – Volum Elemente, menor unidade de volume

WL – Word Level, nível de janela, ferramenta usada para controlar o contraste na imagem digital

WT – Weighting tissue, ponderação do tecido

WW – Word Widht, largura de janela, ferramenta usada para controlar o brilho na imagem digital

## SUMÁRIO

RESUMO.....	3
AGRADECIMENTOS.....	5
LISTA DE FIGURAS.....	6
LISTA DE ANEXOS.....	9
LISTA DE TABELAS.....	10
LISTA DE GRÁFICOS.....	11
ABREVIÇÕES E SIGLAS.....	12
1. INTRODUÇÃO.....	18
1.1. Objetivo.....	25
2. REVISÃO LITERÁRIA.....	26
2.1. Comissões de Proteção Radiológica.....	26
2.2. Efeitos Biológicos.....	29
2.3. Estrutura celular e metabolismo.....	30
2.4. Radiação ionizante.....	33
2.5. Produção de raios x na ampola.....	34
2.6. Interação da radiação com a matéria.....	35
3. PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS E GRANDEZAS EM TOMOGRAFIA.....	36
4. HISTÓRIA E EVOLUÇÃO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	37
4.1. Aparelhos helicoidais e multicortes.....	44
4.2. Aparelhos com tecnologias com propostas de redução de dose.....	46
4.3. Componentes da tomografia.....	47
4.3.1. Gantry.....	47
4.3.2 Mesa.....	47
4.3.3. Console de operação (Workstation).....	47

4.3.4. Hardware e software.....	48
4.3.5. Geradores.....	48
4.3.6. Detectores.....	48
4.3.7. Colimadores.....	49
5. PRINCÍPIOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA.....	49
6. GRANDEZAS FÍSICAS.....	53
6.1. Grandezas dosimétricas em tomografia.....	55
7. QUALIDADE DA IMAGEM.....	57
7.1. Detectores de radiação.....	57
7.1.1. Eficiência geométrica.....	58
7.1.2. Eficiência quântica.....	58
7.1.3. Eficiência de conversão.....	58
7.2. Fatores de qualidade da imagem.....	58
7.2.1. Ruído.....	59
7.2.2. Linearidade.....	59
7.2.3. Uniformidade.....	60
7.2.4. Resolução de imagem.....	60
8. MATERIAIS E MÉTODOS.....	61
8.1. Levantamento e leitura das doses.....	67
8.2. Calibrações e verificações.....	74
8.3. Protocolo de tomografia computadorizada.....	76
8.4. Análise dos dados obtidos.....	77
8.5. Controle de qualidade nos aparelhos de tomografia computadorizada...77	
8.5.1. Teste de espessura (Aparelho Philips).....	79
8.5.2. Teste de linearidade (Aparelho Philips).....	81
8.5.3. Teste de Ruído, uniformidade e exatidão (Aparelho Philips).....	83
8.5.4. Teste de espessura (Aparelho Siemens).....	85
8.5.5. Teste de linearidade (Aparelho Siemens).....	86
8.5.6. Teste de ruído, uniformidade e exatidão (Aparelho Siemens).....	87

8.5.7. Teste de resolução (Aparelho Siemens).....	89
9. DISCUSSÃO.....	90
10. CONCLUSÃO.....	98
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100

## 1. INTRODUÇÃO

Em novembro de 1895, William Conrad Roetgen, estudando o tubo de Crookes, que consistia de uma ampola que emitia uma determinada energia, e ao colocar um papel de carvão preto percebeu que ocorria uma luminescência em uma placa composta de Bário que estava fora da ampola e mesmo estando a uma certa distância a placa era sensibilizada, e ao realizar essa prática por diversas vezes, e distâncias percebeu que ainda assim a placa se comportava da mesma maneira (FRANCISCO F C et al, 2005).

Em seguida ele colocou uma placa fotográfica no lugar e observou que mesmo assim com a utilização do tubo de Crookes e colocou diversos materiais entre o tubo e a placa receptora, chegando à conclusão que existia uma energia não visível que se comportava parecida com a luz, porém transpassava matérias e sensibilizava as placas receptoras (FRANCISCO F C et al, 2005).

Percebeu que esse novo raio, ao qual chamou de raios x atravessava estruturas, e teve a colaboração de sua esposa ao expor sua mão a esta nova descoberta (FRANCISCO F C et al, 2005).

E em 1896 publicou a experiência mostrando que esses raios, chamados por ele de raios-x tinha comportamento diferente para diferentes estruturas e que quando mais aumentava distância da fonte, diminuía a intensidade.

Assim como diversas descobertas, logo foi utilizado na área médica, no ano de 1896 (FRANCISCO F C et al).

No ano de 1972, Godfrey Newbold Hounsfield, criou a Tomografia Computadorizada, inicialmente usada somente para exames de crânio. Sendo um aparelho com tubo de raios-x que rotacionava 180° para examinar de maneira eficiente o paciente, dispunha também de detectores no lado oposto que eram sensibilizados e transformados em cálculos matemáticos e posteriormente em imagem (CARVALHO A C P, 2007).

Inicialmente e ainda hoje a tomografia computadorizada vem sendo usada com frequência no campo da neuromedicina, pois permite que o uso de radiação em planos de três dimensões, através da reconstrução de imagem após a radiação interagir com o meio que está sendo examinado e devido ao giro do tubo de raios x

em torno da área examinada permite captar informações recebidas por detectores que ficam dispostos em posição oposta a esse tubo. Permitindo assim diferenciar tecidos de diferentes composições e densidades e demonstrados através de uma escala de preto, branco e cinza, chamada de Unidade Hounsfield (HU) (JÚNIOR E A et al, 2001).

As informações adquiridas são combinadas e disposta no formato de fatias ou cortes no eixo examinado, permitindo também eliminar sobreposições de estruturas que na imagem aparecem de forma livre (JÚNIOR E A et al, 2001).

Nos últimos anos com o advento da tomografia computadorizada e melhora nas tecnologias e capacidade, que permitem a aquisição de imagens seccionais com movimentação de tubo de raios x e detectores constantes, dando um aspecto helicoidal e com múltiplas fileiras de detectores a aquisição de vários cortes e imagens por exposição. Houve um aumento também nas solicitações médicas por exames nesta modalidade. Trazendo como consequência uma exposição maior a pacientes que anteriormente eram submetidos a outros métodos que empregam menos radiação ionizante, como os raios-x convencionais (JÚNIOR E A et al, 2001) (PARENTE D B, 2013).

Estudos recentes mostram e evidenciam que o uso da tomografia computadorizada no diagnóstico médico tem aumentado os riscos e superexposições de pessoas à radiação ionizante. O uso é responsável por 75% de toda exposição às pessoas e em torno de 15% se comparado a todos os métodos de imagens médicas com emprego de radiação ionizante (PARENTE D B, 2013).

Os aparelhos fabricados mais recentemente contêm tecnologias que permitem a redução e modulação de dose através da exposição baseada na variação anatômica, porém como a região da cabeça há uma menor variação de dimensões se comparado com outras partes do corpo, na maioria dos casos se chega a um protocolo padrão, mas nem sempre o fator redução de dose é aplicado, com isso os fatores energéticos de exposição dos aparelhos como corrente elétrica do tubo e voltagem acabam sendo estabelecidos como padrão para cada serviço de diagnóstico por imagem (JÚNIOR J A S et al, 2020).

Os riscos relacionados às exposições altas ou contínuas a radiação ionizante podem provocar alterações celulares, e dar origem a malformações celulares e conseqüentemente câncer, por isso foi criado em 1928 a ICRP

(Comissão Internacional de Proteção Radiológica) publicou sua primeira recomendação, com o intuito de recomendar precauções e cuidados no uso e aplicações dessas técnicas. Ao longo dos anos essas publicações foram aprimorando de acordo com as mudanças e evoluções tecnológicas gerando a publicação de número 60 em 1991, que estabelece além dos cuidados em geral, valores específicos e limites permitidos e recomendados nas diversas modalidades e intervenções (NAVARRO M V T et al, 2008).

No Brasil foi criado em 1962 a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) que ficou responsável em controlar e fiscalizar as exposições ocupacionais em âmbito nacional, e que em 2005 publicou a NN 3.01 que são voltadas também a área de radiodiagnóstico médico e odontológico (NAVARRO M V T et al, 2008).

Com a tragédia que ocorreu em Goiânia, em 1990, onde uma fonte selada foi exposta e prejudicou muitas pessoas, com a exposição direta de uma fonte de Césio-137 em uma clínica que finalizou seus atendimentos, porém não deu destino a fontes controladas, houve uma mobilização e controle por parte da Vigilância Sanitária que criou e publicou em 1998 a Portaria 453, que estabelecia parâmetros e áreas que fazem uso de radiação ionizante (NAVARRO M V T et al, 2008).

Recentemente, no ano de 2019 o Ministério da Saúde, através da Agência Nacional de Vigilância Sanitária publicou a RDC nº 330, que estabelece os requisitos sanitários e funcionamento de serviços de diagnóstico por imagem e intervenção, controlando também exposições médicas e ocupacionais. Estipulando os responsáveis pela atenção primária, secundária e terciária, bem como regras e atribuições no uso de radiação ionizante em radiodiagnóstico e intervencionista.

A partir dos anos 2000 aumentou-se a quantidade de aparelhos de tomografia computadorizada no Brasil, aumentando assim o uso dessas tecnologias, por isso há uma preocupação por parte deste autor desta pesquisa no que diz respeito ao controle de exposição de pacientes, uma vez que o controle ocupacional é condição intrínseca para o funcionamento dos serviços de imagem (IBGE, 2023).

O controle de dose de radiação em técnicas de imagens em 2 dimensões como os raios-x convencionais e digitais são diferentes da tomografia, que por sua vez dispõe de uma quantidade de radiação diferente, ou seja, com mais exposições e de maneira diferente. Na tomografia computadorizada há um leque por exposição que gera uma quantidade específica de radiação, e que ocorre por diversas vezes

em um único exame, e por diversos ângulos, onde a exposição é menor nas extremidades da divergência da exposição em relação ao centro, gerando com a exposição simultânea ao movimento do tubo de raios x e fileira de detectores uma complexidade na coleta desses dados e energias absorvidas em cada região exposta, gerando também com isso uma maior radiação espalhada, conhecida como radiação secundária.

Por isso foi criado e desenvolvido o DLP (Dose Length Product) e o CTDI (Computer Tomography Dose Index), que são ferramentas que consideram esses fatores de lateralidades e exposições individualizadas, em que o aparelho recebe a radiação através dos detectores e calcula a diferença da radiação que saiu do tubo, comparando com o comprimento da varredura que foi exposta do paciente e emite um relatório “virtual” de dose.

Entre 2008 e 2011 houve um aumento no uso de tomografia computadorizada nos serviços públicos no Brasil em torno de 17,5% por ano, com maior frequência na região da cabeça, gerando uma preocupação de induzir câncer, estudos mais recentes voltados para esses exames (DOVALES, A C M, 2015).

A tireoide é uma glândula que contém dois lobos, que fica localizada na região anterior do pescoço, logo abaixo da região conhecida popularmente como Pomo de Adão. É uma das maiores glândulas do corpo humano pesa aproximadamente 15 a 25 gramas (KRONENBERG, 2010).

Ela age na função de órgãos importantes como o coração, cérebro, fígado e rins. Tem função importante também no crescimento e desenvolvimento das crianças e adolescentes, na regulação dos ciclos menstruais, na fertilidade, no peso, memória, concentração, humor e no controle emocional. É fundamental estar em perfeito estado de funcionamento para garantir a homeostase do organismo.

É responsável pela produção dos hormônios T3 (triiodotironina) e T4 (tiroxina), que atuam em todos os sistemas do nosso organismo (KRONENBERG, 2010).

Quando a tireoide não está funcionando adequadamente pode liberar hormônios em excesso, levando a um hipertireoidismo ou em quantidade baixa, gerando um hipotireoidismo (KRONENBERG, 2010).

Quando há uma exposição direta em região de cristalino que atinja em torno de 1Gy ou acima geram uma certa opacificação no cristalino, gerando catarata,

porém não é possível determinar uma dose limítrofe para gerar e afirmar, uma vez que as doses limites em cristalino são consideradas em relação ao acúmulo de radiação, através de efeitos estocásticos, ao qual não têm um limiar de dose (JUNIOR, 2006).

A exposição à radiação na região da cabeça e pescoço é um dos fatores que levam a incidência de câncer de tireóide, bem como a história pessoal de bócio e nódulo tireoidiano e a história familiar (COELI et al, 2005).

Alguns estudos e levantamentos foram realizados pela Agência Internacional de Energia Atômica em conjunto com instituições nacionais e internacionais, com o intuito de otimizar doses de radiação em exames de tomografia computadorizada, visando reduzir esta exposição sem prejuízo ao diagnóstico (GUERRA et al., 2019).

Estudos recentes demonstram que a incidência a essa ocorrência tem aumentado ao longo dos anos, e é alvo de interesse de saúde pública, devendo ter uma real observação e preocupação (COELI et al, 2005).

Este trabalho foi realizado com a finalidade de verificar exposição secundária em região de tireoide e exposição direta em região de cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio. Uma vez que a glândula tiroide é radiossensível e neste caso não será alvo clínico e nem diagnóstico, porém devido sua proximidade com a região a ser examinada pode sofrer interações da radiação empregada neste método de imagem diagnóstica. E nos olhos há exposição direta, gerando em alguns casos superexposição do cristalino que também é radiossensível (COELI et al, 2005).

Devido ao aumento da quantidade de exames de tomografia computadorizada do crânio nos últimos anos, há uma real necessidade de verificar os riscos que acompanham a necessidade na realização dos exames. (PARENTE D B, 2013)

Por utilizar radiação ionizante, estabelecem-se padrões de proteção em região foco do exame, porém muitas vezes passa despercebido a proteção de áreas adjacentes, mesmo a exposição a radiação ser colimada na região, há uma quantidade de radiação secundária que chega no pescoço, expondo a glândula tiroide, e é possível mensurar se os protocolos utilizados levam a uma exposição excedente em regiões primárias.

Através do levantamento de dose absorvida na região da tireoide e cristalino é possível estabelecer uma proteção específica para esta região nos exames de crânio ou reduzir a dose nas regiões que recebem os feixes primários.

Estes dados podem ser obtidos com a dosimetria desta região, podendo ser quantificado os dados se estão dentro dos limites toleráveis. E a partir daí estabelecer uma proteção para essa região.

É de fundamental importância a mensuração da radiação que interage com órgãos que não são alvos do exame, para possíveis soluções quanto à proteção dessas ou de regiões primárias para reduzir, se necessário, a exposição à radiação.

No contexto atual nos setores de diagnóstico em geral, essa prática de proteção às áreas adjacentes a estudada ou examinada não é realizada, por que se acredita que com a colimação dos feixes de radiação nas partes examinadas já são suficientes para a proteção.

Este estudo pesquisou se havia a necessidade de proteção dessas partes, uma vez que essa exposição desnecessária poderia levar a interações da radiação com regiões que deveriam ser protegidas, evitando uma exposição que gerariam alterações celulares danosas ao paciente. E de mensurar exposição primária em cristalino, a fim de reduzir esta, sem prejudicar a qualidade diagnóstica.

Uma vez identificado e mensurado exposição à radiação a estas regiões, será possível protegê-las de possível superexposição acima dos limites considerados aceitáveis.

Por utilizar dosímetros do modelo TLD (Dosímetro Termo Luminescente), facilmente será possível identificar e reproduzir o método de pesquisa em outros equipamentos e serviços. Sendo estabelecido um padrão a ser alocado o dosímetro e um padrão de exames a serem pesquisados.

Em todos os serviços de diagnóstico, há uma exigência do controle de dose e calibração dos aparelhos de tomografia computadorizada, porém estes testes são realizados em “phantoms”, e este trabalho demonstrou esses dados “in vivo”, porém sem a necessidade de exposição excedente, pois utilizamos dados e levantamentos em exames que já estavam prescritos pelos médicos de cada paciente pesquisado.

Um estudo com as mesmas características já foi realizado em uma das instituições envolvidas, porém o público foi pediátrico, e os aparelhos tinham uma configuração e doses de exposições diferentes, onde o objetivo era mensurar a dose

na pele em região de cabeça de público pediátrico, com finalidade de reduzir as doses e estabelecer um protocolo específico para este público (DAROS, 2005).

Um estudo com características parecidas foi realizado no ano de 2010, em outra Instituição (Hospital das Clínicas de São Paulo), porém os levantamentos foram realizados somente da dose secundária na pele na região de pescoço e com utilização de TLD padrão usado por indivíduos ocupacionalmente expostos (FERREIRAS, 2015).

Com este estudo atualizado foi possível mensurar essas exposições com dados atuais em aparelhos de tomografia atuais como multislice que emite uma quantidade de radiação maior.

## **1.1. OBJETIVO**

Este estudo teve como objetivo, mensurar a radiação que chega na região da tireoide e cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio.

Por se tratar de um método de diagnóstico por imagem que emprega o uso de radiação ionizante, onde os riscos são grandes se houver uma superexposição de regiões com órgãos e tecidos radiossensíveis, houve a preocupação em colher dados recebidos de dose absorvida em região de pescoço e olhos.

Realizado a comparação entre dois aparelhos de fabricantes distintos, com configurações e tecnologias diferentes, verificando se com a evolução também houve aumento da dose de radiação e exposição.

## 2. REVISÃO LITERÁRIA

### 2.1. Comissões de Proteção Radiológica

Entre 1494 e 1555 alguns mineiros de uma mineira de prata associada possivelmente a urânio, em Erzgebirge, na Alemanha tiveram doenças no pulmão. George Bauer criou um método de ventilação mecânica para amenizar os sintomas do que poderia ser Radônio (HELBRON, 2004).

Muitas amputações de membros inferiores e superiores foram realizadas pouco antes da Primeira Guerra Mundial, pois acreditava-se que todos os efeitos biológicos estivessem associados a determinado limiar de dose, e que consequências danosas só aconteceriam se estivessem a uma pequena distância da fonte (HEILBRON, 2004)

Algumas recomendações começaram a ser utilizadas em 12 de Dezembro de 1896, publicadas em um jornal americano que recomendava algumas ações com aparelhos de raios-x como: realizar exposição o mais curta possível, manter a distância entre o tubo de raios-x e a pessoa exposta com mínimo de 30 cm e a aplicação de vaselina na pele no local que for exposto.

Foi criado na Noruega no ano de 1922 um grupo que recomendavam padrões de proteção radiológica em aparelhos de raios-x.

Entre 1914 e 1930, o uso indiscriminado de Rádio 226 em uma fábrica na Nova Jersey, expôs algumas mulheres que trabalhavam e com a ponta da língua umedeciam um pincel logo após entrar em contato com material de Rádio-226, durante a fabricação de determinados relógios, gerando assim um alto índice de sarcoma de pele nessas funcionárias.

Por volta de 1925 alguns países europeus e os Estados Unidos publicaram alguns códigos com práticas no uso de radiação ionizante, sendo criado a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) e em 1928 surgiu a ICRP (International Commission on Radiological Protection) na cidade de Londres.

O físico americano Arthur Mutscheller propôs em 1924 o que se chamava “dose eritema” para exposição ocupacional, onde 0,001 dessa dose/mês = 1,2 dessa dose /ano, porém Rolf Sievert achava inseguro essa estimativa (HEILBRON, 2017).

A ICRU propôs uma unidade de medida em 1928 através de recomendação, chamada de “R” (Roetgen), que era considerada a quantidade de raios x ionizados no ar.

A ICRP recomenda em 1928, no Congresso realizado na Suécia que os danos nos tecidos, internos em órgãos e mudança no sangue, devem ser evitados (HEILBRON, 2004)

E em 1929 foi recomendado pelo US Advisory Committee on X-ray and Radium Protection o valor limite de 0,2 R por dia, equivalente a 500 mSv por ano se considerarmos os dias de hoje, que através da ICRP 60 recomenda hoje em dia 20 mSv ao ano (HEILBRON, 2017).

Outras grandes descobertas surgiram com separação do átomo e descoberta do nêutron por James Chadwick, em 1932, e após dois anos foram criados átomos radioativos por Irena Curie e Frederick Julliot, sendo o Fósforo 32 o primeiro da série radioativa. Através da ativação do nêutron foram se criando novos elementos transurânicos. Diversos experimentos foram feitos nos anos seguintes com a irradiação de urânio com nêutrons, causando fissão nuclear.

Aproximadamente entre 1939 e 1949 pensava-se que os efeitos da radiação eram todos determinísticos, mas através do bombardeamento de núcleos de Urânio perceberam que havia uma reação em cadeia e a possibilidade de uso desta energia para fabricação de bomba nuclear altamente danosa. Nesta mesma ocasião começou-se a produção de Urânio-235. Onde começou-se a perceber que havia outro efeito, chamado de estocástico, relacionada ao acúmulo e depósito de dose de radiação, independente do limiar.

A criação do NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurement) ocorreu em 1945 juntamente a outros dois comitês, com o fim de analisar exposições externa e interna, onde Morgan estabeleceu a M.C.P. (Máxima Concentração Permissível) na água e ar, finalizando este projeto por volta de 1953 (HEILBRON, 2017).

Ainda nesse ano corrente ocorreu a Conferência Tripartite que iniciou a preocupação com as exposições do público, estabelecendo uma dose limite de exposição de 15 mSv ao ano.

O limite de 0,2 R/semana estabelecido em 1934 foi alterado a recomendação pela ICRP, em 1950, que defendeu 0,3 R por semana. A partir desta mesma

ocasião Rolf Sievert iniciou uma pesquisa voltada a entender melhor a radiação e exposição natural, para então definir e estabelecer doses limites para a população. Com a medição e avaliação de radiação concentrada no corpo, ambientes e solo, Hermann Muller que era geneticista recomendou a exposição máxima de 20 R em região de gônadas, sendo publicado um documento no Jornal Britânico de Radiobiologia (HEILBRON, 2017).

Em 1954 começou a preocupação e definição do termo otimização, onde a redução a exposição passou a ser considerada, e o conceito de acumulação de danos também foi levada em consideração. Dando-se a importância a proteção de gônadas e células do sangue, por serem danos muitas vezes irreparáveis e regiões mais radiosensíveis.

Em Geneva no ano de 1955 foi criado o UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation), comitê científico da ONU com objetivo da utilização pacífica de energia nuclear.

A partir de 1956 a ICRP passou a recomendar uma dose máxima de 5 rem acima da radiação natural, passando a levar em consideração também os efeitos estocásticos decorrentes das experiências das explosões atômicas, não sendo mais considerado os 0,3 rem por semana adotado anteriormente (HEILBRON, 2017).

O termo “limite de dose” começou a ser usado por volta de 1961, sendo comumente atribuído a prática de que qualquer dose deve ser evitada, independente da dose, e que as doses devem ser mantidas tão baixo quanto razoavelmente aceitável (ALARA). Nesse mesmo período foi estabelecido a limitação de 5 rem ao ano para órgãos formadores de sangue e gônadas.

Na publicação da ICRP 22, em 1973 e ICRP 26 foram estabelecidas e conhecidas as doses para corpo inteiro, com isso houve o cálculo de dose para alguns radionuclídeos. Esta publicação indicava um limite de 5 mSv ao ano para público em geral, mesmo acreditando na possibilidade de estabelecer 1 mSv ao ano, mas devido a limitação quanto aos reais dados de dose absorvida neste público.

Mais recentemente, na ICRP 60, no ano de 1994 as recomendações passaram a ser maiores, obedecendo à média anual em cinco anos. Estipulando o valor 0,05 Sv como “Fator de Risco Câncer” (HEILBRON, 2004)

Novas diretrizes de proteção radiológica foram estabelecidas através da CNEN – NN-3.01, levando em consideração o tipo de energia envolvida, além dos

raios-x também gama, elétrons, beta mais e beta menos, e algumas partículas carregadas como nêutrons e prótons.

A partir destes conceitos foram estabelecidos também a LET (Linear Energy Transfer) que é a Transferência Linear de Energia, passa a levar em consideração o tipo de energia e suas interações com o meio.

Foi quando se estabeleceu os limites usados até o momento, sendo de 20 mSv no corpo todo para indivíduo ocupacionalmente exposto, 1 mSv em indivíduo do público, 150 mSv e 15 mSv respectivamente. E na pele e extremidades sendo de limite de 500 mSv e 50 mSv, respectivamente (HEILBRON, 2017).

## **2.2. Efeitos Biológicos**

Os primeiros efeitos percebidos no corpo devido às exposições às radiações ionizantes foram relatadas no início das descobertas dos raios-x. Os primeiros cientistas que tiveram contato com as fontes radionuclídeas, ou até mesmo por exposições constantes por diversas horas, levaram a perceber alterações em estágio avançado. Porém essas alterações eram observadas após um período de latência grande e em alguns casos nos acidentes, como de Hiroshima e Nagasaki, que de certa forma avaliaram as vítimas desses acidentes como exemplos.

Como não havia estudos experimentais, a referência era através da observação ao longo do tempo de lesões ou consequências dessas exposições, que na maioria das vezes estavam relacionadas a superexposição ou contatos diretos com a fonte e a descoberta da radioatividade.

Muitas avaliações iniciais desses efeitos em público ocupacionalmente expostos foi dificultoso devido a outros efeitos danosos que não estavam ligados diretamente às radiações, mas a outros agentes insalubres (TAUHATA, 2014).

Uma das maneiras de estabelecer limites de dose naquela época e que é adotado até hoje é a relação efeito dose, mesmo para doses mais baixas ao longo de determinado tempo.

As formas de ocorrerem essas interações podem ser em exposição única, fracionada ou periodicamente. Em alguns casos em exames onde o sujeito é exposto uma única vez, em outros em que é submetido a diversas doses por um

período como na radioterapia ou ainda em campos profissionais que lidam com materiais radioativos constantemente (TAUHATA, 2014).

As interações da radiação com as células do corpo podem se dar de duas maneiras, direta e indireta. No caso da interação direta os fótons ou partículas carregadas excitam ou ionizam diretamente estruturas da célula, e nas indiretas interagem com outros componentes do corpo gerando radicais livres que por sua vez vão interagir com as células. Essas interações ocorrem devido o organismo vivo ser composto basicamente por água, e esses radicais livres se formam devido a quebra dessa molécula de água gerando os radicais livres (UNSCEAR, 2008).

### **2.3. Estrutura celular e Metabolismo**

As células animais e vegetais são muito parecidas no aspecto de formato e estruturas, mesmo que pareçam diferentes. Sendo compostas de membrana citoplasmática, núcleo, e um líquido internamente onde estão dispostas as organelas, como retículo endoplasmático e Complexo de Golgi

Para proteger e regular a entrada e saída de componentes na célula há a membrana plasmática, composta de proteínas em maior proporção e fosfolípidos.

As células também se interagem através da membrana, para realizar a renovação química com outras células próximas. (UNSCEAR, 2008).

As células passam por momentos de transformações através de mutação e crescimento, se desenvolvendo em fases, conhecido com ciclos. Na primeira fase, chamada de G1 a célula faz a síntese de RNA, enzimas e proteínas, aumentando seu tamanho. Na segunda fase chamada de S é a fase de síntese de DNA, onde o cromossomo é dividido em dois e ligado pelo centrômero e a terceira fase é a G2 que tem por característica que preparam a célula para a mitose, que finalmente ocorre a última fase de mitose, sendo esta a fase de reprodução.

A fase de mitose é classificada em Prófase, Metáfase, Anáfase e Telófase, que é responsável pela reprodução da célula. Dependendo da fase de reprodução celular haverá uma consequência distinta na interação da radiação ionizante com a célula. (UNSCEAR, 1986)

Os efeitos da radiação se deram inicialmente através do efeito causa, e puderam ser avaliados a partir de superexposições, principalmente nos acidentes

nucleares, podendo ser observados e relacionados determinados efeitos provindos da radiação exposta a pessoas.

Ocorre um dano maior quando a radiação é suficiente para ionizar o meio por onde interage. Isso acontece quando a energia dos fótons que interage for maior que a energia de ligação do átomo em questão. Quando essa energia é menor ainda assim é capaz de excitar o meio, alterando de forma temporária e instabilizando essas ligações entre átomos na molécula (TAUHATA, 2014).

Estes efeitos surgem em interações diretas nas células, porém radicais livres podem ser formados na interação da radiação com outras estruturas, como a água, gordura ou outro componente do organismo. Estes radicais livres formados podem interagir com as células rompendo ligações cromossômicas, gerando um distúrbio na formação celular que carrega essas alterações às células “filhas”, e esse processo de mutação pode gerar uma neoplasia ou metaplasia.

Esse dano causado tem sua gravidade maior ou menor dependendo do tipo de energia, a quantidade, duração e quantidade de exposições.

Os maiores danos são aqueles que envolvem o DNA, seja de forma direta ou indireta. Pelo fato do organismo ser composto de grande quantidade de água (H<sub>2</sub>O), essas interações levam a produção de grande quantidade de radicais livres na radiólise da molécula de água.

Algumas vezes a exposição é muito elevada e a célula não consegue reparar e com isso morre. Quando há a morte de elevado número de células o organismo entra em desordem e para compensação produz uma maior quantidade de novas células, podendo gerar um metaplasia (UNSCEAR, 2008).

Esse limiar de dose para ocorrer determinadas alterações específicas é chamado de efeito determinístico, pois há esse limiar de dose conhecido que leva a alterações conhecidas.

Os efeitos decorrentes ocorrem de forma gradual, sendo efeitos físicos, químicos e biológicos.

No efeito físico, durante a exposição, elétrons livres geram íons que provocam radicais e liberação de energias cinéticas decorrentes da transferência de energia entre a radiação e o meio interagido.

Os efeitos que acontecem na interação da radiação x e gama são mais profundas, devido ao poder de penetração, já as partículas carregadas como beta,

interagem mais próximo da superfície. A exposição é definida levando em consideração e como base a interação dos fótons com o ar, e a partir disso, fatores de conversão são usados para outros tipos de energia (UNSCEAR, 1986)

Nos efeitos químicos o organismo procura uma neutralização e equilíbrio com o tempo. Uma fase inicial chamada de físico-química os radicais livres afetam de forma direta as células e conseqüentemente as moléculas. Há ainda a possibilidade de ionização das moléculas da água, gerando radicais livres que muitas vezes interagem com os cromossomos, e causando aberrações e quebras. (TAUHATA, 2014).

Efeitos biológicos ocorrem na fase que pode durar até muitos anos após a interação, alterando a célula durante sua divisão, causando morte ou até mudança permanente. Outro fator preponderante está relacionado a quantidade de radiação recebida, textura orgânica, intervalo de tempo e dano recebido com a dose ao mesmo tempo.

Esses efeitos estão relacionados à resposta do organismo mediante a interação recebida, que sendo pequena pode ocorrer reparação do organismo ou em alguns casos mutação ou morte celular.

As doenças decorrentes da radiação ocorrem quando esses efeitos passam e desequilibrar o funcionamento de algum órgão ou tecido interagido, ocasionando doenças que nem sempre estão relacionadas diretamente a exposições excessivas, o que dificulta a relação efeito causa por não ser específico.

Nos casos em que ocorre a contaminação com radionuclídeos, já é possível ver alterações como queimaduras após algumas horas. Porém quando há a exposição em doses menores e frequentes surgem alterações a longo prazo, podendo aparecer após 6 meses, como alopecia.

Outros fatores como idade, sexo e estado físico podem influenciar o surgimento desses efeitos (TAUHATA, 2014).

Exposições acidentais em grande escala como exemplo nos grandes acidentes como de Hiroshima e Nagasaki deram origem a Síndrome da Irradiação Aguda (UNSCEAR, 1986).

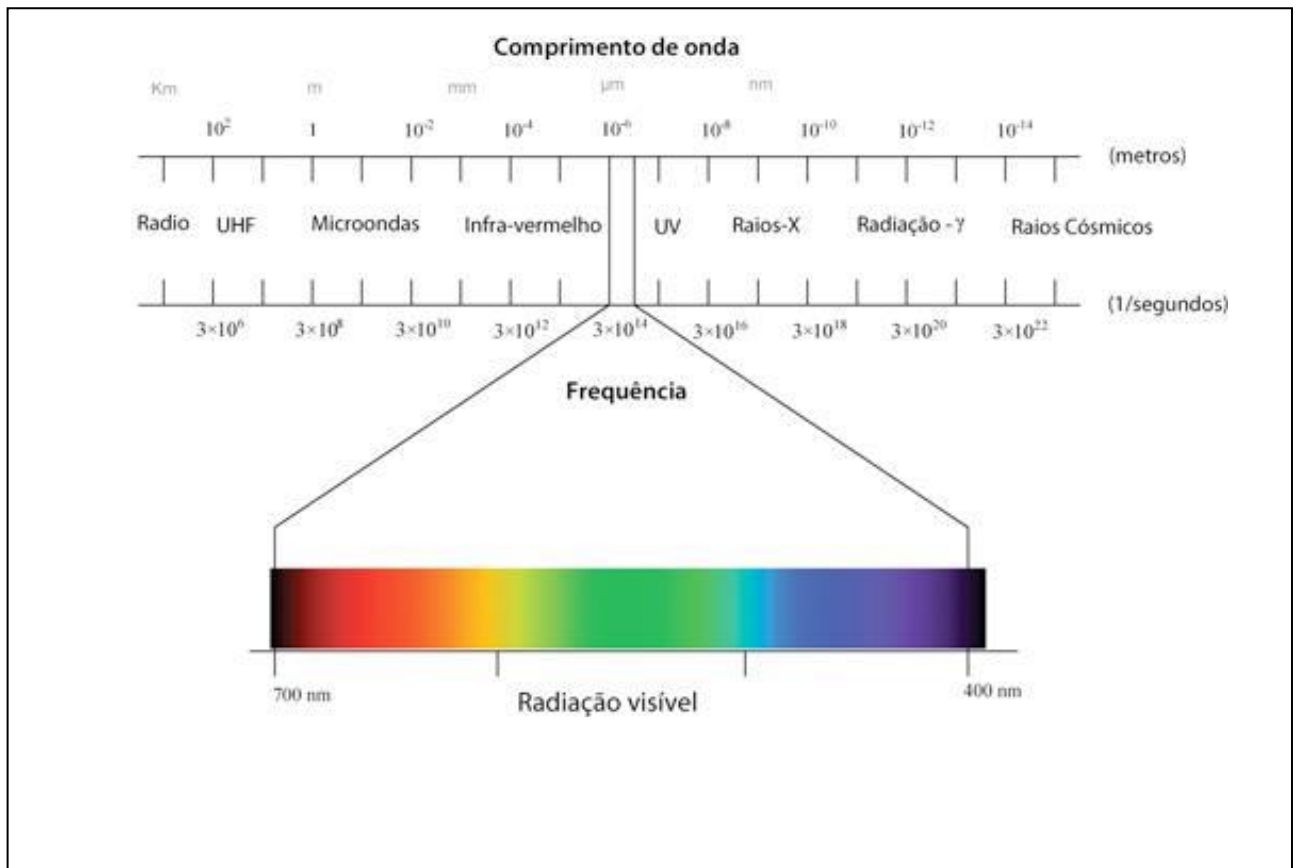
Segundo a Lei de Bergonie e Tribondeau, estabeleceu-se que a radiosensibilidade das células é diretamente proporcional à sua atividade

reprodutiva e inversamente proporcional ao seu grau de diferenciação (BUSHONG, 2001).

## 2.4. Radiação Ionizante

Os raios x são classificados como radiação ionizante, fazendo parte de um espectro de radiação eletromagnética, pois é composta de campos elétricos e magnéticos oscilantes entre si.

Dentro deste espectro eletromagnético há diversos tipos de energias, sendo das mais baixas as mais altas.



**Figura 1:** Espectro de Radiação Eletromagnética. Fonte: MANO, 2018.

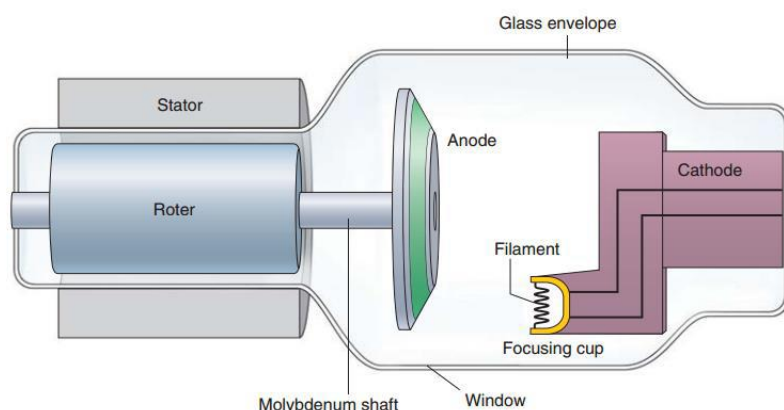
Os diversos tipos de energias têm diferentes comprimentos de ondas e frequência, como consequência, diferentes tipos de energia, sendo que as que tem comprimento de onda igual ou menor a luz são consideradas não ionizantes, pois não tem capacidade de ionizar o meio em que interagem, já as de maior comprimento de onda que a luz são ionizantes, que tem a capacidade de ionizar o meio por onde passam (MANO, 2018).

O poder de ionização está associado à capacidade da energia de tirar elétrons dos átomos por onde interagem, ou ainda, de excitar momentaneamente.

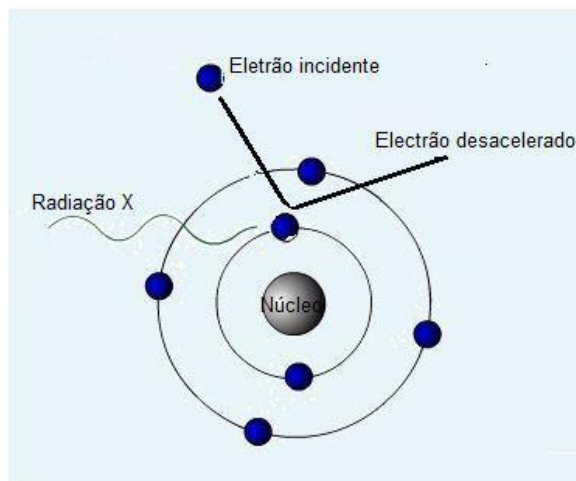
## 2.5. Produção de raios-x na ampola

A ampola de raios-x tem em seu interior uma extremidade positiva e outra negativa, chamadas de ânodo e cátodo, respectivamente. Entre eles é aplicado uma diferença de potencial através de uma tensão dada em kV (kilo volts), que tem a função de acelerar a produção de elétrons no cátodo e direcionados ao ânodo, que ao se chocarem são convertidos em radiação-x e a maior parte da energia em calor. A quantidade de raios-x produzida está ligada diretamente a quantidade de produção de elétrons no cátodo, e selecionados através da corrente do tubo, dada em miliampere por segundos (mAs).

Os elétrons direcionados ao ânodo são freados por um efeito chamado de Radiação de freamento, ou Bremsstrahlung



**Figura 2:** Imagem Ampola de raios x e seus componentes. Fonte: FOSBINDER & ORTH, 2011.



**Figura 3:** Imagem da Radiação de Freamento – Bremsstrahlung. Fonte: MANO, 2018.

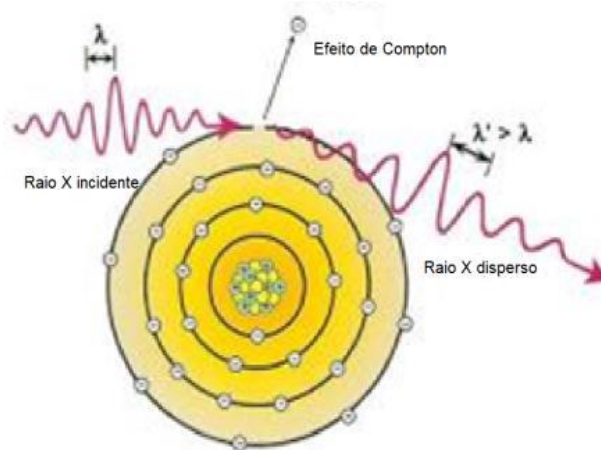
## 2.6. Interação da Radiação com a matéria

Quando a radiação interage com a matéria, ocorre uma interação, onde elétrons das moléculas irradiadas podem ser excitados e quando expelidos do átomo sofrerem ionização.

De acordo com a energia que chega no objeto, ocorre um tipo de interação, sendo que quanto maior o comprimento de onda, menor será a energia.

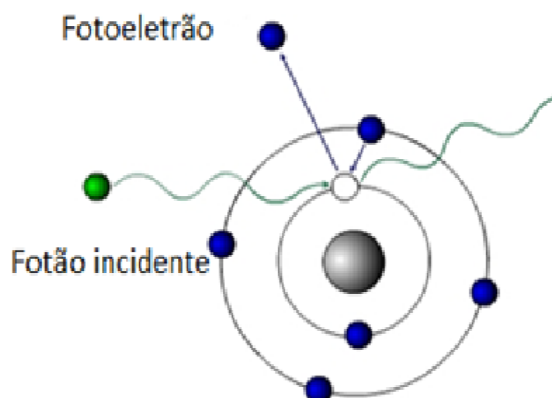
Por isso, ocorrem alguns Efeitos, sendo os três mais comuns o Efeito Compton, Fotoelétrico e Produção de Pares.

No Efeito Compton, a interação ocorre com as camadas mais externas, onde a energia incidente retira um elétron e dispersa a energia. Ocorre para fótons de 0,1 a 1 Mev (mega elétron volt).



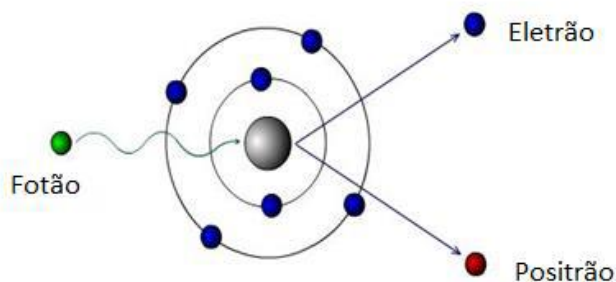
**Figura 4:** Efeito Compton. Fonte: MANO, 2018.

No Efeito Fotoelétrico o elétron do objeto interagido absorve toda a energia do fóton emitido, ocorrendo nas camadas mais internas do átomo. O fóton incidente desaparece e o elétron com toda a energia desse fóton é extraído do átomo.



**Figura 5:** Efeito Fotoelétrico. Fonte: MANO, 2018.

Na Produção de Pares o fóton incidente tem uma energia muito superior a energia de ligação do átomo incidente, chegando a ser duas vezes maior, chegando muito próximo das camadas internas próximas do núcleo e passam a sofrer interferência deste. Com isso o fóton incidente passa a não existir mais, porém são produzidas duas partículas cada uma com metade da energia deste fóton incidente, sendo uma de carga negativa chamada elétron e uma de carga positiva chamada pósitron.



**Figura 6:** Produção de Pares. Fonte: MANO, 2018.

### 3. Parâmetros dosimétricos e grandezas em Tomografia

Em meados de 1990 a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) criaram levantamentos de efeitos biológicos da radiação ionizante na população e trabalhadores, levando em consideração dados de dose absorvida de um tecido ou órgão. Algumas recomendações foram feitas em relação a quantidades e medidas que fo-

ram adotados pelas comunidades internacionais. Tais medidas foram publicadas em novas publicações que foram baseadas nas publicações anteriores de 2007 e 2009. Sendo consideradas e estabelecidas como Unidade Padrão Internacional (S.I.), Sievert (Sv) e Gray (Gy) nas ICRP 2005 e 2007, e na NCRP 2009.

Através da UNSCEAR de 2008 passou a ser responsabilidade da Organização Mundial de Saúde (OMS) a definição das unidades internacionais (UNSCEAR, 2008).

Com uma mesma quantidade de radiação cada região ou órgão se comporta e reage de maneira diferente. Sendo assim, cada célula tem uma sensibilidade específica quando exposta à radiação.

As células que têm maior atividade mitótica são mais sensíveis, sendo assim quando são danificadas transmitem suas mutações genéticas as células filhas. Dentre essas células mais sensíveis estão as dos órgãos hematopoiéticos e revestimento do intestino.

Essas interações podem causar a morte ou mutação da célula em questão, ou simplesmente nada acontecer, ou ainda, ter um efeito de menor intensidade.

Com as experiências dos acidentes envolvendo radiação ao longo dos anos foi possível observar e avaliar efeitos na população, e em alguns casos de experimentos em animais permitiu estabelecer fatores de ponderação para câncer em pacientes que sobreviveram a estes acidentes, como exemplo, em Hiroshima e Nagasaki (MANO, 2018).

Esses estudos permitiram perceber a energia depositada com relação aos efeitos biológicos causados, aos diferentes tecidos e diferentes tipos de radiação.

A dose efetiva pode ser estabelecida pela multiplicação da dose no órgão pelo fator de ponderação do tecido em questão.

#### **4. História e Evolução da Tomografia Computadorizada**

Em 1895 Roetgen descobriu os raios x, que inicialmente o chamava de raios de Roetgen, em 1917 Radon introduziu aos cálculos matemáticos a Transformada de Radon, que consiste da transformação de dados em duas dimensões e posteriormente permitiu os cálculos para três dimensões. Em 1963 Allan Cormack descreveu uma técnica de cálculos que permitiu calcular a distribuição da absorção no corpo (MARTINS, 1995).

Surge então o que hoje conhecemos como Transformada de Fourier em 1911, onde um matemático francês chamado Jean Baptiste Joseph Fourier, que hoje são bastante utilizadas em imagens digitais médicas.

E seis anos após, Kuhl, juntamente a Hale e Eston realizava uma projeção transversa de tórax, onde havia uma fonte radioativa de Amerício 241 a frente do paciente a no lado oposto um detector que recebia essas informações, porém interrompeu o estudo pela metade e não chegou a publicar.

Em 1957 Gabriel Frank publicou um estudo com cálculos em imagens, desenvolvendo um equipamento para reconstrução de secções axiais. Sendo esses estudos iniciado em 1940.

Koremblyum, desenvolveu em 1958 um aparelho que já se assemelhava muito a tomografia, que consistia do uso de informações analógicas em um sistema de televisão e uso de algoritmos.

Em 1961 um médico neurologista de Los Angeles desenvolveu uma maneira de reconstruir imagens em um método bruto de reconstrução, através de retroprojeção, porém não teve sucesso e continuidade, devido a qualidade das imagens serem baixas. Porém três anos anteriores David Kuhl já havia realizado a primeira varredura de cortes transversos no Hospital Universitário da Pensilvânia (BITELLI, 2006; REHANI, 2010).

Allan Cormack iniciou em 1964 estudos mais específicos com reconstruções de imagens de projeções radiográficas, sendo realizados experimentos em simuladores. E a partir daí Godfrey Newbold Hounsfield, um engenheiro britânico que trabalhava na EMI (Electrical and Musical Industries) começou um estudo e desenvolver através das pesquisas anteriores como a de Cormack e criou oficialmente o primeiro tomógrafo, onde fez mais de 70 exames de tomografia com auxílio do Dr. James Ambrose, neuroradiologista. Podendo comparar com informações histológicas, dando credibilidade a nova descoberta, pois os resultados em sua grande maioria coincidiram.

O uso da tomografia computadorizada teve seu uso introduzido na prática clínica no ano de 1972, com o engenheiro eletricista Godfrey Hounsfield através da TAC (Tomografia Axial de Crânio), como era conhecida, por inicialmente ser usada somente para exames de cabeça. Assim, estes primeiros tomógrafos eram utilizados somente para a região da cabeça, devido a sua limitação de tamanho e

preocupação à época com traumas dessa região e não havia até o momento um método que permitisse visualizar um possível sangramento e consequente dano neurológico. Era composto de um tubo de raios-x e um ou no máximo dois detectores dispostos em lado oposto ao tubo de raios-x. O movimento de ambos chegava somente a 180° e depois retornava ao estágio inicial, chamado também de aparelhos de primeira geração. Levavam em média 4 a 5 minutos por varredura e dependendo do tamanho da região ser examinada, em torno de 40 min a 1 hora por exame completo (SEERAM, 2008).

Em 1974 já havia 60 clínicas que faziam uso da tomografia de crânio. Em 1975 deu início a utilização da tomografia do corpo todo. Cormack e Hounsfield ganharam o Prêmio Nobel em 1979 pelo desenvolvimento da tomografia.

Oficialmente em 1972, ao publicar a pesquisa e descoberta na revista do Instituto Britânico de Radiologia, Hounsfield inovou com a nova descoberta e uma das mais importantes desde a descoberta dos raios-x, recebendo o Prêmio Nobel pela façanha, e em 1986 recebeu a medalha de do Colégio Americano de Radiologia (BITELLI, 2006; REHANI, 2010).

Em 1989 W.A. Kalender e P. Volk conduziram os primeiros experimentos da tomografia espiral, realizando cálculos matemáticos em aquisições de imagens de duas para três dimensões. Em 1998 a evolução da tomografia computadorizada começou a aplicar em sua tecnologia as diversas fileiras de detectores, conhecidos como multi-slice ou multicortes. Em 2000 houve a introdução do sistema de tomografia combinado PET (Tomografia por Emissão de Pósitron). No ano de 2001 a introdução dos tomógrafos de 16 canais ou fileiras, com 64 canais a partir de 2004. E em 2006 a tecnologia de tomógrafos com dupla energia.

Em 2010 havia mais de 50.000 tomógrafos instalados no mundo todo (KALLENDER, 2005).

O princípio físico na tomografia é o mesmo utilizado nos exames de raios-x, onde áreas que absorvem mais radiação na imagem se apresentam com tons mais claros até o branco, e regiões que permitem essa radiação passar com mais facilidade enegrecem. Um feixe ou mais feixes colimados de radiação são aplicados na região a ser examinada, e parte dessa energia que atravessa o corpo sensibilizam os detectores, dispostos na região oposta à fonte de radiação.

Em diversas projeções são adquiridas essas informações e são realizados movimentos circulares simultâneos de fonte e detectores, de forma que sempre estarão posicionados em lado opostos. Estes dados são colhidos de tempos em tempos pré-determinados (ROMANS, 2010).

Os dados brutos que são colhidos nos detectores que são sensibilizados, são transformados em dados através de cálculos matemáticos, por um sistema computadorizado.

Dados brutos que são organizados e orientados são convertidos em dados de imagens.

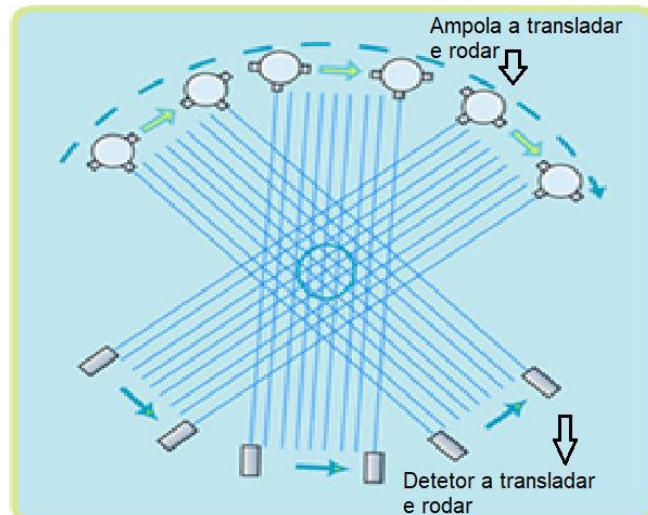
A imagem inicial adquirida é dada através de uma matriz de elementos chamados de pixel (Picture element) ou elemento de imagem, que carrega informações da imagem.

Já o elemento que carrega a informação volumétrica de combinação das informações das três dimensões é chamado de voxel (Volum element) ou elemento de volume.

Em homenagem ao desenvolvedor da tecnologia e equipamento de tomografia computadorizada foi chamado de HU (Unidade Hounsfield), o dado responsável pela informação de densidade de cada voxel, ou seja, como as imagens são adquiridas através de combinações de números binários que são convertidos em dados de imagem, são apresentados em tons que vão do branco, passando pelo cinza e chegando ao preto. Esses valores são classificados de -1000 para informações que equivalem ao ar, passando gradativamente pelo 0 que equivale a densidade da água, e +1000 que representa a densidade óssea (ROMANS, 2010).

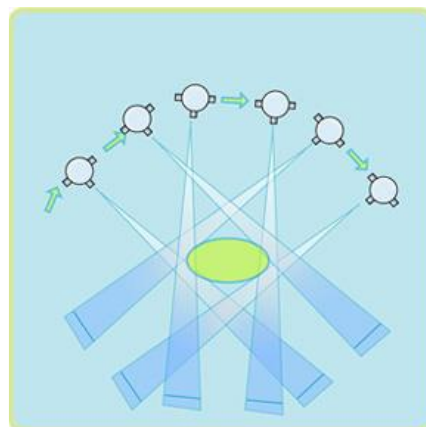
Os primeiros tomógrafos foram desenvolvidos por Hounsfield na EMI, que eram utilizados somente para a região da cabeça, devido a sua limitação de tamanho e preocupação à época com traumas dessa região e não havia até o momento um método que permitisse visualizar um possível sangramento e consequente dano neurológico. Era composto de um tubo de raios-x e um ou no máximo dois detectores dispostos em lado oposto ao tubo de raios-x. O movimento de ambos chegava somente a 180° e depois retornava ao estágio inicial, chamado também de aparelhos de primeira geração. Levavam em média 4 a 5 minutos por

varredura e dependendo do tamanho da região ser examinada, em torno de 40 min a 1 hora por exame completo (SEERAM, 2008).

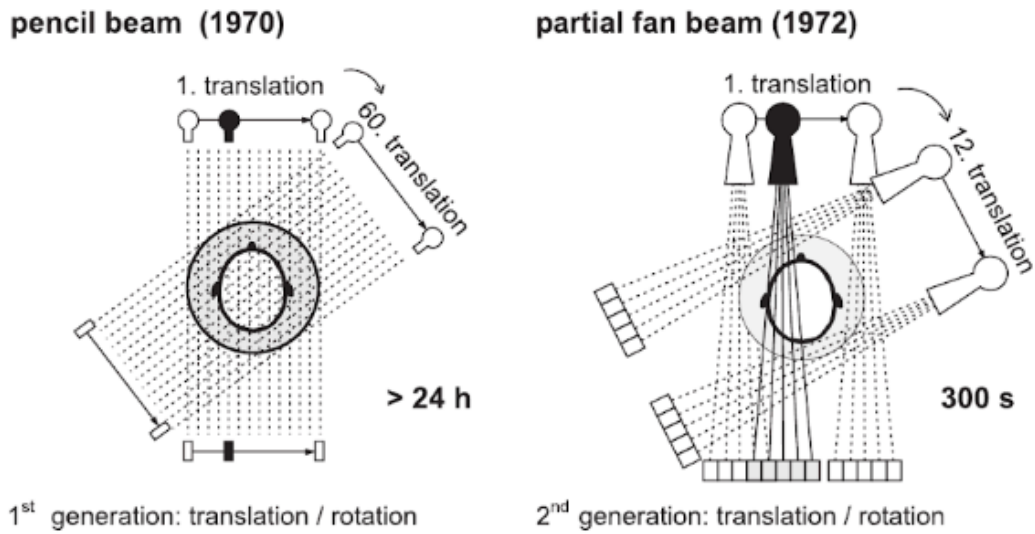


**Figura 7:** Aparelho de Tomografia de Primeira Geração. Fonte: MANO, 2018.

Em seguida foram desenvolvidos aparelhos chamados de segunda geração, que trabalhavam com tecnologias mais avançadas, com um aumento na quantidade de detectores, chegando a 30 detectores dispostos, melhorando e diminuindo o tempo total de aquisição, durando em média 25 segundos por corte. Tinham uma exposição e colimação em formato de leque para contemplar todos os detectores, porém não foram viáveis comercialmente devido usarem altas exposições a radiação (SEERAM, 2008).

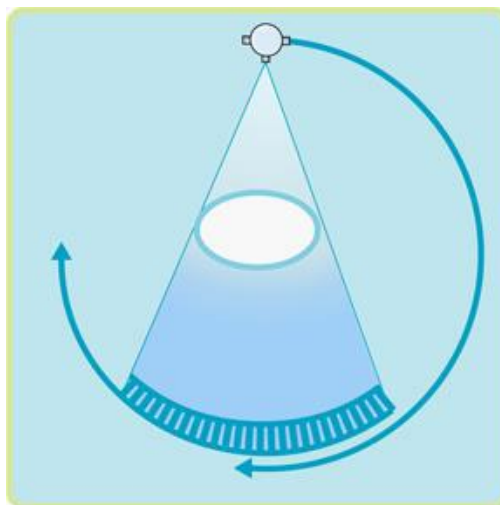


**Figura 8:** Aparelho de Tomografia de Segunda Geração. Fonte: MANO, 2018.



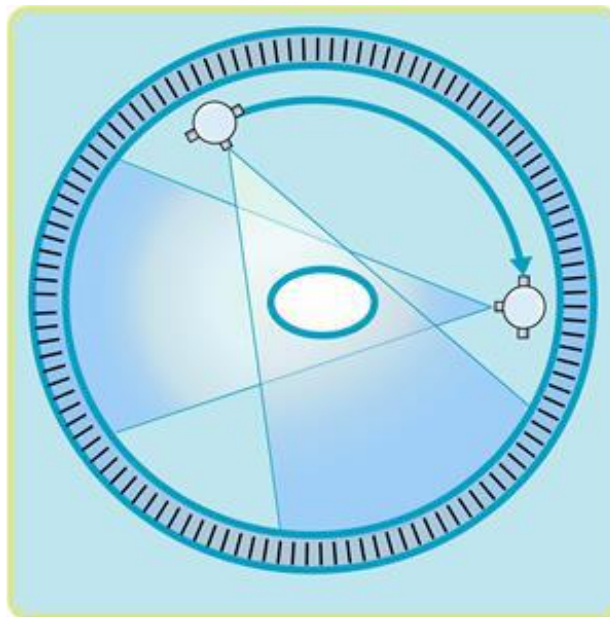
**Figura 9:** Demonstração em vista superior dos movimentos de rotação e translação de tubo e detectores durante aquisição de imagem nos aparelhos de primeira e segunda geração. Fonte: KALENDER, 2011.

Com isso foram criados os aparelhos de terceira geração, permitindo nessa nova tecnologia uma diminuição considerável de tempo por realizarem movimentos contínuos de tubo e detectores, e com uma gama de detectores dispostos, sendo aproximadamente 600. Essa tecnologia permitia a aquisição de uma imagem em aproximadamente 2 segundos. E o processamento também foi otimizado em relação ao tempo de transformação e origem das imagens (CARLTON, 2012).

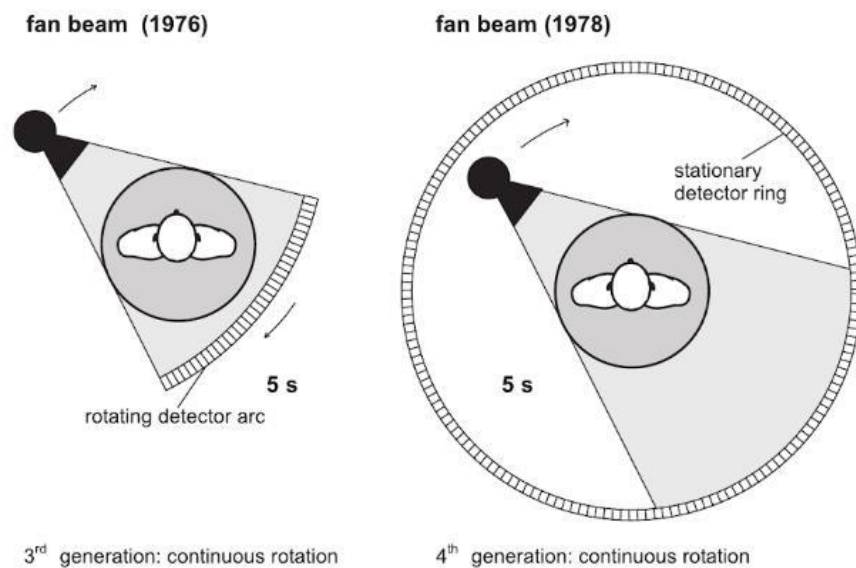


**Figura 10:** Aparelho de Tomografia de Terceira Geração. Fonte: MANO, 2018.

Nos aparelhos de quarta geração que surgiram nos anos 80, a tecnologia de Slip-Ring (anéis deslizantes), que permitia movimento contínuo do tubo por ter anéis de ligas sem ter a necessidade de conexão de cabos, onde escovas de contatos alimentavam a energia para o sistema. Porém não foi viável comercialmente, devido ao alto custo dos detectores e saiu do mercado (CARLTON, 2012).



**Figura 11:** Aparelho de Tomografia de Quarta Geração. Fonte: MANO, 2018.



**Figura 12:** Representação e vista superior dos movimentos de tubo e detectores em aparelhos de terceira e quarta geração. Fonte: KALENDER, 2011.

Mesmo não sendo viáveis comercialmente os aparelhos de quarta geração trouxeram essa facilidade de aquisição de redução no tempo de exame que foram usados nos aparelhos seguintes chamados de helicoidais, pois permitiam o movimento constante de mesa e sistema tubo-detectores simultâneos, gerando informações volumétricas, com aquisições em forma de hélice e cortes diagonais, por isso foram chamados de helicoidais, muito parecidos com espirais.

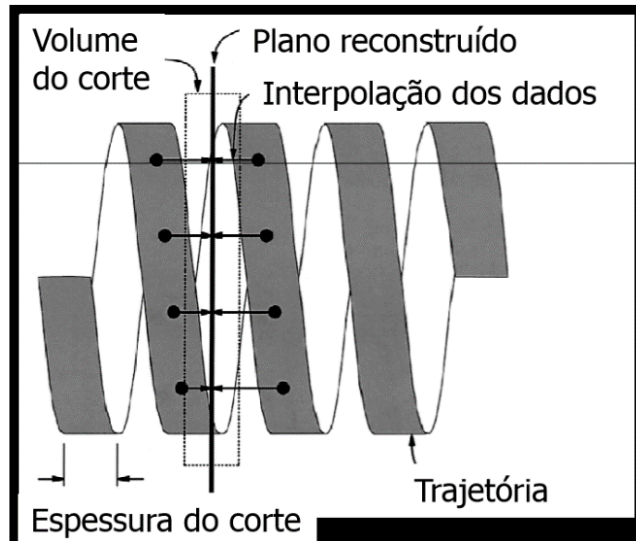
Um exame de crânio completo passou a ser feito em aproximadamente 20 segundos, enquanto nos aparelhos anteriores chegavam a 3 ou 4 minutos (GOLDMANG, 2008)

A partir dessas conformações foi possível a aquisição de imagens em 1 segundo por corte, e introdução no fator chamado de Pitch, que é a interpolação de dados a cada aquisição, por ter formato espiral, sendo a razão entre o deslocamento de mesa pela espessura de corte multiplicado pela rotação do tubo. (KALENDER, 2005)

Os aparelhos multislices foram introduzidos no final dos anos 90, que utilizam a mesma tecnologia de aquisição de imagens porém com disposição de várias fileiras de detectores, que permitem mais cortes por volta do sistema tubo-detectores, reduzindo assim drasticamente o tempo de exames.

#### **4.1. Aparelhos helicoidais e multicortes**

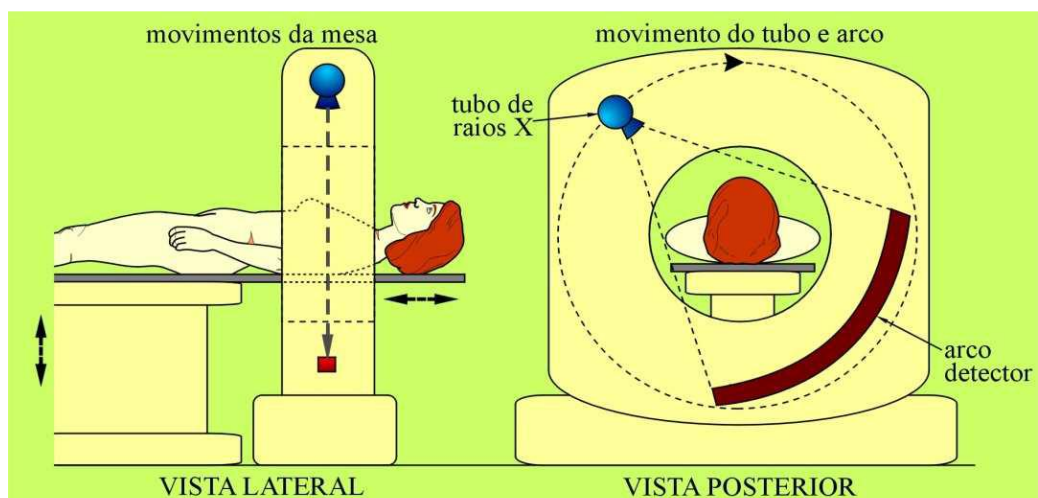
Até os aparelhos de terceira geração a cada volta de  $180^\circ$  ou  $360^\circ$  o sistema tubo e detectores voltavam à posição inicial e começava-se uma nova aquisição com diversas exposições. Porém, a partir da tecnologia dos aparelhos, chamados de helicoidais, receberam este nome exatamente por realizarem movimentos simultâneos de sistema tubo/detectores e mesa, gerando assim um movimento espiral ou em formato de hélice, com isso os tempos de aquisição de imagens e consequente diminuição do tempo de exames foram introduzidos.



**Figura 13:** Representação dos cortes em Tomografia Multicortes. Fonte: MANO, 2018.

Nos aparelhos multi-slice os movimentos permaneceram em formato de hélice, porém foram introduzidas diversas fileiras de detectores, e aumentando além do leque de abertura, também a colimação a cada exposição, ou seja, diversos cortes são realizados a cada volta de  $360^\circ$  do sistema, a depender da quantidade de fileiras.

Nos dias de hoje os aparelhos utilizam a conformação e estrutura dos aparelhos de terceira geração associado a evolução dos aparelhos helicoidais na forma de aquisição e com a vantagem de terem Múltiplos Detectores (MDCT) (CALZADO; GELEIJNS, 2010) (JÚNIOR, 2012).



**Figura 14:** Representação e vista frontal e lateral do movimento de tubo e arco, com detectores na parte oposta. Fonte: Mourão, 2007.

## 4.2. Aparelhos com tecnologias com propostas de redução de dose

A comunidade científica passou a ter uma preocupação e atenção voltada aos exames de tomografia computadorizada, ao passo que ao longo dos anos e evoluções de tecnologias nos aparelhos trouxeram um aumento na aquisição desses aparelhos nas clínicas e hospitais e conseqüentemente aumentando assim as solicitações e execuções desta modalidade de exames (KALENDER, 2014) (IAEA, 2014).

A partir do ano de 2010 em diante deu início a introdução na redução e otimização de doses administradas durante o exame de tomografia computadorizada.

O que possibilitou esta redução de dose foi a introdução de mais fileiras de detectores e a busca por tubos mais eficientes e tomógrafos mais rápidos. (LELL; KACHELRIEß, 2020).

Posteriormente, a TC apresentou novas tecnologias, como as TC com detectores de contagem de fótons (*photon counting detectors*), que oferecem maior resolução espacial e menor ruído na imagem, e algoritmos de *machine learning* aplicados em reconstrução, pré-processamento, e análise de imagens (LELL; KACHELRIEß, 2020).

Em 2019 alguns pesquisadores e cientistas apresentaram os primeiros testes “in vivo” com esta ferramenta de contagem de fótons, em exames de mama.

Neste estudo mostrou-se imagens com boa qualidade e baixa radiação aplicada, em diagnóstico de câncer de mama (BERGER; MARCON; SALTYBAEVA; KALENDER *et al.*, 2019).

### 4.3. Componentes da Tomografia

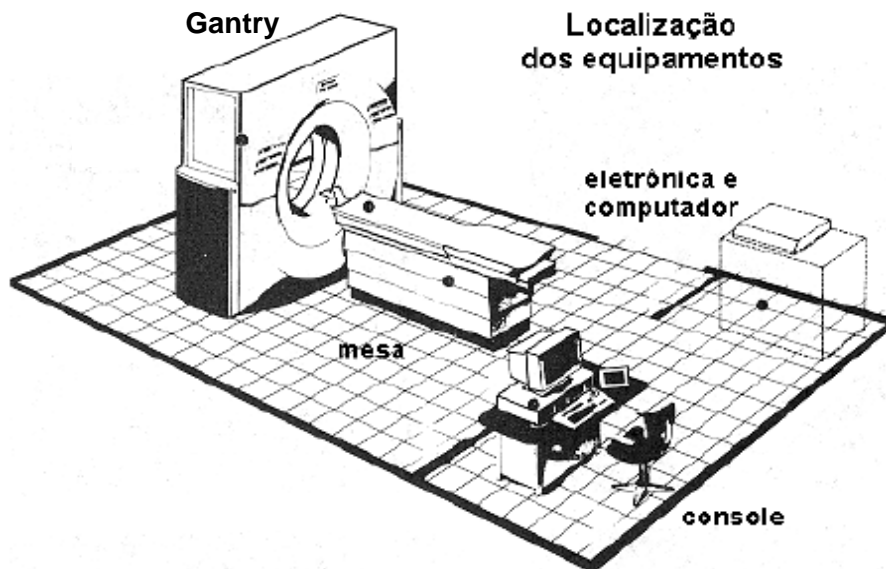


Figura 15: Componentes da Tomografia. Fonte: SILVA, 2017.

#### 4.3.1. Gantry

O “gantry” é um componente em forma de anel que acomoda os componentes que produzem radiação, elétrico, detectores, e outros componentes responsáveis pela movimentação do tubo de raios x e receptores, como detectores e colimadores. Nele encontra-se também lasers que tem finalidade de posicionar a estrutura a ser examinada. Alguns aparelhos têm a função de inclinação positiva (parte superior para frente), ou negativa (parte superior para trás) (ROMANS, 2011).

#### 4.3.2. Mesa

A mesa é onde fica acomodado o paciente deitado, e responsável por conduzi-lo para dentro do “gantry”, sendo composta por material de baixo número atômico para evitar interação e interferência durante a aquisição das imagens e exposições. Dependendo do fabricante pode ser plana, curva ou semicurva (GUERRA, 2020).

#### 4.3.3. Console de operação (Workstation)

A sala onde fica o console de operação é chamada workstation, que é onde fica o operador do tomógrafo e onde estão os computadores que controlam a mesa e o “gantry”. Os computadores existentes têm a finalidade de aquisição de imagens, processamento, informações gerais do exame e paciente, bem como pós-processamento e reconstruções (BUSHONG, 2013).

Dentre as informações adquiridas e programadas durante o exame e após ele estão algumas reconstruções retrospectivas após aquisição (SOUZA, 2019).

#### **4.3.4. Hardware e Software**

Composto de computadores que estão classificados como hardware, pois são componentes físicos, incluindo também os monitores e CPU (Central Processing Unit) interligadas. E os softwares que são virtuais, estando associados aos programas propriamente ditos que são responsáveis pelo funcionamento de todo o sistema, desde o programa específico do fabricante para aquisição da imagem até os programas auxiliares para manusear as imagens (SOUZA, 2019).

#### **4.3.5. Geradores**

Funcionavam com uma frequência de 60Hz e eram de tamanhos grandes e ficavam fora do “gantry”, porém os atuais são menores e ficam alojados na parte interna, permitindo através de uma tecnologia chamada “slip ring”, que permite que anéis deslizem em sistema de escovas, permitindo nos aparelhos atuais uma movimentação contínua dos componentes internos, como tubo e detectores sem a dificuldade de fios e sistemas de cabeamento se enrolando. Esses geradores atuais trabalham na faixa de 3000 Hz (FOSBINDER; ORTH, 2011).

#### **4.3.6. Detectores**

Os detectores são receptores de radiação usados na tomografia e que têm características de fácil e rápida conversão e reutilização. Estão dispostos em parte do entorno do “gantry”, no lado oposto ao tubo de raios x, porém não estão dispostos em toda a circunferência, como havia nos tomógrafos de quarta geração que não foram viáveis comercialmente. Nos aparelhos de tecnologia helicoidal

usados na atualidade esses detectores estão dispostos em forma semicircular, acompanhando o “leque” da divergência da radiação emitida pelo tubo.

Podem variar a quantidade de fileiras destes detectores, nos aparelhos multi-slice, de acordo com a quantidade de canais (FOSBINDER; ORTH, 2011).

#### **4.3.7. Colimadores**

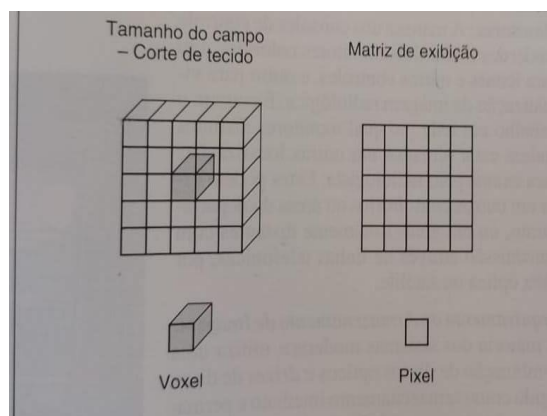
Na tomografia, diferentemente da radiografia existem dois colimadores, pré e pós paciente. Os colimadores que acompanham a saída do tubo de raios x são chamados de primário ou pré paciente, pois limitam a saída de radiação do aparelho que chegarão no paciente, evitando assim exposição desnecessária chegando na fatia de tecido irradiada. Já os colimadores pós paciente ou secundários tem a função de limitar a radiação secundária que sensibilizaria os detectores, prejudicando as informações reais obtidas do tecido de interesse (BUSHONG, 2013).

### **5. Princípios de Formação da Imagem em Tomografia**

O princípio básico de formação e aquisição de imagens em Tomografia computadorizada parte do princípio que se usa radiação ionizante, que tem origem em um tubo de raios x parecido com o dos aparelhos de raios-x, porém com uma capacidade maior devido às técnicas de exposição usadas serem elevadas e o uso contínuo através de exposições sequenciais (NÓBREGA, 2007).

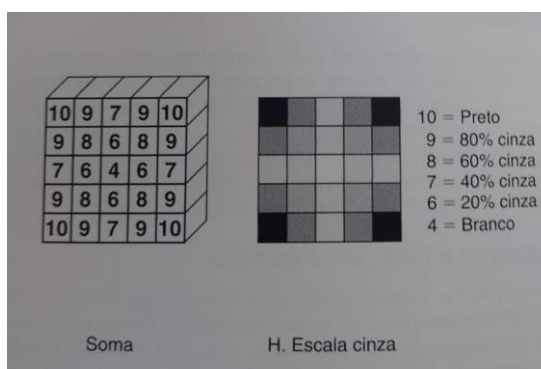
Há uma parte externa, chamada de “gantry” que acomoda o tubo, na parte oposta detectores que são sensibilizados de acordo com a quantidade de radiação que chega, consequência das atenuações que ocorrem no objeto irradiado. Esse sinal elétrico é convertido em número binários que são contabilizados em um conjunto de computadores e processadores (MOURÃO, 2007).

Uma pequena unidade de volume que é irradiada chamada de voxel (volum element), parte dos fótons de raios x que atravessam o objeto chegarão com intensidades diferentes, de acordo com a estrutura interagida, assim será obtido um conjunto de informações de valores de intensidade.



**Figura 16:** Voxel e Pixel. Fonte: BONTRAGER, 1999.

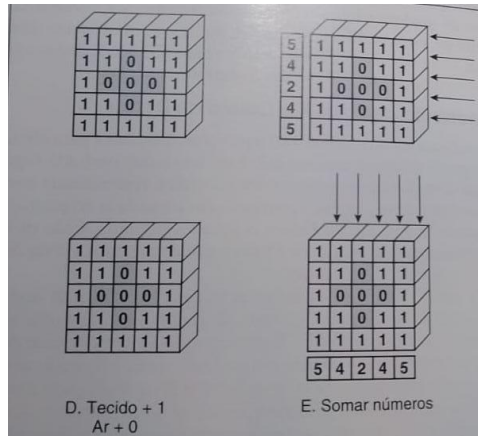
Cada conjunto de informações volumétricas são apresentadas em duas dimensões através do pixel (picture element), elemento que carrega informações no menor quadrado possível de acordo também com a matriz utilizada de pixels. Essa informação de dará visualmente em tons de cinza, preto e branco, sendo que o voxel que tiver maior absorção fornecerá menos informação na composição do pixel e será demonstrado um tom mais voltado para o branco, e quando a absorção for menor, mais fótons chegarão aos detectores e a imagem será apresentada mais próximo do tom preto (MOURÃO, 2007).



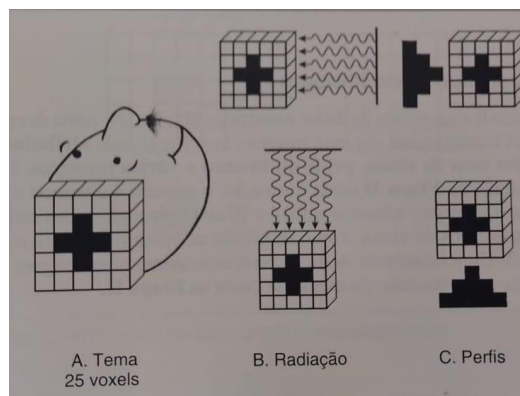
**Figura 17:** Matriz demonstrativa em níveis de tons de cinza em tomografia. Fonte: BONTRAGER, 1999.

A matriz é o conjunto de linhas e colunas dispostas entre si nos dois eixos. Quanto maior for a matriz de imagens, mais pixels terá, sendo estes menores e carregando informações e gerando uma maior resolução de imagem. Na maioria dos tomógrafos usados hoje em dia a matriz utilizada é a de 512X512.

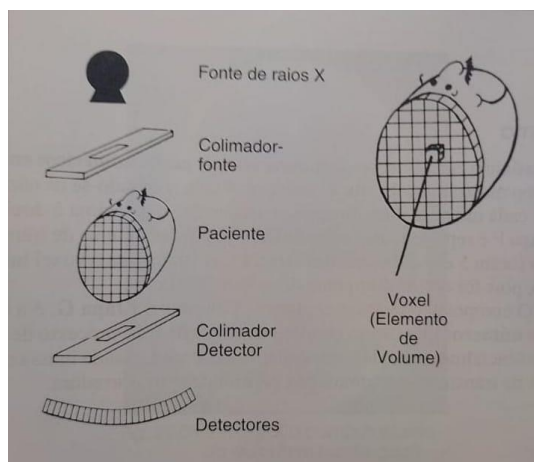
De acordo com as diversas projeções de diferentes ângulos obtidos dará um conjunto de informações de volume que serão combinadas em duas dimensões para formar a imagem (NÓBREGA, 2007).



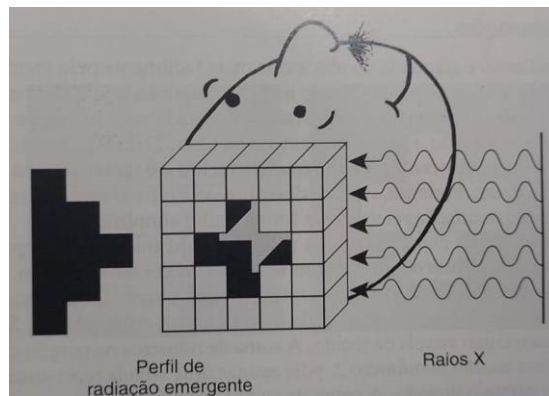
**Figura 18:** Combinações de números em TC para determinar tons de cinza. Fonte: BONTRAGER, 1999.



**Figura 19:** Combinações de números em TC para determinar tons de cinza. Fonte: BONTRAGER, 1999.



**Figura 20:** Demonstração de voxel e aquisição de imagem. Fonte: BONTRAGER, 1999.



**Figura 21:** Demonstração perfil de radiação emergente e voxel. Fonte: BONTRAGER, 1999.

Para referência de tons de cinza, preto e branco visualizados nas imagens de tomografia há uma unidade conhecida como HU (Unidade Hounsfield), que tem como base, a água no valor de 0, o ar com o valor de -1000 e estruturas mais densas como osso com valor de HU de +1000. A partir daí cada estrutura de órgãos e tecidos no corpo são classificados através de variações desse número. (Conforme tabela 1)

TECIDO	CT (nº)
Ar	-1000
Pulmão	-900 a -400
Gordura	-110 a -65
Água	0
Rim	30
Sangue normal	35 a 55
Músculo	40 a 60
Fígado	50 a 85
Ossos	130 a 250

**Tabela1:** Classificação de H.U. – Unidade Hounsfield de acordo com o tecido

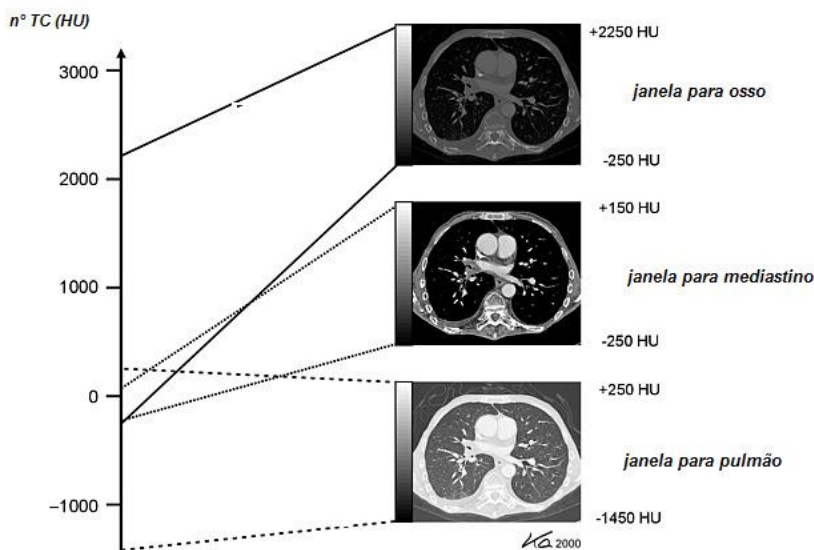
O Campo de Visão, também conhecido como FOV (Field Of View), é a abertura do “leque” de divergência na estrutura irradiada, de acordo com a largura da estrutura irradiada (NÓBREGA, 2007).

Nos aparelhos atuais que trabalham com a tecnologia de aquisição helicoidal, ou seja, quando tubo em movimento realiza exposições contínuas enquanto a mesa se move, há um fator chamado de pitch que é o produto do

deslocamento da mesa dada em milímetros pelo tempo de volta do tubo, dado em segundos, dividido pela espessura do corte, também em milímetros (MOURÃO, 2007).

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Deslocamento da mesa (mm)} \times \text{volta do tubo (s)}}{\text{Espessura do corte (mm)}}$$

Outro fator importante que também interferirá na visualização da imagem é a “janela”, que são variações de tons de cinza na imagem, porém essa alteração pode ser feita pelo operador após aquisição da imagem, sem interferir diretamente na aquisição, mas sim no processamento. Essas variações são quantificadas através de combinação de valores de WW (Word Width) ou Largura de Janela, que controla o brilho e WL (Word Level) ou Nível de Janela que modifica o contraste (AUGUSTO, 2009).



**Figura 22:** Janela WW/WL – Demonstrando a variação no efeito na imagem. AUGUSTO, 2009.

## 6. Grandezas físicas

Desde a utilização da radiação foi estabelecido grandezas físicas que servem como parâmetro para cálculos e dosagem, como:

**Kerma** (Kinetic Energy Released per unit Mass) ou Kerma no ar que é definido como a energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas em uma massa definida de ar. Pode ser calculado através da exposição e está relacionado com a dosimetria de pacientes. Calculado a através da fórmula a seguir:

$$K = d E_{tr}/dm \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{gray} = \text{Gy}) \quad (3)$$

-  $E_{tr}$  representa a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes sem carga elétrica por unidade de massa  $m$  (OLIVEIRA, 2020).

### **Dose absorvida ou Dose**

A dose absorvida ou dose é a quantidade de energia absorvida por unidade de massa em algum meio. Usada para qualquer tipo de radiação ionizante e em qualquer meio. Utilizada em proteção radiológica. Sendo a energia média depositada em um órgão ou tecido definido  $T$  dividida pela massa:

$$D = d\varepsilon/dm \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{gray} = \text{Gy})$$

Onde  $d\varepsilon$  é a variação da energia cedida ao meio (expressa em joules) por unidade de massa (em quilograma). Inicialmente a dose absorvida era expressa em *rad* (*radiation absorbed dose*). Ficando estabelecido a seguinte proporção:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

**Dose Equivalente/Equivalente de Dose** foi um conceito definido para estabelecer equivalência entre doses de radiações diferentes para produzirem o mesmo efeito biológico, não levando em consideração as diferenças de tecidos, mas sim o fator específico de cada energia utilizada (DAROS, 2005).

$$H = D.Q \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{Sievert} = \text{Sv})$$

- D representa a dose absorvida
- Q representa o fator de qualidade que varia de acordo com o tipo de radiação e energia, dependente dos valores de eficácia biológica relativa (RBE – *Relative Biological Effectiveness*).

Em termos de equivalência, as diferenças entre as radiações são expressas pelos valores do coeficiente de transferência de energia por unidade de comprimento (LET – *Linear Energy Transfer*), ou seja, quanto maior a LET maior o dano, e quanto menor LET menor o dano. Inicialmente era usado a unidade rem (*Roentgen Equivalent Man*)(OLIVEIRA, 2020).

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

**Dose Equivalente Efetiva ou Dose Efetiva** - é a soma das doses equivalentes dos órgãos e tecidos ponderados pela radiosensibilidade de cada órgão ou tecido. Neste caso é levado em consideração o tipo de tecido interagido e não necessariamente o tipo de energia (IAEA 2007).

$$E = \sum W_T \cdot H_T$$

WT – representa o fator de ponderação de cada tecido ou órgão

HT – representa a dose equivalente de cada tecido ou órgão, dado em Sv (Sievert)

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$$

### 6.1. Grandezas dosimétricas em Tomografia (CTDI e DLP)

A sigla CTDI significa Computed Tomography Dose Index, ou seja, Índice de Dose em Tomografia Computadorizada, e é usada como referência para estimar a dose recebida pelo paciente em cada exame. Sendo esses valores atribuídos pelo tomógrafo baseados em cálculos previamente realizados por simuladores. (FRIEDRICH et al, 2015)

O CTDI é uma medida padrão de dose de radiação em um exame de Tomografia Computadorizada, que compara a saída de radiação de diversos equipamentos. Podendo variar em CTDI100, CTDI<sub>w</sub> e CTDI<sub>vol</sub>. O CTDI100 recebe esse nome por que é medido numa câmara de ionização de 100 mm de comprimento; o CTDI<sub>w</sub> é uma média ponderada da dose numa única fatia do objeto. E o mais comum o CTDI<sub>vol</sub> que é a medida utilizada nos equipamentos *multislice* e se dá dividindo o CTDI<sub>w</sub> pelo *pitch*. São valores dados em mGy. (MANO, 2018)

Outro termo atribuído e referenciado nos aparelhos é o DLP que é a Dose Length Product, ou Produto da Dose-Comprimento, sendo o produto do CTDI pela extensão irradiada do paciente (FRIEDRICH et al, 2015).

$$\mathbf{DLP = CTDI_{vol} \times comprimento da varredura do exame}$$

No ano de 1981 foi introduzido o termo CTDI em tomografia para mensurar dados dosimétricos nos aparelhos, sendo aceito e estipulado pela FDA (Food and Drug Administration) (SHOPE et al, 1981)(OLIVEIRA, 2020). O CTDI é dado por:

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

Geralmente a dose, representada por  $D$ , para o cálculo do  $CTDI$  é realizada com uma câmara de ionização cilíndrica, do tipo lápis, acoplada a um eletrômetro ou com dosímetros termoluminescentes (TLD). Normalmente, estes dispositivos são utilizados em “phantoms” de 15 mm de comprimento e 16 e 32 cm de diâmetro, cobrindo 100mm de comprimento. Essas medidas têm como base dimensões do crânio e do abdome, respectivamente. Tanto o phantom/simulador como a câmara de ionização, em formato de lápis, são preconizados pelo FDA e pelas normas técnicas para medidas de dose em TC. (OLIVEIRA, 2020) (DAROS, 2005)

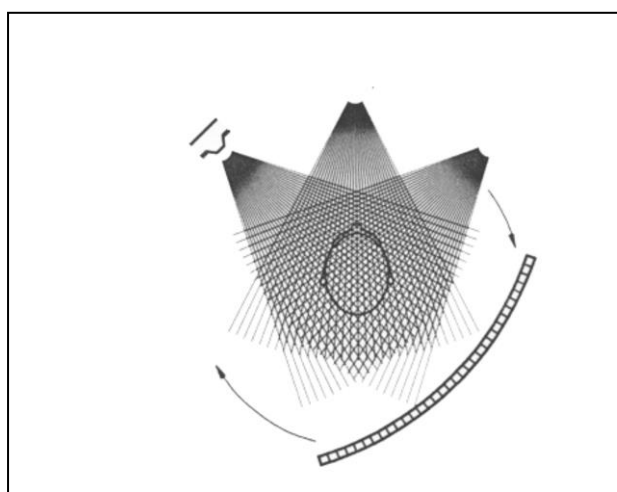
Para se obter a soma de todos os cortes, há a necessidade de conhecer o DLP, que nada mais é que o produto do CTDI pelo comprimento a varredura total do exame (PLATTEN 2013).

## 7. QUALIDADE DA IMAGEM

A qualidade na imagem tomográfica está diretamente ligada à capacidade de diversas estruturas de diferentes densidades que ao receberem a radiação se comportarão de maneiras distintas de acordo com a densidade e estruturas compostas pelos tecidos, gerando através dessas interações um contraste na imagem, que nada mais é que as diferentes tonalidades de tons de cinza, preto e branco na imagem (DAROS, 2005).

### 7.1. Detectores de Radiação

Os detectores são os anteparos responsáveis em receber a radiação após interação com o objeto irradiado, e que conforme recebem mais ou menos energia transformarão essa interação incidente em dados de acordo com o feixe de radiação transmitido  $I$ , comparado com a intensidade do feixe incidente  $I_0$ . Que serão influenciados pela tensão do tubo de raios-x, dada em kVp (pico de kilovoltagem) e pela corrente, dada em mA (miliamperagem).



**Figura 23:** Representação do posicionamento dos detectores em relação ao feixe, ao longo do ciclo do tubo de raios X. Fonte: GODOI, 2009.

O sistema é composto de um “gantry” disposto ao redor do paciente que contém uma ou mais fileiras de detectores distribuídos de forma semi-circular, no sentido oposto ao tubo de raios-x. Esses detectores recebem parte da radiação que passa pelo objeto ou que emerge deste gerando uma determinada eficiência, que

são determinadas pelas seguintes características: eficiência geométrica, eficiência quântica e eficiência de conversão.

#### **7.1.1. Eficiência Geométrica**

Resulta da relação entre a região sensível do detector sensibilizado pela área total exposta à radiação primária.

#### **7.1.2. Eficiência Quântica**

Obtida por parte do feixe transmitido que foi absorvido pelo detector.

#### **7.1.3. Eficiência de Conversão**

Determinada pela capacidade do detector em converter a energia recebida na forma de radiação em sinal elétrico (MANO, 2018).

De acordo com a quantidade de energia que chega no detector será convertido em sinal elétrico proporcionalmente ao que chega e posteriormente esse sinal é transformado por números binários para formação da imagem, sendo assim, as características destes detectores usados em tomografia são de bons conversores de radiação em sinal elétrico que cintilam e rapidamente tem capacidade de voltar a seu estado inicial. São cintiladores associados a fotodiodo que permitem fótons da faixa de energia da luz visível circularem por uma corrente elétrica. A eficiência de conversão total em aparelhos de tomografia estão em torno de 0,45 a 0,85 (MOURÃO, 2007).

### **7.2. Fatores de Qualidade de Imagem**

Alguns fatores devem ser levados em consideração e avaliados quando estamos falando de qualidade de imagem, como ruído, linearidade, uniformidade e resolução do sistema (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005). Os critérios específicos de controle de qualidade em tomografia foram normatizados pela IN 93/2021 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2021).

### **7.2.1. Ruído**

Está relacionado à variação de intensidade dos fótons de raios-x em uma exposição. Como exemplo a água que tem um valor de densidade equivalente à zero na escala de Hounsfield (H.U.), espera-se que todos os pontos onde há água e for exposto o valor resultante final será de zero, assim como outras estruturas específicas. Mas isso não ocorre pelo fato de em uma área haver regiões heterogêneas de um mesmo tecido, gerando assim uma média da densidade de toda essa área devido a este ruído presente. Sendo assim, é um desvio padrão dos tons de cinza em determinada área de interesse.

De acordo com a quantidade de contraste na imagem em uma área homogênea é possível analisar o nível de ruído.

O valor de ruído não pode ser superior a 10%, segundo as normas de qualidade de imagem, ou maior que 0,2 HU (Unidade Hounsfield- referência de valores padrões para indicar a densidade de cada tecido ou área irradiada) (AUGUSTO, 2009).

Outros fatores que irão interferir de forma direta no ruído são tensão do tubo (kVp), corrente elétrica (mAs), tamanho da Matriz de pixel (Picture Element - menor unidade de imagem em duas dimensões), espessura de corte, que são fatores alteráveis de acordo com os protocolos do serviço de imagem ou hospital.

O Ruído é inversamente proporcional à intensidade da radiação utilizada, porém alguns fatores máximos precisam ser controlados e são preconizados para cada exame, região em protocolo (DAROS, 2005).

### **7.2.2. Linearidade**

Para se obter o coeficiente de atenuação linear em exames de TC há a necessidade de uma calibração nos equipamentos, que tem como referência zero a água, a partir daí os diferentes tecidos que têm valores específicos podem ser comparados quando expostos a radiação em tomografia.

A medida de um ROI (Region Of Interest) ou região de interesse, dada através de uma medida circular, é avaliada nos diferentes meios quando estes estão submetidos à incidência de raios x (DAROS, 2005).

### **7.2.3. Uniformidade**

Pelo fato do tubo na tomografia girar em torno do objeto irradiado, formando uma exposição radial, a intensidade nas periferias ou região irradiada na superfície é diferente da área central, onde há a coincidência dos feixes nas diversas direções. Sendo a superfície do objeto com maior exposição, e quanto maior a área irradiada maior será a diferença de ruído da região central para a periférica. E é exatamente essa diferença que é chamada de uniformidade.

O diâmetro está diretamente ligado à uniformidade, então quanto maior o diâmetro mais interferência terá na uniformidade, que deve ser uniforme em qualquer ponto analisado (DAROS, 2005).

### **7.2.4. Resolução de Imagem**

A resolução da imagem está relacionada a diferenciação de tecidos em estruturas ainda que sejam semelhantes, sendo a limítrofe entre um tecido e outro que pode ser dada em milímetros (AUGUSTO, 2009).

A falta de nitidez em determinadas estruturas podem causar borrosidade no entorno dessas estruturas, que é conhecida como resolução espacial. Em um meio uniforme com diferentes estruturas, a resolução espacial é a definição e separação de cada estrutura individualmente em dado meio uniforme. Essa falta de nitidez ou baixa resolução espacial pode estar relacionada ao algoritmo de reconstrução e ao tamanho pixel que está inversamente proporcional ao tamanho da matriz. Quanto maior a matriz, menor é o tamanho do pixel e conseqüentemente melhor resolução.

Outro fator extremamente importante e que interfere na resolução é a quantidade de radiação secundária que se dá de acordo com o tamanho e quantidade de detectores, com a colimação de saída do tubo e de entrada nos detectores, afetando assim no contraste (DAROS, 2005).

## 8. MATERIAIS E MÉTODOS

Durante a realização da coleta de dados e efetiva irradiação dos dosímetros utilizados neste trabalho, que foram alocados nos pacientes não houve a necessidade de exposição excessiva, além daquelas solicitadas pelo médico de cada voluntário e dentro de um contexto de rotina de exames no hospital selecionado.

Todo paciente aceitou voluntariamente a participação na pesquisa, mediante Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), sendo cada um ou seu representante legal ou acompanhante informados sobre como seria realizado e conforme autorização por parte destes, foram realizadas as coletas de dados.

Todos os voluntários tinham em sua rotina de exames pedidos médicos com objetivos pessoais de diagnóstico ou prevenção, não havendo necessidade de exposições radiológicas tomográficas adicionais por consequência da pesquisa.

O que objetivou este trabalho foi a coleta de informações de irradiação na superfície da pele em regiões de cristalino e tireoide (pescoço), chegando o mais próximo do que ocorre na realização de exames, por isso não foram utilizados “phantoms” padrões para a região de cabeça, pois são de aspectos e composição única. E no caso das informações coletadas diretamente “in vivo” tem o objetivo de mostrar o mais próximo do real possível e não de forma genérica.

Os protocolos utilizados para a região de crânio são protocolos com técnicas de fatores de exposição de corrente de tubo e tensão pré-determinadas, sem o uso de modulação de dose, podendo estabelecer o mesmo padrão de coleta com variação de diversas cabeças de diferentes formatos e tamanhos. Essa variação de dose é uma tecnologia disponível nos equipamentos mais modernos de tomografia computadorizada permite a variação automática da corrente no tubo, de acordo com a variação de espessura da região anatômica estudada (SOUZA et al, 2015).

Foi decidido utilizar dois aparelhos de fabricantes distintos e com tempo de uso diferentes para comparar se havia muita divergência quanto a exposição de ambos, uma vez que o protocolo utilizado foi do mesmo hospital.

O primeiro aparelho de tomografia usado na pesquisa pertence ao Hospital Universitário da Universidade de São Paulo e é da marca Philips, modelo Brillhance 64, que tem uma tecnologia multi-slice, com múltiplas fileiras de detectores, que permite a aquisição simultânea de diversos cortes tomográficos por volta do tubo, foi

instalado no ano de 2008, sendo realizados testes de controle de qualidade periodicamente (Figura 24).



**Figura 24:** Tomógrafo marca Philips Brilliance 64 – colaboração Hospital Universitário da USP.

O segundo aparelho utilizado foi instalado em meados de 2022 e é um aparelho da marca Siemens, modelo Somatom go.Up, que tem uma tecnologia multi-slice, com 32 fileiras de detectores físicos, onde foram realizados testes de controle de qualidade e aceitação (Figura 25).



**Figura 25:** Tomógrafo marca Siemens go.Up – colaboração Hospital Universitário da USP.

O aparelho modelo Philips Brillhance 64 é um equipamento que está no mercado desde 2008 e vem sendo substituído em alguns hospitais, clínicas e centros de diagnósticos por outros modelos da marca que possuem novas tecnologias e aumento de fileiras de detectores, porém vem sendo frequentemente utilizado nos últimos anos.

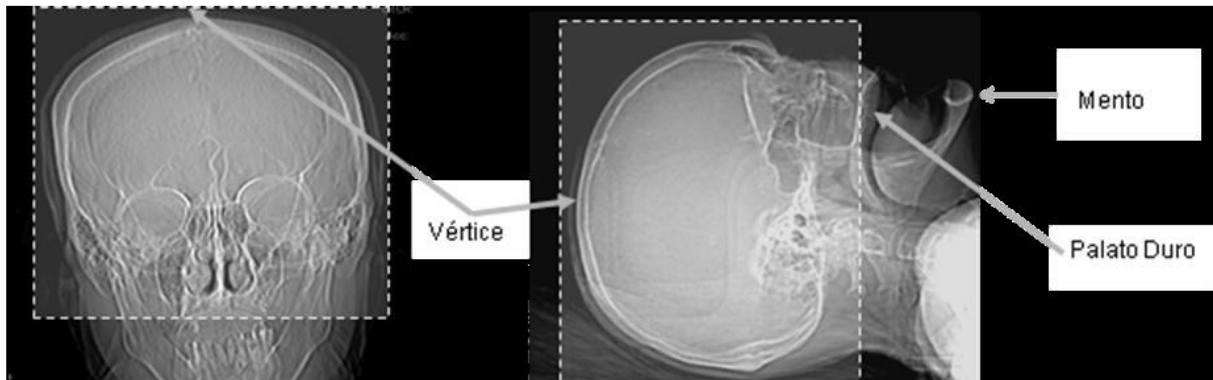
Possui uma capacidade de corrente do tubo de 25 mA até 855 mA, e de tensão de 80 kVp a 140 kVp, permite a utilização de 0,67 mm a 5 mm de espessura de cortes, com um “gantry” (abertura do aparelho) de 70 cm de diâmetro, com campo de visão máximo de 50 cm e capacidade limite de peso de 180 kg e tempo de rotação do tubo de 0,3s a 1s por volta.

O aparelho modelo Siemens Somaton go.Up é um equipamento de fabricação mais recente e instalado no ano de 2022 no Hospital Universitário da USP em substituição ao modelo citado anteriormente.

Possui uma capacidade de corrente do tubo de 13 mA até 625 mA, e de tensão de 70 kV a 140 kV, permite a utilização de 0,7 mm a 5 mm de espessura de cortes, com um “gantry” (abertura do aparelho) de 70 cm de diâmetro, com campo de visão máximo de 50 cm e capacidade limite de peso suportado de 227 kg e tempo de rotação do tubo de 0,5s a 1s por volta.

Devido às tecnologias dos aparelhos atuais de tomografia com aquisições helicoidais em múltiplas fileiras de detectores não se angula mais o “gantry” para aquisição paralela as estruturas de base do crânio, sendo realizadas aquisições com o tubo e “gantry” perpendiculares ao paciente e estrutura irradiada e posterior reconstrução retrospectiva nos planos mencionados (Figura 26).

Com isso a aquisição dos cortes inicia-se logo abaixo da região de forame magno e região de palato até a região de vértice do crânio (Figura 26).

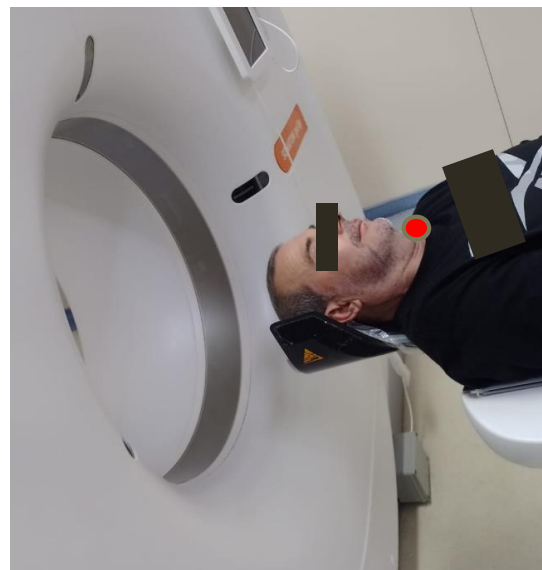


**Figura 26:** Scout anterior e lateral demonstrando programação de início e fim dos cortes tomográficos nos exames de tomografia de crânio. Fonte: FERREIRA, 2015.



Nos protocolos utilizados no serviço não se usa o modulador de dose nos exames de crânio, facilitando assim a manter os fatores energéticos de exposição fixos.

As espessuras de cortes utilizadas foram de 3mm por 1,5mm de incremento (percurso percorrido pela mesa entre uma aquisição e outra), resultando em sobreposição de informações a cada nova aquisição.

Foram utilizados fatores de exposição de 120 kv com 200 mA, 512X512 de matriz de pixels de reconstrução, campo de visão de 250mm e tempo de aquisição variando entre 10 seg e 19 seg (de acordo com o aparelho usado. (Conforme Protocolo)



**Figuras 27 e 28:** Posição do paciente durante exame

-  Local onde foram posicionados os dosímetros (região de cristalinos)
-  Local onde foram posicionados os dosímetros (região de tireóide)



## SDI – SERVIÇO DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Código do documento - TB1

T.C. do Crânio

Elaborador	Aprovador	Versão	Data	Página
Técnicos	Cláudio Campi de Castro	1	16/09/2015	1 de 1

### CRÂNIO

	Médio	Pediátrico	Obeso	OBSERVAÇÃO
<b>Posicionamento</b>	Decúbito Dorsal / Head in / Suporte de cabeça			<b>Volume do contraste e as fases a critério do radiologista</b>
<b>kv/Ma</b>	120 / 200	Até 1 ano:120/120 1 a 5 anos:120/150 5 a10 anos120/200	120 / 200	
<b>PITCH</b>	Detail (0,673)	Detail (0,673)	Detail (0,673)	
<b>Filter</b>	Brain smooth(UA)	Brain smooth(UA)	Brain smooth(UA)	
<b>FOV</b>	250mm	250mm	250mm	
<b>Matriz</b>	512	512	512	
<b>resolution</b>	standard	standard	standard	
<b>DETECTOR/COLIMAÇÃO/ROTAÇÃO</b>	64/0,625mm/0,75seg	64/0,625mm/0,75seg	64/0,625mm/0,75seg	
<b>RECON PROGRAMADA</b>	2.0mm X 1.0mm volume para EBW 1 – 2 - 3			
<b>RECON PÓS AQUISIÇÃO</b>	AXIAL 4,0mm Base Cranio até Calota Craniana			
<b>AREA</b>				
<b>COM CONTRASTE</b>				
<b>CONTRASTE</b>	<b>VOLUME</b>	1 ml/Kg	Até 35 kg: 2.0mL/kg	1ml/kg
	<b>FLUXO</b>	2,0 ml/seg	Até 2,0 ml/seg	2,0 ml/seg
<b>FASES</b>	Pré-Contraste			<b>adquirir base do cranio até término da calota craniana</b>
	Pós-contraste (s/n ou pedido médico)			
<b>TEMPO PARA DISPARO</b>	Adquirir após 60 segundos em casos de suspeita de			

	<p><b>lesão parenquimatosa não vascular, e em casos de suspeita de lesões vasculares (tromboses, MAVs, etc) adquirir logo após término da injeção.</b></p>		
<b>DOCUMENTAÇÃO</b>			
<b>COM CONTRASTE</b>	AXIAL C/ E S/ CONTRASTE	1 FILME	FORMATO 30 OU 35
	OBSERVAÇÃO		
<b>SEM CONTRASTE</b>	AXIAL	1 FILME	FORMATO 24 OU 30
	OBSERVAÇÃO		
<b>TRAUMA</b>	AXIAL PM+OSSO	1 FILME	FORMATO 30 OU 35
	OBSERVAÇÃO		
<b>Versão</b>			
<b>Versão</b>	<b>Data</b>	<b>Justificativa</b>	<b>Responsável</b>
1	20/08/2015	CRIAÇÃO	VALTER

**Protocolo Padrão utilizado no Hospital Universitário da USP (colaboração Setor de Diagnóstico do H.U.)**

## 8.1. Levantamento e leitura das doses

Os dados foram coletados com a autorização do Comitê de Ética do Hospital Universitário da USP (Universidade de São Paulo), e submetido e encaminhado através da Plataforma Brasil ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) com o número do CAAE 24156413.0.0000.5497.

Cada paciente que participou do estudo foi orientado e autorizou através de leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme anexo 1.

Foram utilizados um conjunto de 8 dosímetros pessoais por paciente, sendo 4 na região do pescoço e 4 na região dos olhos (2 em cada olho).

Um total de 38 pacientes voluntários foram pesquisados neste estudo, sendo 18 no aparelho da marca Philips e 20 no aparelho da marca Siemens, sendo usados inicialmente 62 dosímetros e ao final do estudo 59 dosímetros, que foram utilizados de forma a serem revezados a cada leitura e coleta de dados.

Os dosímetros utilizados são do tipo TLD 100 (Dosímetro Termoluminescente), e sua composição de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Lítio (LiF: Mg,Ti), dosímetros esses que têm 3,5mm x 3,5mm x 0,15mm, com sensibilidade de mensuração de 10pGy a 10Gy e possuem características comumente usadas em dosimetria clínica (Figuras 29 e 30).

Estes dosímetros são comumente utilizados para pesquisa devido o fato de terem características específicas para o fim, dentre elas tem baixo número atômico, baixa sensibilidade à luz, resistentes na condição mecânica e química, e são produzidos em versões diversas (BATISTA, 2011).



**Figura 29 e 30:** Dosímetro selado em material termoplástico (TLD – LiF: Mg,Ti) – fornecidos pelo IPEN.

**Figura 31:** Matriz padrão para selagem de dosímetros.

Cada conjunto de dois dosímetros (no caso dos utilizados nos olhos) ou quatro dosímetros (no caso da tiroide) foram selados em material plástico. para serem distribuídos em cada paciente, sendo utilizado uma matriz padrão para manter a distância entre os dosímetros sempre as mesmas, conforme Figura 31.

Os dosímetros TLD foram tratados após cada leitura dos dados, sendo colocados em forno tubular da marca Grion, submetidos a uma temperatura máxima de 425° C e retirados após 8 horas.

A leitora usada foi da Marca Thermo Electron Corporation, modelo Harshaw TLD 3500, onde cada dosímetro foi lido por vez, chegando a uma temperatura de pico de 400° C, e após chegar a uma temperatura de resfriamento segura de aproximadamente 50° C esse dosímetro era retirado com pinça de ponta emborrachada e acondicionado em estojo próprio para uso em forno e com cada célula de matriz identificado, conforme figura 36. A cada início de leitura diária foram realizados calibrações padrões da leitora Harshaw, e controlado a temperatura ideal de leitura que é de 15° C.



**Figura 32:** Forno Tubular Marca Grion (painel)



**Figura 33:** Forno Tubular Marca Grion



**Figura 34:** Leitora Harshaw TLD 3500 – IPEN (Instituto de Pesquisa Energética e Nuclear) Laboratório de Braquiterapia.

Os dosímetros eram transportados em “castelinhos de chumbo” para não sofrerem nenhuma modificação no transporte.



**Figura 35** – Castelinhos usados no transporte dos dosímetros selados.

As leituras e tratamentos térmicos dos dosímetros foram realizados no Laboratório de Dosimetria para Braquiterapia do Centro de Tecnologia das Radiações do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).

Os dosímetros que foram utilizados eram selados no Laboratório Multipropósito de Radiologia da Unifesp (Universidade Federal do Estado de São Paulo).

Para controle e identificação dos dosímetros foram identificados por letras e números e tabelados na sequência, de acordo com cada voluntário que usou estes. A disposição de cada dosímetro no material plástico seguiu um padrão de distância e posição. No transporte foram acondicionados cada dosímetro no estojo que estavam identificados um a um.



**Figura 36** – Dosímetros selados em material plástico e identificados por combinação letra/número.



**Figura 37:** Estojo para acomodação dos dosímetros após leitura. Estojo próprio para submeter dosímetros ao forno de tratamento (identificado em uma matriz).



**Figuras 38 e 39: pinça com ponta emborrachada para manuseio dos dosímetros**

Como em todos os estudos que envolvem medições há um fator de erro associado. Neste estudo podemos afirmar que esses fatores estão classificados em erros de origem A e erros de origem B, sendo que A são aquelas relacionadas ao levantamento estatístico dos dados e do tipo B está associado ao instrumento, que podem ser afetados na precisão ou exatidão, com isso foi aumentado a amostra para minimizar esses erros que já são esperados. No caso deste estudo também está associado à variação na temperatura interna da leitora que podem afetar na liberação e captação do sinal elétrico luminoso (TABACNICKS, 2009).

Os erros relacionados aos dosímetros foram corrigidos com verificações em três momentos das coletas dos dados.

Medidas	leitura (mGy)
1	1,616
2	1,615
3	1,62
4	1,62
5	1,618
6	1,623
7	1,626
8	1,619
9	1,623
10	1,628
Média	1,6208
Desvio	0,0042
CV (%)	0,003

### Cálculo para Conversão

$$FC = \frac{\sum ci}{n} - \frac{mGy}{I}$$

FC = Fator de Conversão  
ci = leitura na câmara  
I = média dos dosímetros irradiado  
(verificação)

$$F.C. = 0,06$$

**Tabela 2 – Medidas de exposição usado para o calculo do FC (fator de conversão) – marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6**

Foram realizadas 10 exposições de uma câmara de ionização no aparelho de raios x de verificação dos dosímetros, utilizando os mesmos fatores de controle de exposição das verificações dos dosímetros e distâncias reproduzindo-as nestas exposições.

Essas 10 exposições foram realizadas para verificação da qualidade do aparelho de raios x usado nas verificações e para usar como parâmetro para o cálculo de conversão dos dados obtidos de nC (nanoCoulomb) da leitora para mGy (miliGray), que é a unidade de medida usada e padronizada pelo S.I. (Sistema Internacional de Medidas) para dose absorvida e recomendada pela ICRU.

Nas 10 amostras de dados coletados e no cálculo para o fator de conversão chegou-se ao valor de 0,062

Os dosímetros alocados na região de pescoço eram posicionados aproximadamente entre 10 e 12 cm abaixo do queixo (local aproximado da posição anatômica da tireoide) e dois em cada cristalino, usando como referência a região de pálpebras. Estes dosímetros selados eram fixados na pele dos pacientes com fita micropore. A referência para alocação dos dosímetros na região de pescoço seguiram um padrão de localização anatômica da tireoide aproximado, variando de

acordo com o tamanho da cabeça examinada. Após a utilização dos dosímetros, estes foram levados para leitura dois dias após serem sensibilizados e seus dados foram tabelados e analisados para verificação de dose no local. Foram selecionados pacientes em condições padrão na realização desta pesquisa, onde é possível estabelecer o protocolo padrão aplicado em todos os pacientes que permitam esta condição.

Os pacientes selecionados foram adultos entre 18 e 85 anos, com pedidos de tomografia computadorizada de crânio sem contraste, no Hospital Universitário/USP (Universidade de São Paulo).

Foram pesquisados 18 pacientes no primeiro tomógrafo, e 20 pacientes no segundo.

Ao realizar o exame o paciente utilizou voluntariamente um conjunto de dosímetros pessoal e individual na região de pescoço e olhos, sendo retirado logo após a realização do exame em questão.

As aquisições foram realizadas de forma padrão, conforme o que é feito na rotina do hospital, porém foram realizados por diferentes operadores que estavam no setor, sem interferência dos pesquisadores nos momentos das aquisições.

Todos os TLD foram verificados em três momentos das coletas, sendo no início, meio e fim. Em condições próximas das usadas nos protocolos de exame de crânio. Essas verificações periódicas foram feitas no aparelho de raios-x da Marca Philips, no laboratório de Radiologia da UNIFESP, sendo colocados sobre placas de PMMA (Polimetilmetacrilato) de 10 cm de espessura, para simular a radiação secundária, a uma distância Fonte (de radiação/tubo) objeto (dosímetros) de 100cm, com uma colimação do feixe de 20cm X 10cm. Com fatores de energia de 120 kV, com 200mA em exposição única.

Após isso, foi verificado se houve percentual de pacientes e doses que ultrapassaram os limites aceitáveis, recomendáveis e seguros.

A pesquisa foi realizada no Hospital Universitário, da Universidade de São Paulo, mediante autorização do Comitê de Ética do Hospital Universitário e orientado pelo engenheiro responsável pelo controle de qualidade e dosimétrico do IPEN, Prof. Dr. Carlos Zeituni e aprovado pelo Comitê de Ética do hospital referido, posteriormente submetido à Plataforma Brasil.

Esta pesquisa foi realizada com interesses mútuos entre Instituições: USP e IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).

A leitura dos dosímetros foram realizados no IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).

Foram distribuídos dosímetros em quantidades iguais por paciente e contabilizado individualmente.

## **8.2. Calibrações e verificações**

A cada uso para leitora Harshaw inicialmente foi feito a calibração, tanto de temperatura (15° C), como de funcionamento, seguindo os padrões de qualidade indicados da leitora. Todos os dados obtidos de cada conjunto de TLD lidos foram armazenados no computador acoplado a leitora e em dispositivo pessoal.

Os dosímetros foram submetidos a verificações em três momentos diferentes da pesquisa, com a finalidade de verificar se ainda estavam em condições de uso e respondendo aos estímulos ao serem expostos, sendo realizado em aparelho de Raios-x da marca Philips – VMI Rotax – Compact Plus 500, com os fatores energéticos pré-estabelecidos utilizados durante os exames de tomografia de crânio durante o estudo com 120 kV de tensão e 200 mA de corrente do tubo, com campo de colimação de 10cm x 20 cm. (Figura 38)



**Figura 40: Aparelho de Raios-x Philips \_ VMI Rotax – Compact Plus 500 (Laboratório de Radiologia da UNIFESP)**



**Figura 41: Painel com fatores energéticos utilizados durante calibrações : Aparelho de Raios-x Philips \_ VMI Rotax – Compact Plus 500 (Laboratório de Radiologia da UNIFESP)**

Foram coletadas informações para calibração do aparelho de raios x e usado para a verificação dos dosímetros, sendo utilizados como referência para determinar o fator de conversão dos dosímetros, uma vez que as leituras dos TLD são fornecidas pela leitora em nC (nano Coulomb) e as que comumente são usadas para esse fim são dadas em mGy (mili Gray). (BATISTA, 2011)

A Câmara de ionização usada para esse fim foi do estilo caneta, marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6, mantendo os padrões usados durante exposição e calibração dos dosímetros, em campo de 10cm x 20cm.



**Figura 42: Câmara de ionização. Fonte: FILIPOV; SCHELIN; TIIY; JUNIOR, 2014.**

Foram realizadas 10 exposições, repetindo as mesmas condições geométricas usadas durante as verificações dos dosímetros, para manter a reprodutibilidade, sensibilidade e confiabilidade do estudo.

A partir destes dados uma média simples foi estabelecida e as medidas recebidas foram dadas em mGy.



**Figura 43:** Aparelho de Raios-x Philips  
VMI Rotax – Compact Plus 500  
(Laboratório de Radiologia da UNIFESP)



**Figura 44:** Câmara de ionização, estilo caneta,  
marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda  
de 10X6

### 8.3. Protocolo de Tomografia utilizado

O protocolo do hospital não foi alterado para realização deste estudo. Os pacientes foram submetidos a realização do exame devido a uma solicitação médica e foram examinados com o seguinte protocolo:

Sequência dos cortes sendo realizados de baixo para cima, tendo como referência para o corte inicial a região de palato e término na região de vértice do crânio.

Corrente do tubo de 200 mAs (Philips), 240 mAs (Siemens) e tensão de 120 kV (Philips), 130kV (Siemens), com tempo de rotação do tubo de 0,5 segundo (Philips), 1,5 segundos (Siemens) por aquisição.

Com cortes de 3 mm por 1,5 mm de incremento (Philips), e cortes de 2mm com incremento de 1mm (Siemens), variando as fileiras de detectores conforme a marca de aparelho que foi usado, sendo que na Philips 64 canais ou fileiras de detectores, e na Siemens com 32 fileiras.

O Campo de Visão padrão utilizado de 210 mm, e comprimento total de varredura em aproximadamente 200 mm, mas variando de acordo com o tamanho da cabeça examinada.

#### **8.4. Análise dos Dados obtidos**

A partir dos valores obtidos, foram distribuídas as informações em uma tabela, onde cada informação individual de cada dosímetro por paciente foi coletado, sendo 8 dosímetros por paciente, identificados um a um. Cada dado foi distribuído de tal forma que foi atribuído uma média para olhos e uma para a região de pescoço (tireoide). (Conforme Anexo 2 e 3)

Após obtidos esses valores provindos da leitora em nC, foi aplicado o Fator de Conversão a seguir:

$$FC = \frac{ci}{I} - \frac{mGy}{nC}$$

FC = Fator de Conversão

ci = leitura na câmara

I = dosímetro irradiado (calibração)

Com as 10 exposições realizadas na câmara de ionização chegou-se a média de 1,62 mGy, e o Fator de Conversão resultante foi de 0,062 (Conforme Anexo 4)

#### **8.5. Controle de Qualidade nos Aparelhos de Tomografia Computadorizada**

O objetivo de avaliar os tomógrafos utilizados no estudo foi de verificar se ambos os aparelhos estavam em condições plenas ou suficientes para qualidade

durante o estudo, apesar do objetivo do estudo ser de avaliar única e exclusivamente doses de radiação recebidas na superfície da pele nas regiões específicas e mencionadas anteriormente.

Mesmo com os controles de qualidade dos tomógrafos realizados pelo serviço de imagem onde foi realizada a pesquisa, durante as coletas de dados os dois aparelhos foram submetidos a teste de qualidade envolvendo a espessura de corte, resolução da imagem, linearidade, ruído, uniformidade e exatidão.

O tomógrafo da marca Siemens na ocasião do estudo tinha menos de 3 meses de uso, mas mesmo nessas condições foram efetuados os testes para confirmação da qualidade.

O Simulador Phantom e452053105237 foi posicionado ao isocentro dos tomógrafos, obedecendo às marcações e realizados cortes padrões para avaliação, conforme Fig 44 e 45.

Os testes realizados foram baseados na IN 93 e Manual Anvisa de Equipamentos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005)



**Figura 45: Phanton no isocentro (Philips)**



**Figura 46: Phanton no isocentro (Siemens)**

Foram utilizados os critérios constantes na cartilha manual da ANVISA que estabelece alinhar o cilindro de acrílico no centro do “gantry”, efetuando um corte utilizando parâmetros típicos para exame de crânio.

Seguindo a norma foi alinhado o dispositivo de teste (“phantom”) de maneira que seu eixo coincida com o eixo de rotação do equipamento.

### 8.5.1. Teste de Espessura (Aparelho Philips)

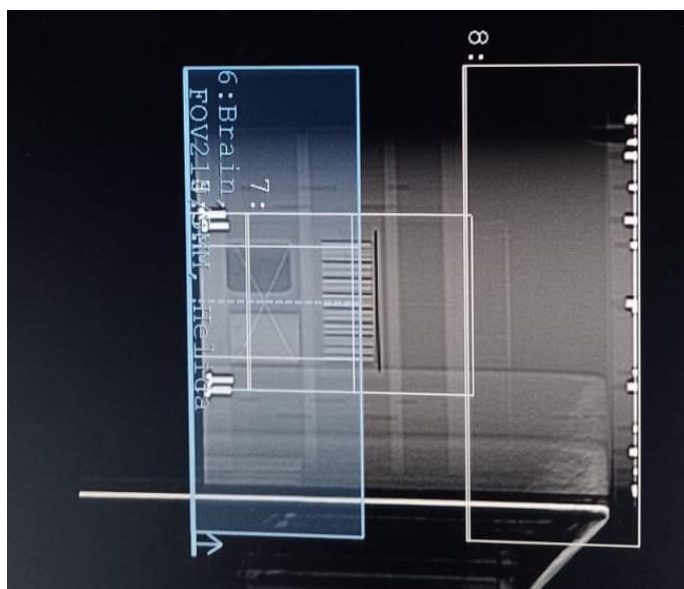


Figura 47: Programação no phantom/simulador para teste de espessura

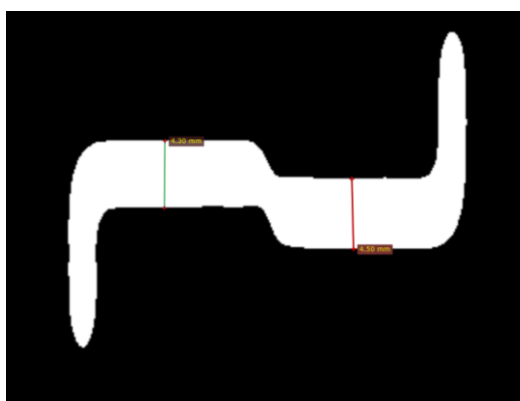


Figura 48: Para espessura de corte de 2 mm

Para espessura de 2 mm de corte o resultado gerado foi de 2,2 mm, estando dentro da margem conforme IN 93.

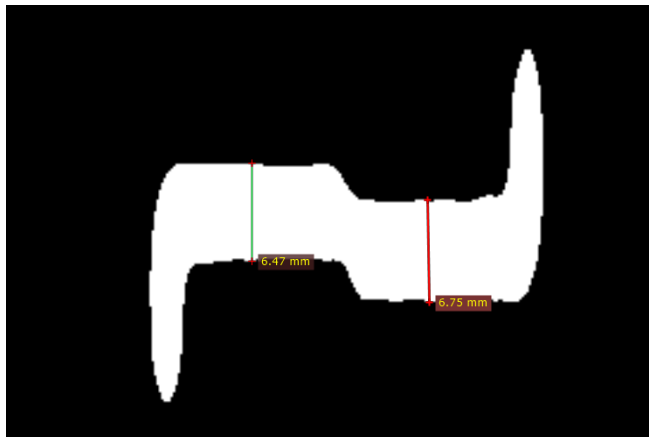


Figura 49: Para espessura de corte de 3 mm

Para espessura de 3 mm de corte o resultado gerado foi de 3,3 mm, estando dentro da margem conforme IN 193.

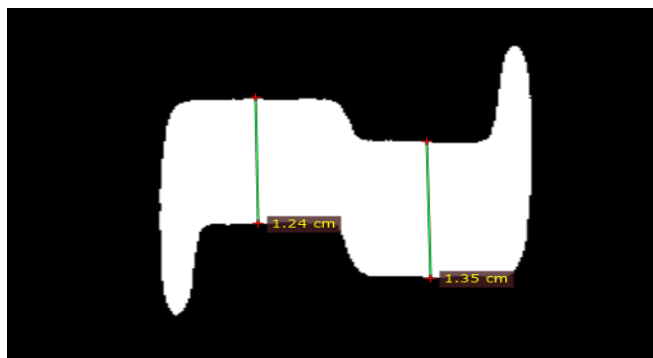


Figura 50: Para espessura de corte de 5 mm

Para espessura de 5 mm de corte o resultado gerado foi de 6,47 mm, estando dentro da margem conforme IN 93.

Foi selecionado a espessura de corte padrão e realizado aquisição utilizando técnica de baixo ruído. Registrados os parâmetros, ampliado a imagem, evidenciando a região com a imagem da rampa, identificado o nível de janela, de forma que a imagem da rampa corresponda à largura da meia altura do perfil de sensibilidade da imagem. Estabeleceu-se a largura da imagem da rampa, utilizando o recurso de medida de distância disponível no equipamento usado no momento.

Realizado registro do valor encontrado.

A diferença entre a espessura da imagem da rampa e a espessura nominal selecionada deve estar dentro de  $\pm 1$  mm para espessuras nominais maiores que 2

mm  $\pm$  50% da espessura nominal para espessuras nominais menores ou iguais a 2 mm.

### 8.5.2. Teste de Linearidade (Aparelho Philips)

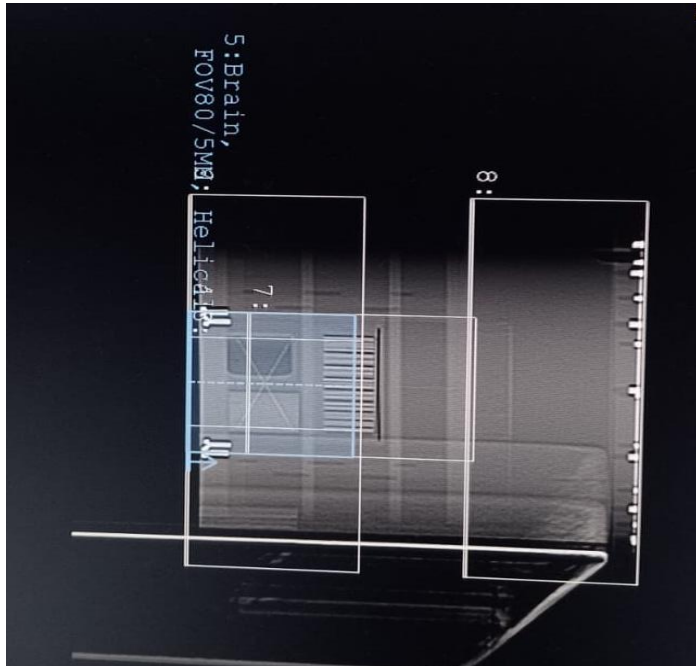


Figura 51: Programação do controle de qualidade – teste de linearidade

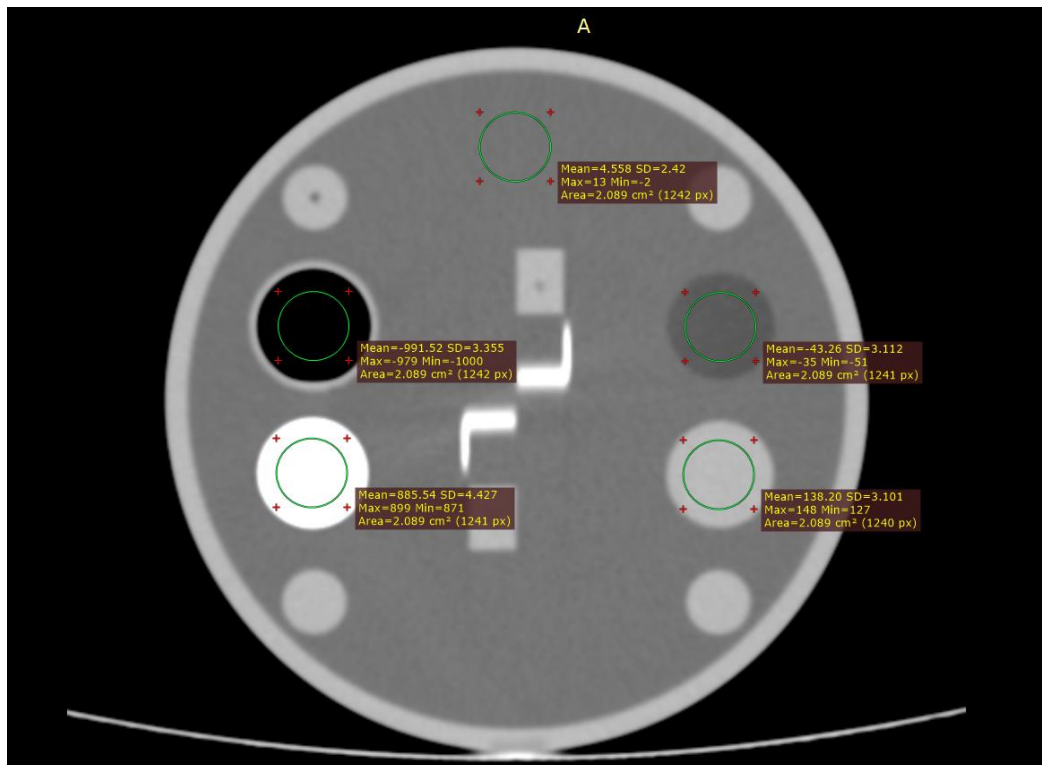
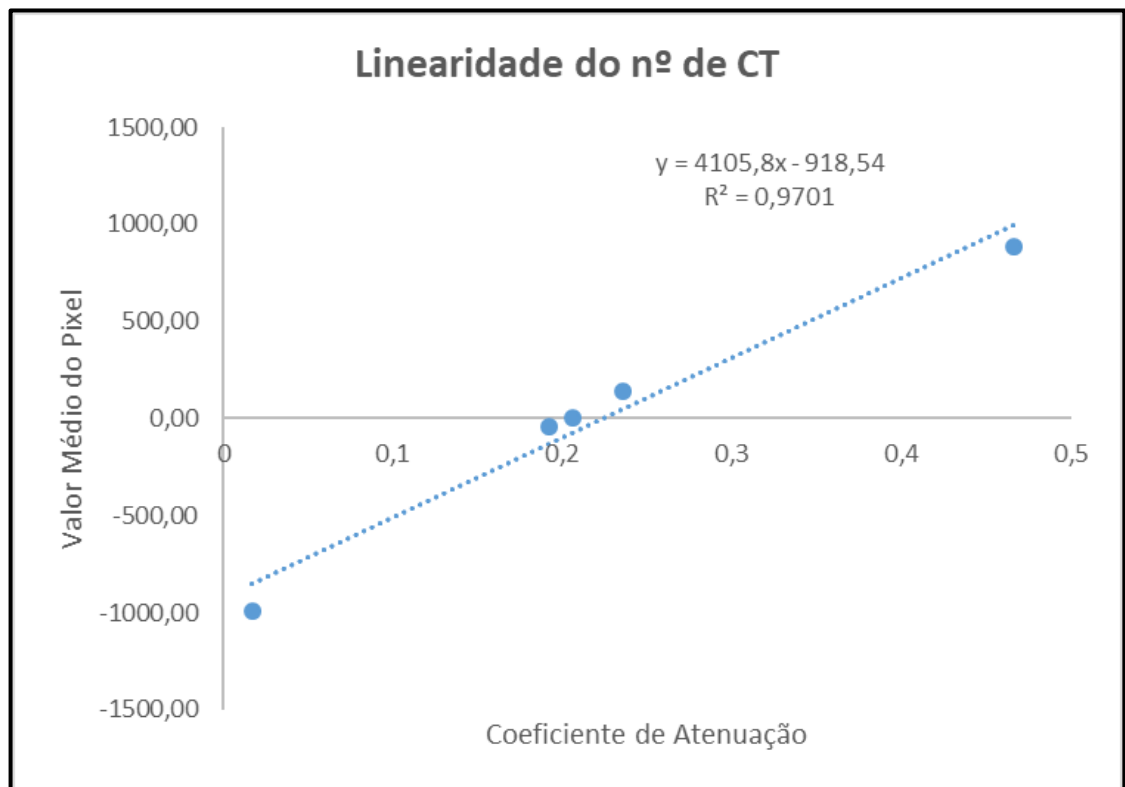


Figura 52: Corte tomográfico – teste de linearidade

Material	Coefficiente de atenuação $\mu$ (cm <sup>-1</sup> ) (para 120kV)	Média volume do pixel	Sd do volume do pixel
Ar	0,017	-991,52	3,355
Polietileno	0,192	-43,26	3,112
Água	0,206	4,558	2,42
Acrílico	0,236	138,20	3,101
Teflon	0,466	885,54	4,427

**Tabela 3: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 93**



**Gráfico 1: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 93**

Os valores obtidos para cada material estão dentro da margem de 0 + ou – 5 preconizados pelo Manual da ANVISA.

### 8.5.3. Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (Aparelho Philips)

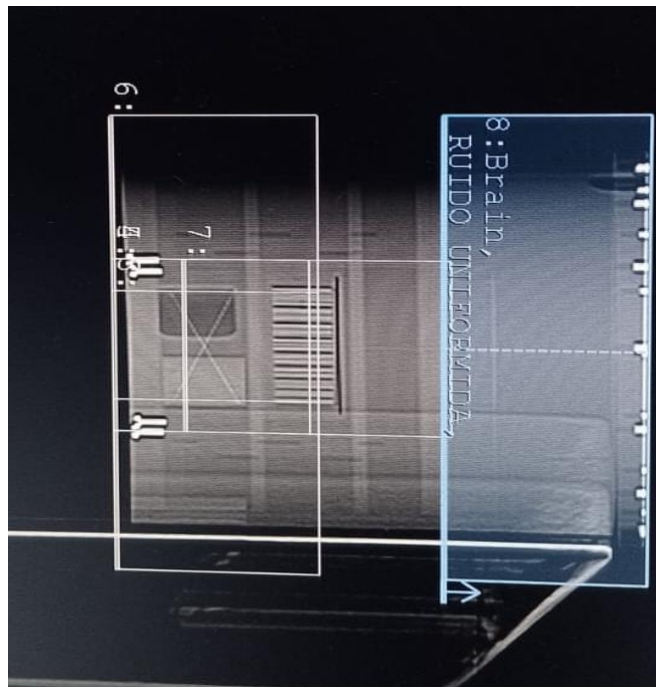


Figura 53: Programação dos cortes do Teste de Qualidade - Ruído, Uniformidade e Exatidão

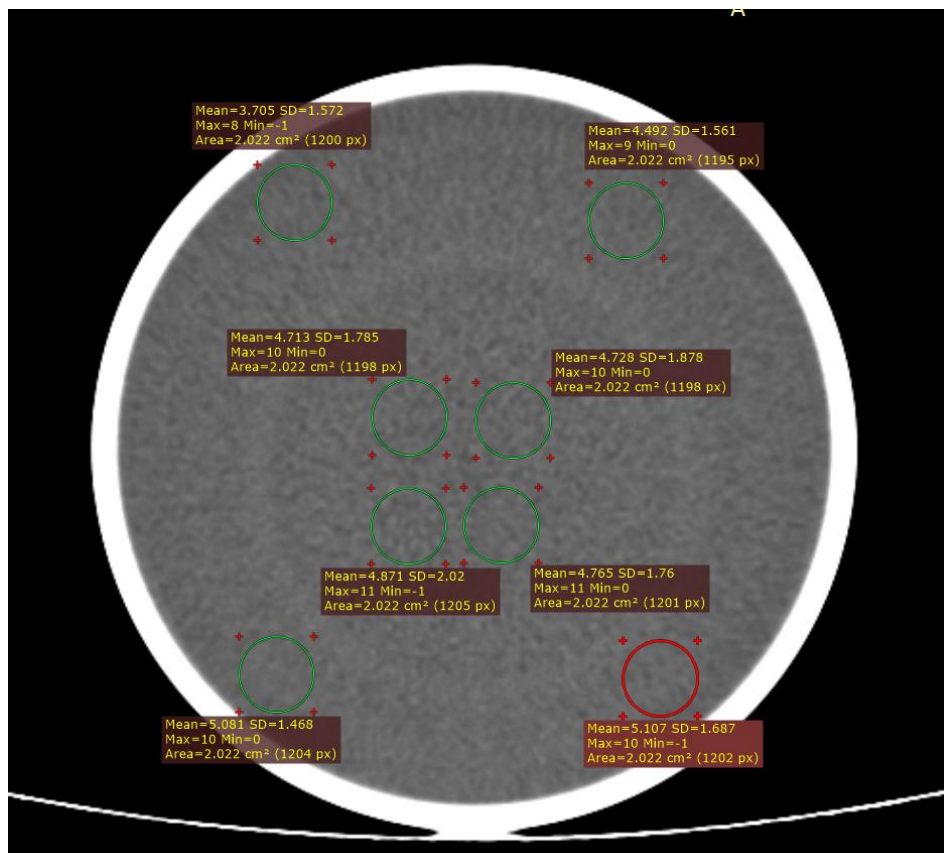


Figura 54: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão

Posição	Centro		Periferia	
Medidas	vpixel	sd	vpixel	sd
	4,713	1,785	3,705	1,572
	4,728	1,878	4,492	1,561
	4,871	2,02	5,081	1,468
	4,765	1,76	5,107	1,687
média	4,769	1,86	4,596	1,572
Desvio	0,071267	0,117681	0,658545	0,089744
Ruído(%)	Desvio do centro /100 0,118%			
Uniformidade	= ABS(media do centro) – ABS(média da periferia) 0,173			

**Tabela 4: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão**

Conforme orientação da IN 93, através da publicação da ANVISA foi registrado o valor médio do número de CT e o desvio padrão para uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 500 mm<sup>2</sup>, na zona central da imagem. Segundo passo foram selecionados quatro ROI's na periferia da imagem a pelo menos 1,0 cm de distância da borda, em seguida foram registrados os valores médios dos números de CT para cada uma das ROI's. Registrado o valor médio do número de CT para quatro ROI's de aproximadamente 500 mm<sup>2</sup>, na zona central da imagem. Os valores obtidos estavam todos conforme as normas.

#### 8.5.4. Teste de Espessura (Aparelho Siemens)

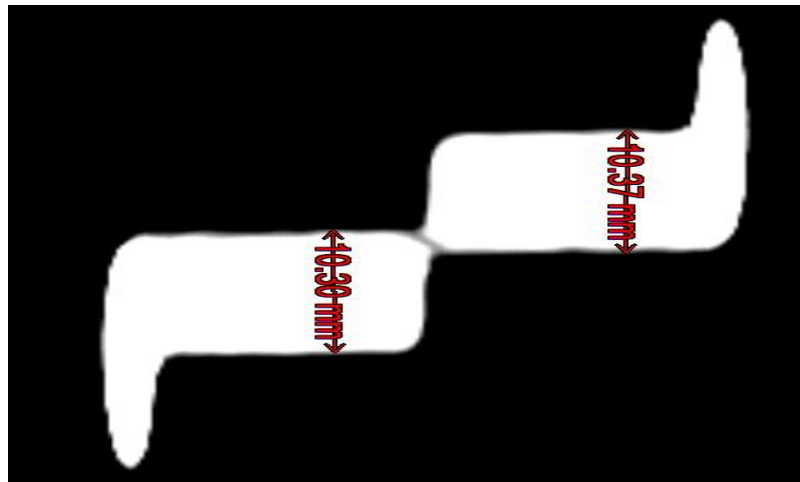


Figura 55: Para espessura de corte de 5 mm

Para espessura de 5mm de corte o resultado gerado foi de 5,16 mm, estando dentro da margem conforme IN 93.

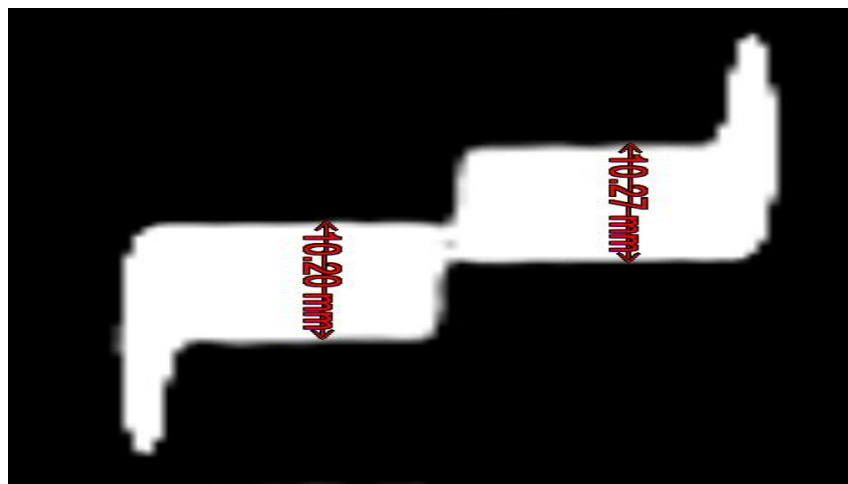


Figura 56: Para espessura de corte de 10 mm com interpolação para corte de 5 mm

Para espessura de 10 mm de corte com interpolação de 5 mm, o resultado gerado foi de 5,11 mm, estando dentro da margem conforme IN 93.

### 8.5.5. Teste de Linearidade (Aparelho Siemens)

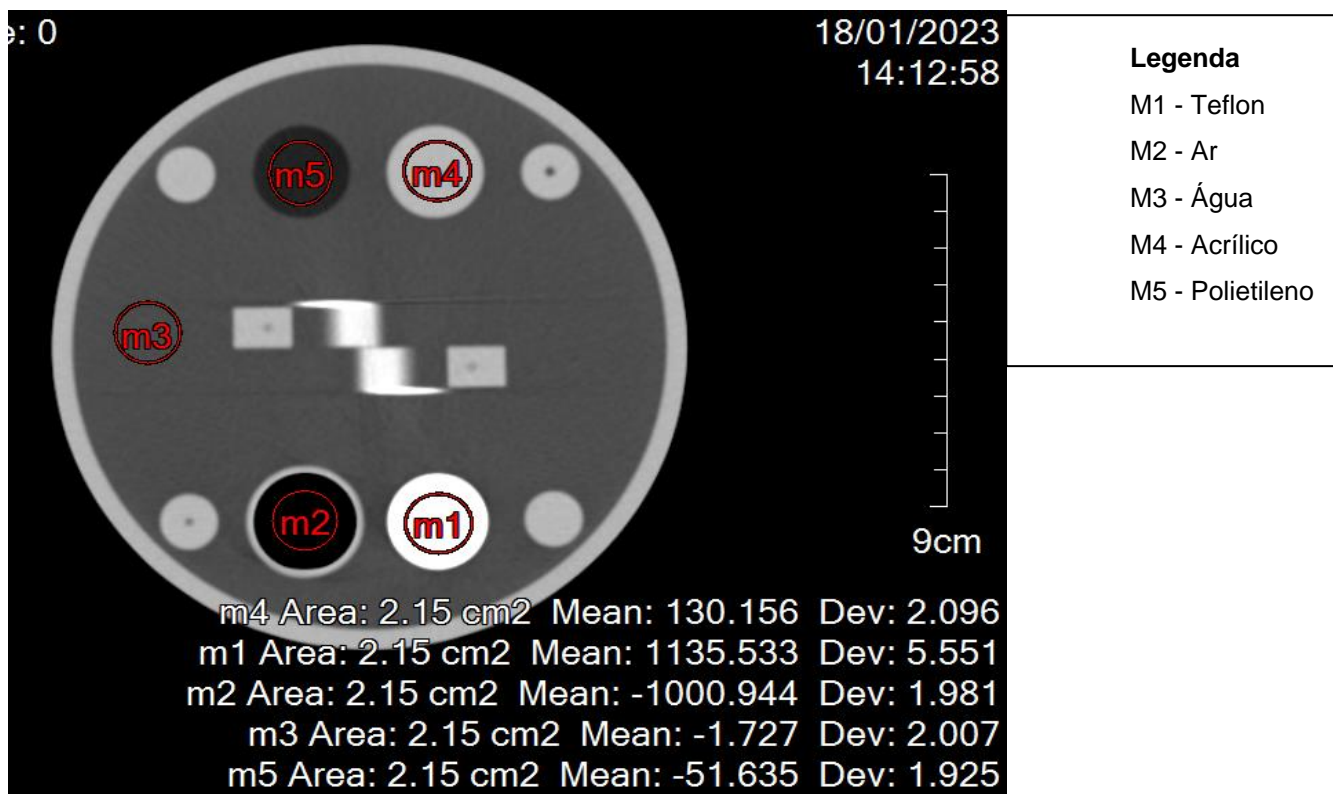
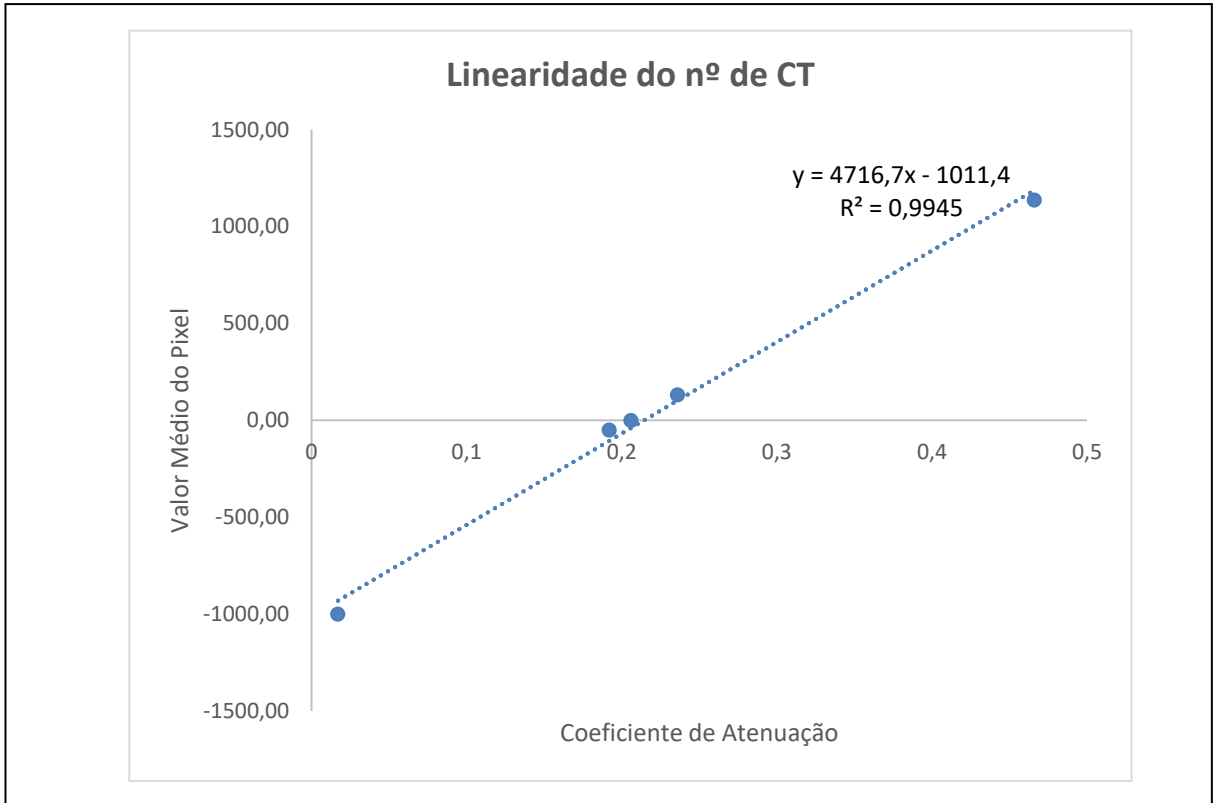


Figura 57: Corte tomográfico – teste de linearidade

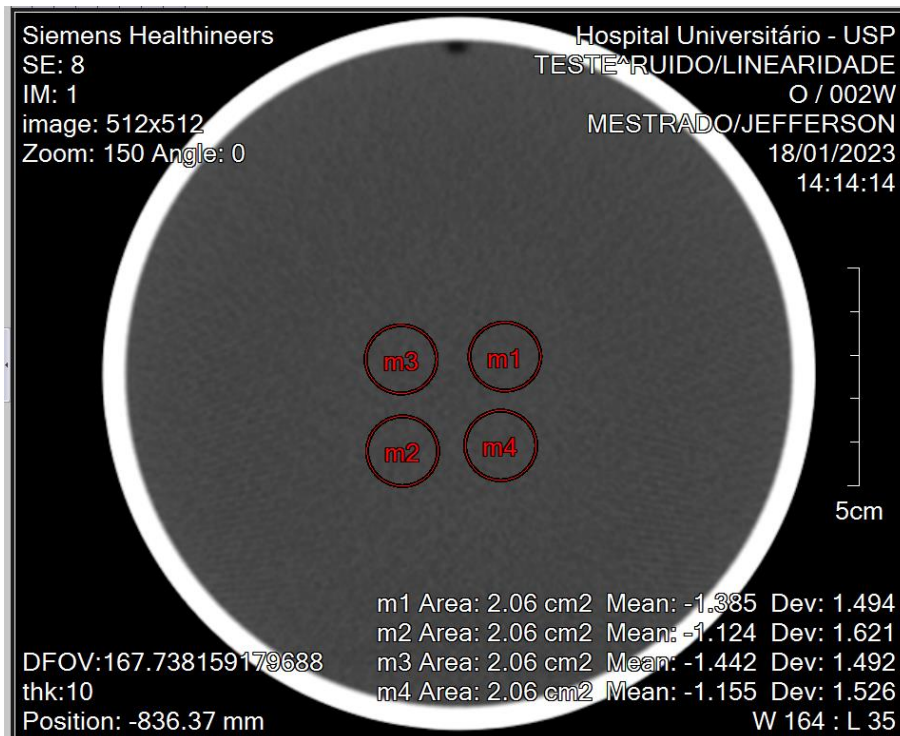
Material	Coeficiente de atenuação $\mu(\text{cm}^{-1})$ (para 120kV)	Média volume do pixel	Sd do volume do pixel
Ar	0,017	-1000,94	1,98
Polietileno	0,192	-51,64	1,93
Água	0,206	-1,73	2,01
Acrílico	0,236	130,16	2,10
Teflon	0,466	1135,53	5,55

Tabela 5: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 93



**Gráfico 2: Valores obtidos no teste de linearidade, conforme IN 193**

### 8.5.6. Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (Aparelho Siemens)



**Figura 58: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (ROI no centro)**

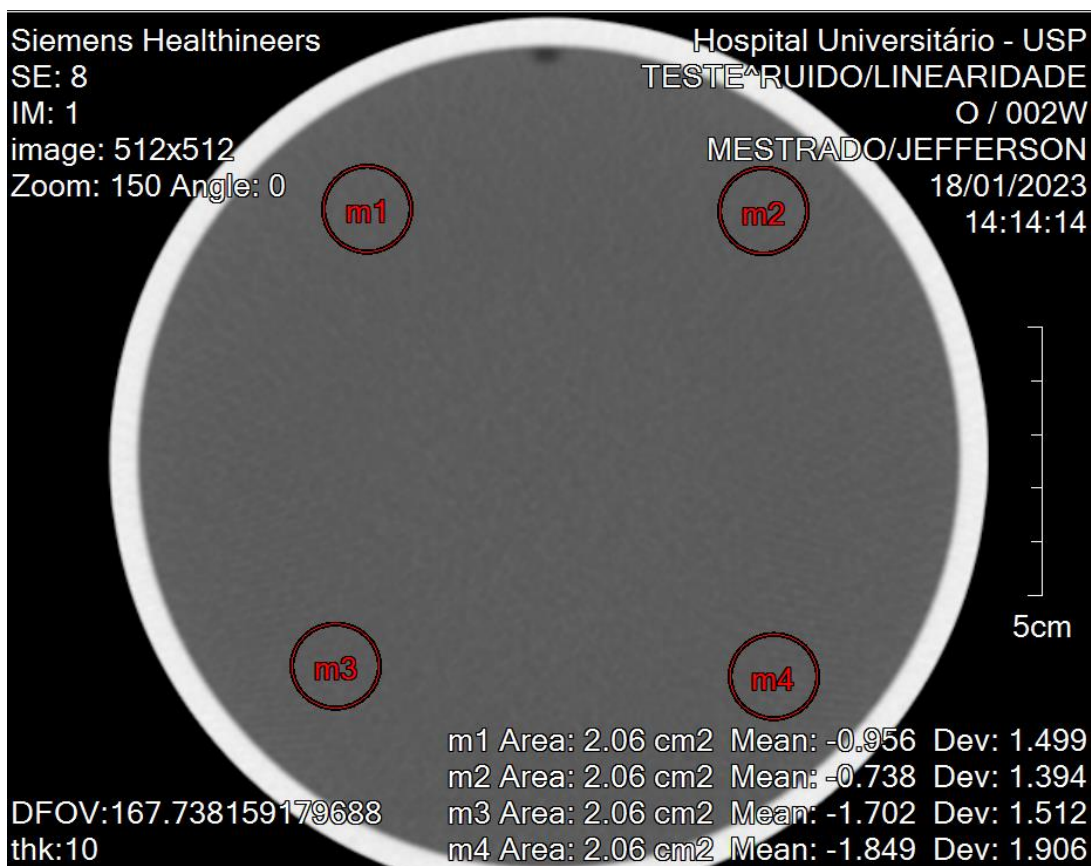


Figura 59: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão (ROI nas periferias)

Posição	Centro		Periferia	
Medidas	vpxel	sd	vpxel	sd
	-1,305	1,494	-0,956	1,499
	-1,124	1,621	-0,738	1,394
	-1,442	1,492	-1,702	1,512
	-1,155	1,526	-1,849	1,906
Média	-1,2565	1,53325	-1,31125	1,57775
Desvio	0,146766	0,060539	0,546711	0,22512
Ruído(%)	Desvio do centro /100 0,061%			
Uniformidade	= ABS(media do centro) – ABS(média da periferia) -0,05475			

Tabela 6: Teste de Ruído, Uniformidade e Exatidão

### 8.5.7. Teste de Resolução de Imagem (Aparelho Siemens)

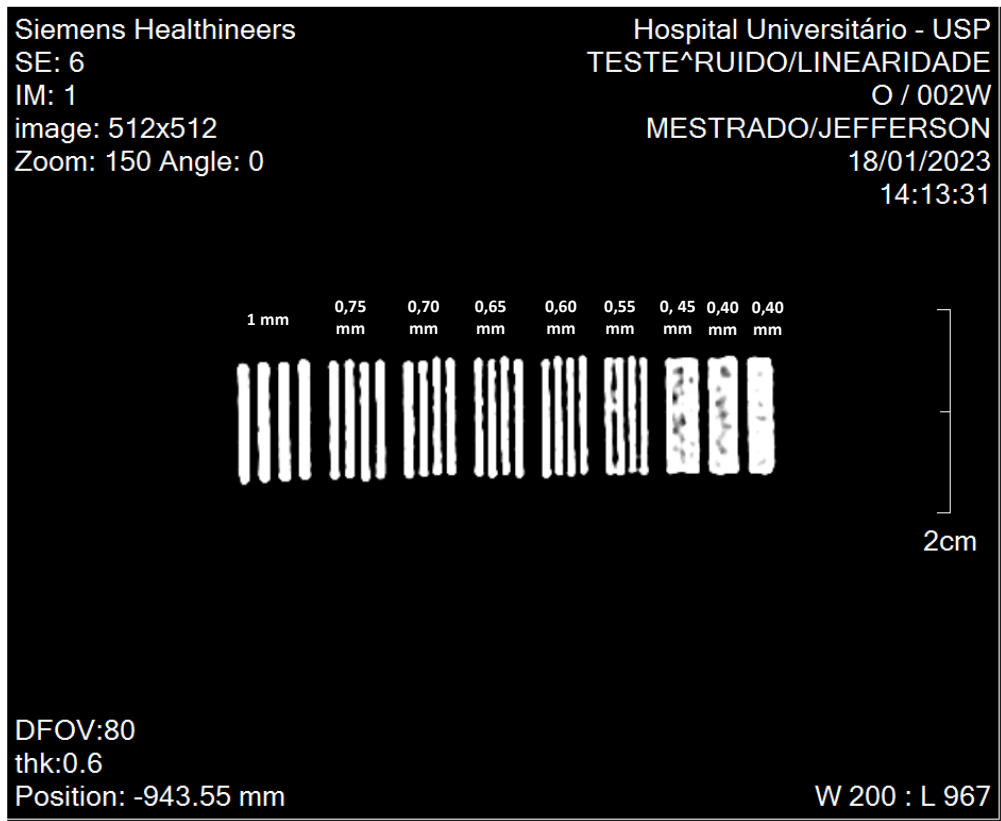


Figura 60: Teste de Resolução de Imagem (Aparelho Siemens)

Para os padrões de barras que foram utilizados foi determinado a maior frequência de pares de linhas que pode ser identificada nas imagens, registrado o valor encontrado.

Conforme IN 93, o padrão de qualidade de Resolução de Imagem deve atingir aproximadamente 6 conjuntos de linhas visíveis.

## 9. Discussão

Nesta pesquisa foi estabelecido e mensurado a dose na pele dos pacientes em região de pescoço (tireoide) e região das pálpebras, onde estão localizados os cristalinos, para comparar com os valores de dose recomendados para cada região. Sendo que na região dos cristalinos interage radiação primária e na região da tireoide radiação secundária. No cristalino consideramos limites de dose por consequência de efeitos determinísticos, onde há um limiar de dose específico, porém no pescoço por se tratar de região que recebe radiação espalhada se considera os efeitos estocásticos, que estão ligados intimamente à dose acumulada ao longo do tempo e não há um limiar determinado.

Os valores obtidos, conforme Gráfico 3, no aparelho da marca Philips, foram de uma média de 13,22 mGy nos olhos, com desvio padrão de 3,02 e coeficiente de variação de 23%. Enquanto na tireoide foi de 2,69 mGy, com 0,95 de desvio padrão e coeficiente de variação de 35%.

Os valores obtidos, conforme Gráfico 4, no aparelho da marca Siemens, foram de uma média de 13,67 mGy nos olhos, com desvio padrão de 1,58 e coeficiente de atenuação de 12%. Enquanto na tireoide foi de 1,92 mGy, com 0,35 de desvio padrão e coeficiente de variação de 18%.

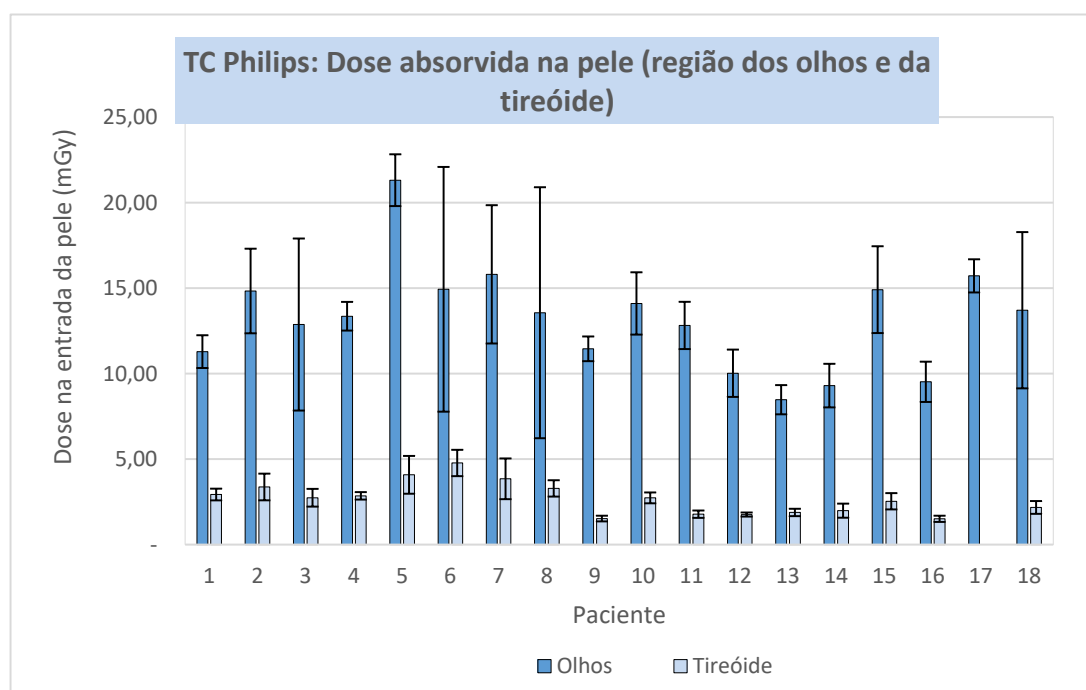
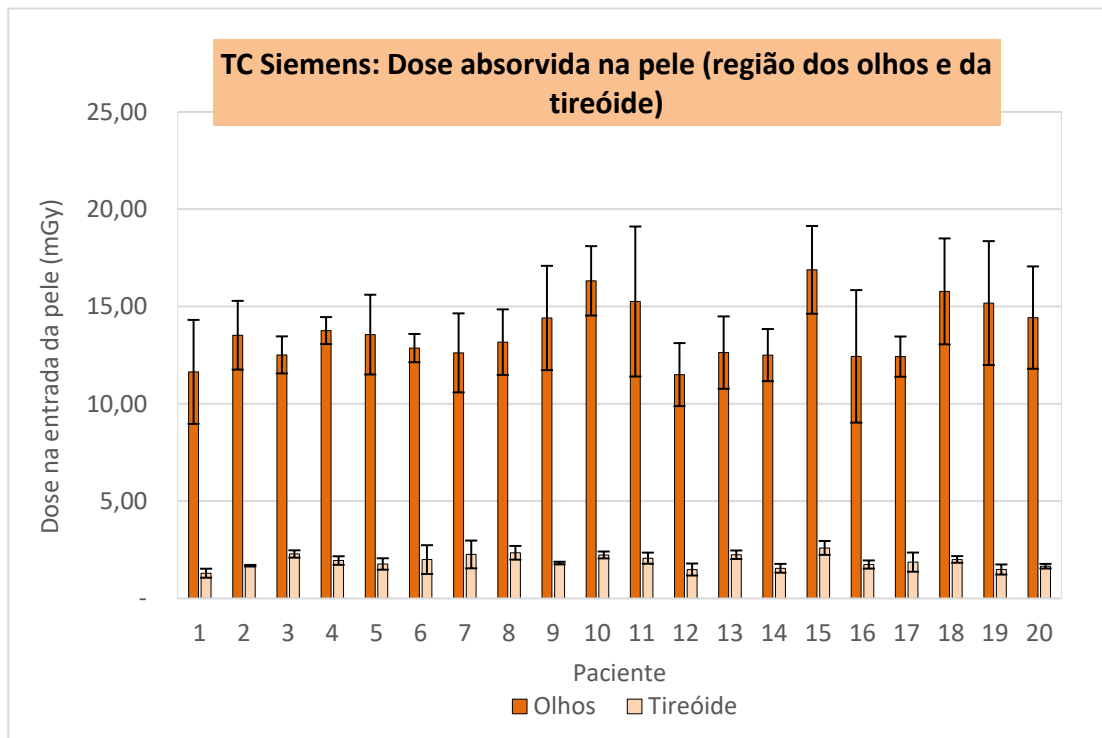


Gráfico 3: Dados dosimétricos obtidos no aparelho Philips Siemens (média dos dosímetros de acordo com a região)



**Gráfico 4: Dados dosimétricos obtidos no aparelho Siemens (média dos dosímetros de acordo com a região)**

A radiação que sensibilizou os dosímetros que estavam na região dos olhos receberam energia proveniente do tubo de raios-x do aparelho diretamente, já os dosímetros que estavam no pescoço receberam na sua totalidade radiação proveniente da interação da radiação do tubo de raios-x do tomógrafo com a região do crânio dos pacientes examinados, que geraram uma radiação secundária.

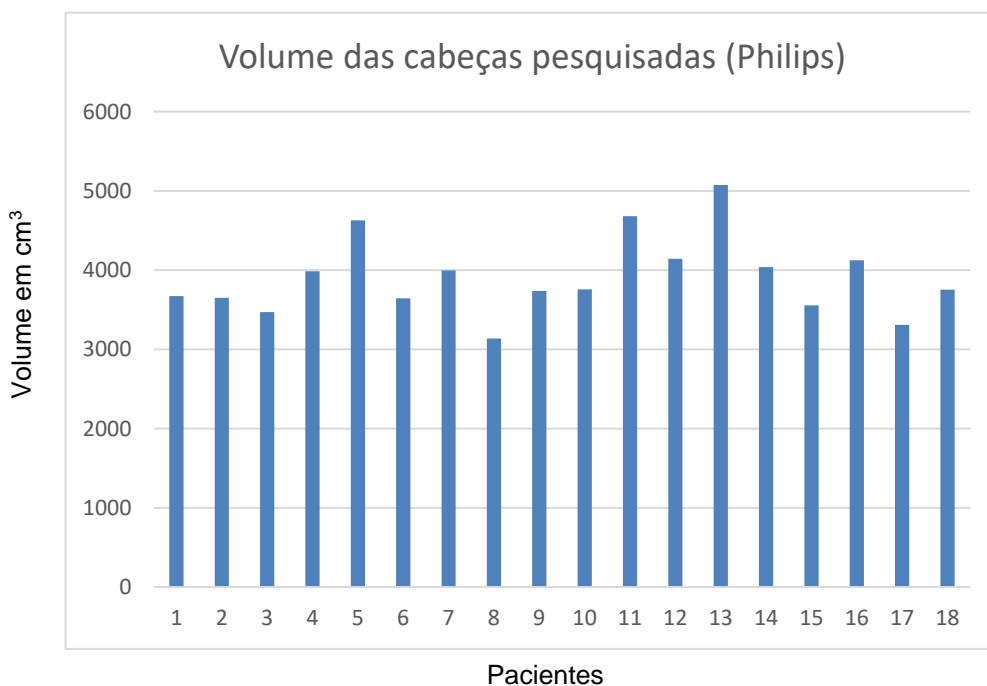
Foram levantados também os valores de volume médio das cabeças examinadas, que geraram uma média de 3.908,13 cm<sup>3</sup>, com desvio padrão de 493,8 e coeficiente de variação de 13% nos pacientes pesquisados no tomógrafo da Philips, conforme Tabela 7.

No tomógrafo da Siemens os valores de volume de cabeças dos pacientes pesquisados foi de média de 3.725,05 cm<sup>3</sup>, com desvio padrão de 611 e coeficiente de variação de 16%, conforme Tabela 8.

Esses dados dos volumes das cabeças dos pacientes teve como objetivo identificar se haveria uma variação muito grande que interferisse nas doses absorvidas nos dosímetros. Sendo identificado que as variações foram pequenas, não interferindo no resultado final.

Paciente	Volume (cm <sup>3</sup> )
1	3671,92
2	3649,50
3	3468,90
4	3984,75
5	4626,72
6	3642,624
7	3996
8	3137,15
9	3736,72
10	3756,24
11	4679,73
12	4142,01
13	5074,72
14	4038,24
15	3554,32
16	4124,73
17	3309,02
18	3753
média	3.908,13
desvio	493,84
CV	13%

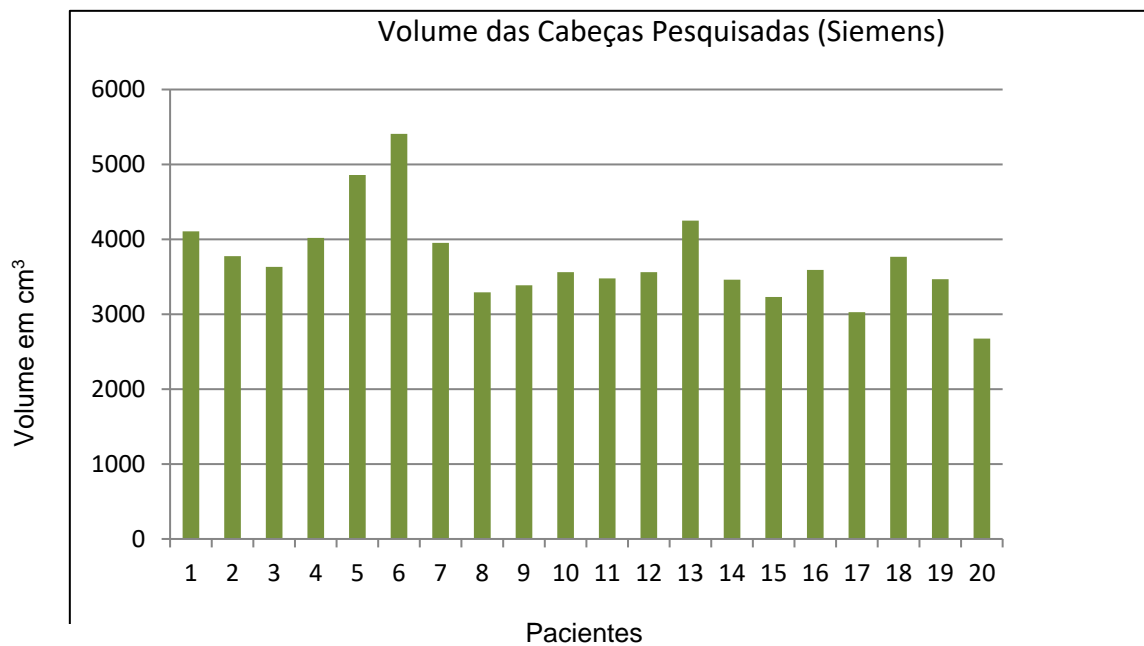
**Tabela 7: Volume das cabeças dos pacientes pesquisados (Philips)**



**Gráfico 5: Volume das cabeças pesquisadas (Philips)**

Paciente	Volume (cm <sup>3</sup> )
1	4105,89
2	3776,22
3	3631,19
4	4019,46
5	4858,70
6	5407,21
7	3953,52
8	3291,57
9	3386,98
10	3562,65
11	3478,57
12	3562,65
13	4248,79
14	3461,45
15	3229,59
16	3592,14
17	3027,02
18	3766,50
19	3466,84
20	2674,03
média	3.725,05
desvio	611,00
CV	16%

**Tabela 8: Volume das cabeças dos pacientes pesquisados (Siemens)**

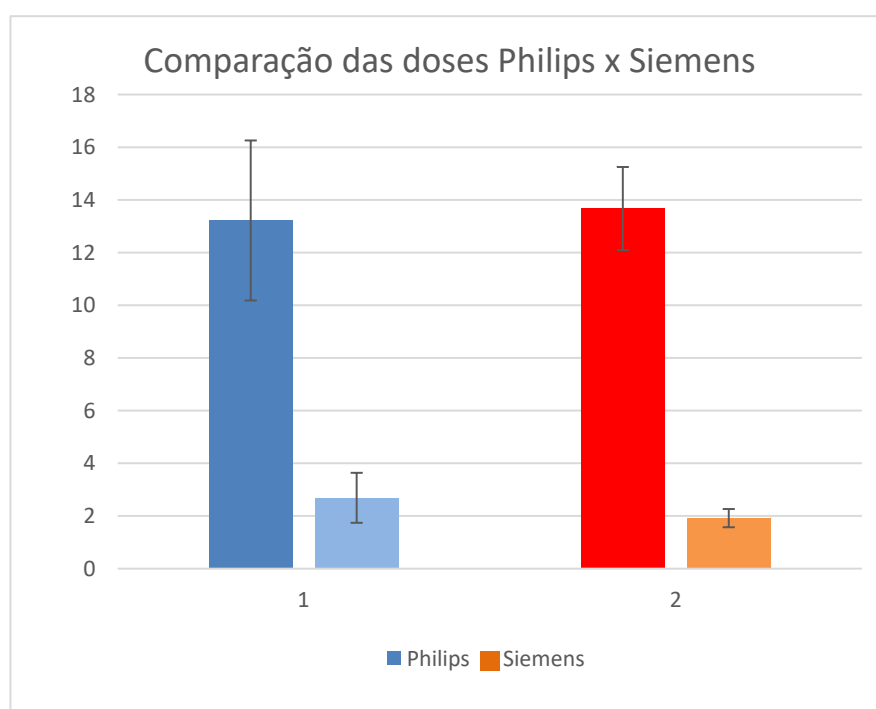


**Gráfico 6: Volume das cabeças pesquisadas (Siemens)**

	Philips	Siemens
	<b>Olhos</b>	<b>Olhos</b>
média	13,21847	13,671
desvio	3,038183	1,577816
* C.V.	23%	12%
	<b>Tireóide</b>	<b>Tireóide</b>
média	2,689079	1,918043
desvio	0,949384	0,345672
* C.V.	35%	18%

\* Coeficiente de Variação. Média obtida em mGy

**Tabela 9: Comparativo dos dados dosimétricos nos aparelhos da marca Philips e Siemens**



**Gráfico 7: Comparação da doses (Philips x Siemens)**

Com base nos resultados obtidos observou-se que as doses absorvidas na pele na região de olhos em ambos os aparelhos foram muito próximas nos valores médios finais, porém no aparelho da marca Philips houve um desvio maior atingindo 23% de C.V., enquanto os dados das doses nos olhos dos pacientes pesquisados no aparelho da marca Siemens houve um C.V. de 12%.

Se comparadas as doses recebidas na superfície da pele em região de tireoide a média no aparelho Philips foi de 2,68 mGy, enquanto nos dados da Siemens foi de 1,91 mGy. Sendo que na Philips obtivemos os valores de desvio na tireoide de 0,94 e C.V. de 35%, e na Siemens o desvio foi de 0,34 e C.V. de 18%.

Os valores resultantes desta pesquisa chegaram a valores de doses recebidos em região de cristalino e tireoide dentro das margens de valores recomendadas pelos principais órgãos nacionais e internacionais que recomendam e regulam doses de radiação e exposição.

A opção em escolher a região de crânio para ser pesquisada neste estudo teve como pretensão mostrar as doses o mais próximas do real, “in vivo”, uma vez que há muitos artigos e estudos que foram realizados em “phantom”, que tem densidade única e medidas padrões, e alguns estudos levam em consideração a “dose virtual” que é a estimativa de dose demonstrada ao final de cada exame de tomografia nos relatórios de dose, que é bem particular de cada fabricante e modelo de tomógrafo e que usa como parâmetro a quantidade de radiação que sai do aparelho e que chega nos detectores. Poucos são os estudos realizados “in vivo” que pesquisam a dose que chega no paciente real e que levam em consideração tecidos da cabeça que geram radiação secundária levando em consideração tecidos vivos.

Outro fato que estimulou a realização do estudo em região de crânio é que há uma incidência maior destes exames na prática clínica, devido ao fato de em diversas condições os pacientes são submetidos a esses exames, como trauma, AVC, cefaleia, e outros acometimentos no S.N.C., onde a tomografia acaba sendo o primeiro método e na maioria dos casos mais acessível de se visualizar partes moles intracraniana.

No local onde foi realizado o estudo presente, assim como na maioria dos serviços no Brasil, a tomografia computadorizada de crânio simples inicialmente e rotineiramente é protocolada e padronizada na modalidade sem modulação de dose, facilitando e permitindo uma reprodutibilidade e confiabilidade maior também pela pequena variação de tamanhos e volumes da estrutura examinada e utilizando fatores energéticos fixos.

Nas doses levantadas em medidas em “phantom” o receptor energético geralmente fica no centro do simulador, gerando radiação secundária do material

composto do “phantom”, o que dificulta de saber a dose que chega na região de tireoide que se localiza mais superficialmente e próximo da pele.

Nos casos de doses na região de pescoço não há um limite considerado seguro, e a tireoide tem um risco biológico uma estimativa de 0,08 Sv e de ponderação de 0,05. (ICRP, 2010).

Limites de Dose	Profissional exposto	Profissional grávida/lactente	Estudante/Aprendiz	Público em geral
Limite de Dose Efetiva	100 mSv/5 anos consecutivos ou 50 mSv/ano	1 mSv/ano	100 mSv/5 anos consecutivos ou 20 mSv/ano	1 mSv/ano
Limite de Dose Equivalente no Cristalino	150 mSv/ano *(Alterado pela Resolução CNEN 114/2011)	_____	50 mSv/ano	15 mSv/ano
Limite de Dose Equivalente para a pele	500 mSv/ano	_____	150 mSv/ano	50 mSv/ano
Limite de Dose Equivalente para extremidade	500 mSv/ano	_____	150 mSv/ano	_____

**Tabela 10: Recomendação de limites de doses estabelecidos em âmbito nacional, pela Portaria 453/98 (\*Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano) e normatizada pela NE 3.01 CNEN/2011**

Esta tabela tem caráter informativo, uma vez que os pacientes não se enquadram como público geral, nem tampouco como indivíduos ocupacionalmente expostos. A Norma CNEN NN 3.01, que no âmbito nacional é a mais recente deixa explícito essa afirmação. Então levamos em consideração e como referência o princípio ALARA, que preconiza exposição tão baixa quanto razoavelmente aceitável. Os pacientes se enquadram na necessidade e fatores de risco/benefício.

## 10. CONCLUSÃO

A Tomografia Computadorizada tem evoluído nos últimos anos de forma rápida, e junto com essa evolução houve uma preocupação por parte dos pesquisadores e órgãos regulamentadores e de recomendação em encontrar soluções e alternativas para minimizar o acúmulo de doses de radiação ionizante nos pacientes e pessoas expostas.

Por se tratar de um método de diagnóstico teoricamente rápido de ser executado e tem alta sensibilidade e especificidade para diversas patologias e lesões, o método tem sido uma alternativa nos hospitais e clínicas e com isso tem-se aumentado de forma significativa o uso da tomografia.

Baseado no princípio ALARA, que preconiza que a dose de radiação tem que ser tão baixo quanto razoavelmente aceitável, este estudo teve como objetivo mensurar a dose de radiação primária na superfície da pele em região de olhos (cristalino) e secundária em região de pescoço (tireoide) em exames de tomografia de crânio, sabendo assim qual a média que chega nessas regiões em um único exame, tanto a radiação direta nos cristalino, como indireta na região de tireoide, que são órgãos radiosensíveis, passíveis de alterações, se houver um acúmulo excessivo de radiação recebida.

Foram utilizados dois tomógrafos, em diferentes ocasiões, onde foi possível também comparar a dose depositada por dois equipamentos de fabricantes diferentes e tecnologias e tempo de usos também.

Todos os controles de qualidade de ambos os aparelhos foram realizados antes e durante a pesquisa, podendo manter um nível de aceitação e reprodutibilidade contínuos.

Foram realizadas calibrações nos equipamentos do estudo e nos equipamentos auxiliares utilizados, como aparelhos de raios-x, dosímetros e leitora dos dosímetros.

Segundo os órgãos de proteção radiológica os níveis que são potenciais para indução de câncer estão acima de 100mSv, sendo que para a região de pescoço estão em torno de 50 mSv, valores de ponderação para tireoide de 0,05 e para indução de alterações em cristalino, como opacidade ou catarata estão em torno de 0,5 Gy.

Este estudo mostrou que para a região de cristalino a média de dose de todos os pacientes foi de 13,44 mGy, que está dentro da margem segura de limites estabelecido pelos órgãos de controle e proteção.

Na região de pescoço, a média de dose foi de 2,29 mGy, que está abaixo das doses preconizadas pelas instituições de proteção. Na região de pescoço o valor de ponderação é de 0,05 e 0,08 Sv para alteração em tireoide. Obteve-se um único valor máximo de 4,77 mGy em uma das medidas.

Quando comparado, as duas tecnologias utilizadas no estudo os valores obtidos para radiação primária foram bem próximos, atingindo 13,21 mGy (Philips) ante 13,67 mGy (Siemens). Porém, em relação à dose recebida na superfície da pele no pescoço, quando comparados os dois aparelhos a variação entre as doses menores e maiores no aparelho da marca Philips foram maiores, se comparados com os dados no da marca Siemens, onde a variação entre as doses foram mais uniformes, mas as médias finais foram abaixo do limite considerado seguro e recomendado.

Nos dados colhidos do aparelho Philips chegou-se a conclusão que a dose na tireoide foi 20% da dose que chegou nos cristalinos, já no tomógrafo da Siemens a dose na tireoide atingiu 14% da dose do cristalino. Isto pode estar relacionado ao tempo de uso dos equipamentos, pois o tomógrafo da Philips tem 15 anos de uso, enquanto o da Siemens na ocasião da pesquisa estava recém-instalado (menos de 6 meses). E a quantidade de fileiras de detectores pode ter interferido nessa pequena variação na radiação secundária pois o aparelho da Philips tem 64 fileiras e da Siemens 32 fileiras, porém há a necessidade de estudos futuros para objetivar essas características e informações.

Importante ressaltar que este estudo comparou os dois tomógrafos considerando as imagens tomográficas dos equipamentos como aceitáveis e não se mensurou ou comparou a qualidade das imagens de cada um deles.

Concluimos com este estudo que, se houver um controle de qualidade dos tomógrafos, um controle de parâmetros para execução do exame e padronização é possível manter os níveis aceitáveis de radiação, porém um estudo futuro deverá levar em consideração qual a frequência que um paciente é submetido a esses exames, uma vez que este estudo considerou a dose recebida em um único exame de tomografia de crânio.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. RESOLUÇÃO - RDC Nº 330, DE 20 DE DEZEMBRO DE 2019. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 20 de dezembro, 2019.

ATTIX, Frank H. **Introduction To Radiological Physics And Radiation Dosimetry**. Weinheim: Wiley-VCH, 2004.

AUGUSTO, F. M.; Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em tomografia computadorizada, Rio de Janeiro, 2009.

BATISTA, B. J. B.; Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia, São Paulo, SP, 2011.

BERGER, N.; MARCON, M. ; SALTYSBAEVA, N. ; KALENDER, W. A ; ALKADHI, H. ; FRAUENFELDER, T. ; BOSS, A. Dedicated Breast Computed Tomography With a Photon-Counting. Detector: Initial Results of Clinical In Vivo Imaging. **Investigative radiology**, 54, n. 7, p. 409-418, 2019.

BITELLI, T. **Física e Dosimetria das Radiações**. 2a. ed. São Paulo: Editora Atheneu; 2006.

BONTRAGER, Kenneth L. Tratado de técnica radiológica e base anatômica. 4, Ampli.. Rio De Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1999, 770 p.

BUSHONG, S. C. "Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção". Tradução da 9ª. edição, Elsevier Editora Ltda., São Paulo, 2010.

BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology and protection**. 10.ed. Mosby, 2013.

CARLTON, R.; ADLER, A. Principles of Radiographic Imaging, an Art and a Science, 5. ed, Thomson Delmar Learning, 2012.

CARVALHO, A. C. História DA Radiologia – História da Tomografia Computadorizada. **Revista de Imagem - 2007**, p. 29(2):61-66, 2007.

COELI, C. M.; BRITO, A. S.; BARBOSA, F. S.; RIBEIRO M. G.; SIEIRO A. P. A. V.; VAISMAN, M. Epidemiologia do Câncer de Tireóide. **Arq. Bras Endocrinol. Metab.**, 2005. v. 49, n. 4 p. 503-504, 2005.

DAROS, K. A. C.; Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudos de otimização, 2005.

DELACROIX, D.; GUERRE, J.P.; LEBLANC, P.; HICKMAN, C. *Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook*, Radiation Protection Dosimetry, vol. 76, No. 1-2, 1998.

DOVALES, A. C. M.; SOUZA, A. A.; VEIGA, L. H. S.; Tomografia computadorizada no Brasil: frequência e padrão de uso em pacientes internados no Sistema Único de Saúde (SUS). **Revista Brasileira de Física Médica**, 9 (1): 11-14, 2015.

FERREIRA, A. T.; Mensuração da Dose de Radiação Secundária no pescoço durante exame de Tomografia Computadorizada do crânio, 2015.

FILIPOV, D., SCHELIN, H. R., TILLY, J.; Joao, G. **Comparação da curva de rendimento de um aparelho de raios X pediátrico utilizando dosímetros termoluminescentes e câmara de ionização cilíndrica**. International Joint Conference RADIO 2014. Rio Grande do Sul, 2014.

FOSBINDER, R.; ORTH, D. **Essentials of radiologic science**. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 078177554X.

FRANCISCO, F. C.; MAYMONE, W. ; CARVALHO, A. C. P.; FRANCISCO V. F. M.; FRANCISCO M. C. Radiologia – 110 anos de História. **Revista de Imagem - 2005**, p. 27 (4): 281-286, 2005.

FRIEDRICH, B. Q.; CAPAVERDE, A. S.; VANNI, S.; MAZZOLA, C. F. S.; SILVA, A. M. M.; Dose em exames de crânio e tórax de Tomografia Computadorizada Pediátrica: Uma Revisão Bibliográfica, 2015.

GUERRA; V. H.; NERISSIAN, D. Y.; MELO, C. S.; VASCONCELLOS, C. E. C. et al. Pediatric computed tomography dose optimization in a general hospital. **Revista Brasileira de Física Médica**, 13, n. 1, p. 138-144, 2019.

GOLDMAN, Lee W. **Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality**. Journal of Nuclear Medicine Technology, v. 36, n. 2, p. 57-68, 2008.

GUERRA; V. H.; N. Otimização de Doses em Procedimentos de Tomografia Computadorizada Pediátrica; Instituto de Física da USP; SP, 2020.

HEILBRON, P.F.L. - BREVE HISTÓRICO SOBRE A PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PAULO HEILBRON Encontro da Academia Brasileira de Medicina Setembro de 2017 DO - 10.13140/RG.2.2.28391.29606.

[https://www.researchgate.net/publication/331346180\\_BREVE\\_HISTORICO\\_SOBRE\\_A\\_PROTECAO\\_RADIOLOGICA\\_PAULO\\_HEILBRON\\_Encontro\\_da\\_Academia\\_Brasileira\\_de\\_Medicina\\_Setembro\\_de\\_2017](https://www.researchgate.net/publication/331346180_BREVE_HISTORICO_SOBRE_A_PROTECAO_RADIOLOGICA_PAULO_HEILBRON_Encontro_da_Academia_Brasileira_de_Medicina_Setembro_de_2017) (Acesso em 19.07.2023)

HEILBRON, P.F.L.; XAVIER, A.M.; PONTEDEIRO, E.M.; FERREIRA, R.S. – Segurança Nuclear e Proteção do Meio Ambiente, p. 65. Livraria Seline (e-papers), 2004.

IAEA, *Methods for Assessment Occupational Radiation Doses due to Intakes of Radionuclides*, Vienna, 2004.

IBGE; acesso em 22 de Agosto de 2023 -

<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/13930-asi-ofertas-de-equipamentos-hospitalares-e-numero-de-medicos-aumentam-leitos-diminuem-e-desigualdades-regionais-permanecem>.

ICRP 26, *Recommendations of the International Commission on Radiation Protection*, Annals of ICRP, vol. 1, No. 3, Pergamon Press, Oxford, 1977.

ICRP 30, *Limits for intakes of radionuclides by workers*, Annals of ICRP, vol. 2, No.3/4, Pergamon Press, Oxford, 1979.

ICRU 33, *Radiation Quantities and Units*, International Commission on Radiation Units and Measurement, 7910 Woodmont Avenue, Washington, D.C. 20014, USA, 1980.

ICRU 47, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*, International Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, 1992.

ICRU 51, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1993.

ICRP 60, *1990 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection*, Annals of ICRP, vol. 21, No. 1-3, Pergamon Press, Oxford, 1979.

ICRP 60, *Recommendations of ICRP*, Annals of ICRP, Bethesda, 1990.

ICRU 60, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, International Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, 2001.

ICRP 88, *Dose to the Embryo and Fetus from Intake of Radionuclides by the Mother*, Annals of ICRP, Bethesda, 2001.

ICRP 89, *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection - Reference Values*, Annals of ICRP, Bethesda, 2001.

ICRP 103, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection*, Annals of ICRP, Bethesda, 2007.

ICRP 2010, International Commission on Radiological Protection (ICRP), Publication 116- Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. Volume 40, Issues 2-5 April-October, pages 1-257.

JÚNIOR, R. G. L.; Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânio por Tomografia Computadorizada; Belo Horizonte, 2012

JUNIOR, S. B. P.; Avaliação da exposição na região dos olhos e do pescoço em pacientes submetidos a exame periapical completo, Rio de Janeiro, 2006.

JÚNIOR, E. A., H. Y.; Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética; Revista Brasileira de Psiquiatria, SP, 2001.

JÚNIOR, J. A. S.; NEY, M. S. C. J.,; FONSECA, G. V. S.; Dose efetiva de radiação nos exames de tomografia: um estudo retrospectivo e descritivo, 2020.

KALENDER, W. A. **Computed Tomography: fundamentals System Technology.** Image Quality, applications. 2. ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005

KRONENBERG, H. M.; Melmed, S.; Polonski, K. S.; Larsen, P. R. **Tratado de endocrinologia** – Williams 11ª edição, 2010, p.35

LELL, M. M.; KACHELRIEß, M. Recent and upcoming technological developments in computed tomography: high speed, low dose, deep learning, multienergy. **Investigative Radiology**, 55, n. 1, p. 8-19, 2020

MANO, S. M. V. M. C.; Cálculos dosimétricos em exames de tomografia computadorizada do crânio, Lisboa, 2018.

MARTINS, A. R. A descoberta dos raios x: O primeiro comunicado de Roentgen. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 04, p. 373–391, 1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE; Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico – Regulamento Técnico de Ministério da Saúde. Portaria 453 de 01/06/1998 publicada no Diário Oficial da União em 02/06/1998 n 103, 1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE/ANVISA. Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/ DIRETORIA COLEGIADA. INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 93: INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 93, DE 27 DE MAIO DE 2021. 101 ed. Brasília: Diário Oficial da União, 2021. v. 1. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-93-de-27-de-maio-de-2021-323016253>. Acesso em: 10 maio 2022.

MOURÃO, A. P.; Tomografia Computadorizada – tecnologias e aplicações; Difusão; Brasil, 2007.

Natureza Dualística da Radiação Eletromagnética e-escola, Instituto Superior Técnico. Disponível em: <http://e-escola.tecnico.ulisboa.pt/topico.asp?id=437>

NAVARRO, M. V. T., LEITE, H. J. D.; Controle de riscos à saúde em radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica. **História, Ciências, Saúde – Manguinhos**, Rio de Janeiro, v. 15, n. 4, p. 1039-1047, 2008.

NCRP Report, National Council on Radiation Protection and Measurement, 7910 Woodmont Avenue, Suite 400, Bethesda, MD 20814-3095, 1976.

NÓBREGA, A. I.; DAROS, K. A. C.; Manual de Tomografia Computadorizada – Série Tecnologia em Radiologia Médica; Atheneu, Brasil, 2007.

Norma CNEN NE-3.01, *Diretrizes Básicas de Radioproteção*, 1988.

Norma CNEN NN-3.01, *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, 01/09/2011.

OLIVEIRA, C. M.; NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA; Porto Alegre; 2020.

PARENTE, D. B. O Risco da Radiação no Uso Indiscriminado da Tomografia Computadorizada. **Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem-2013**, p. 46(2):V-VI, 2013.

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

REHANNI, M. M. Radiation Protection in Newer Imaging Technologies. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 139, n. 1-3, pg 357-362, 2010.

ROMANS, Lois E. **Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text**. Lippincott/Williams & Wilkins, 1ed. Baltimore:2011, 380p.

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

SOUZA, G. S.; REAL, J. V.; FRONER, A. P.P.; SILVA, A. M. M. Avaliação de imagens de tomografia computadorizada com o uso do modulador automático de corrente: potencialidades e limitações; *Revista Brasileira de Física Médica*. 2015;9(2):18-22.

SEERAM, E.; Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control, 3 ed. USA, Saunders, 2008.

SILVA, D. A. P. et. al. **A Evolução e a Importância da Tomografia Computadorizada na Odontologia**. Revista Científica Multidisciplinar Núcleo do Conhecimento. Ano 02, Ed. 01, Vol. 13, pp. 463-473 Janeiro de 2017. ISSN:2448-0959.

SOUZA, I. O.; Dosimetria em Tomografia Computadorizada para Controle de Dose em Órgãos Radiossensíveis Utilizando um Phantom Antropomórfico; Brasil; Curitiba, 2019.

TABANICKS, M. H.; Conceitos Básicos da Teoria de erros. Instituto de Física: USP; SP, 2009.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D.; Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – Instituto de Radioproteção e Dosimetria , CNEN; Rio de Janeiro, 2014.

UNSCEAR, *Genetic and Somatics Effects of Ionizing Radiation*, Report of the United Nations Scientific Committees on the Effects of Atomic Radiations, 1986.  
<http://www.unscear.org/unscear/en/publications>.

UNSCEAR, *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation*, Report of the United Nations Scientific Committees on the Effects of Atomic Radiations, Annexes, United Nations Publications - New York, 2008  
<http://www.unscear.org/unscear/en/publications>.

**ANEXO 1**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO DE**  
**PACIENTE EM PESQUISA**

Caro \_\_\_\_\_ Responsável/Representante  
Legal: \_\_\_\_\_

Gostaríamos de obter o seu consentimento para o paciente \_\_\_\_\_, participar como voluntário da pesquisa intitulada ***Mensuração da radiação secundária da tireoide e primária em cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio*** que se refere a um projeto de pesquisa.

O objetivo deste estudo é mensurar a radiação que chega na região da tireoide e incididos diretamente no cristalino em exames de tomografia computadorizada de crânio. Os resultados contribuirão para confirmar e comparar testes já realizados, contribuindo assim para possível redução de **dose**. A forma de participação consiste como voluntário na realização de exame de tomografia computadorizada, quando esta for indicada pela equipe clínica.

O nome do paciente, não será utilizado em nenhuma fase da pesquisa garantindo assim o anonimato e a divulgação dos resultados serão feitos de forma que não poderão serem identificados os voluntários.

Não será cobrado nada, não haverá gastos ao participante, mas se eventualmente houver alguma despesa decorrente da pesquisa ele terá direito ao ressarcimento

Todo tipo de pesquisa oferece algum risco. Neste caso, considerando o objetivo desta pesquisa, o risco é mínimo, inerente a prática do exame. Nesta pesquisa só serão realizados os exames quando existir a necessidade da sua realização indicada pelo quadro clínico do paciente.

São esperados que ao final da pesquisa o paciente terá como benefício a redução das doses de radiação no exame de tomografia realizado.

Salienta-se que a participação é voluntária e que poderá deixar de participar ou retirar o seu consentimento ou até mesmo descontinuar a participação se preferir, sem nenhuma penalização ou prejuízo.

A participação do paciente consiste em posicionar dosímetros na região de pescoço e órbita para mensurar (medir) tanto a radiação secundária em região da tireoide e de radiação primária em região de cristalino (olhos).

Agradecemos a atenção e a da participação e colocamo-nos à disposição para maiores informações.

Será disponibilizada uma via deste Termo, e em caso de dúvidas e outros esclarecimentos sobre esta pesquisa você poderá entrar em contato com o **Pesquisador responsável – Prof. Dr. Carlos Zeituni** Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Butantã, São Paulo - SP, 05508-000, **Telefone (11) 2810-5000**, e-mail: [czeituni@pobox.com](mailto:czeituni@pobox.com) . **Pesquisador executante: Jefferson Alves dos Santos**, Celular (11) 96284-9246. e-mail: [jeffersomm@hotmail.com](mailto:jeffersomm@hotmail.com)

Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da USP: Av. Prof. Lineu Prestes, 2565 - Cidade Universitária - CEP: 05508-000 - São Paulo - SP - Telefone: (11) 3091-9457 - E-mail: [cep@hu.usp.br](mailto:cep@hu.usp.br) (horário de atendimento: das 08:00hs às 12:00hs, de segunda à sexta-feira)

Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do HU/USP. **“Os Comitês de Ética em Pesquisa são colegiados interdisciplinares e independentes, de relevância pública, de caráter consultivo, deliberativo e educativo, criados para defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos”** (item VII.2 - Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde).

Eu, \_\_\_\_\_(nome do paciente ou representante legal), portador do RG nº \_\_\_\_\_, confirmo que \_\_\_\_\_, explicou-me os objetivos desta pesquisa, bem como, a forma de participação. As alternativas para a participação do paciente (nome completo do paciente) \_\_\_\_\_também foram discutidas. Eu li e compreendi este Termo de Consentimento, portanto, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, aceito participar do presente Projeto de Pesquisa

São Paulo, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2022.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente ou representante legal

\_\_\_\_\_  
Jefferson Alves dos Santos (pesquisador)

Hospital Universitário (USP) / IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares)

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

\_\_\_\_\_  
Participante da Pesquisa





#### ANEXO 4

Medidas	leitura (mGy)
1	1,616
2	1,615
3	1,62
4	1,62
5	1,618
6	1,623
7	1,626
8	1,619
9	1,623
10	1,628
Média	1,6208
Desvio	0,0042
CV (%)	0,003

**Medidas de exposição usado para o calculo do FC (fator de conversão) – marca Radcal Accu Dose, modelo 2086, sonda de 10X6**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
**Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino**  
**Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000**  
**Fone (11) 2810-1570 ou (11) 2810-1572**  
**SÃO PAULO – São Paulo – Brasil**  
**<http://mprofissional.ipen.br>**

**O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento Econômico do Governo do Estado de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações (MCTI) do Governo Federal.**