

PAULO AUGUSTO FERNANDES DO NASCIMENTO

**CÁLCULO DE BLINDAGEM DA SALA DE MAMOGRAFIA EM UM  
CENTRO DE ESPECIALIDADES MÉDICAS NA CIDADE DE BOA  
VISTA - RR.**

São Paulo  
2021

PAULO AUGUSTO FERNANDES DO NASCIMENTO

CÁLCULO DE BLINDAGEM DA SALA DE MAMOGRAFIA EM UM  
CENTRO DE ESPECIALIDADE MÉDICAS NA CIDADE DE BOA VISTA  
- RR.

Monografia apresentada à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo para a  
obtenção do título de Especialista em  
Higiene Ocupacional.

São Paulo

2021

Dedico este trabalho ao meu irmão Adonai Fernandes, ao meu sobrinho João Vitor (*in memoriam*) e a minha Mãe, Mariana Fernandes do Nascimento, com seu apoio e orações, sempre me ajudando nos momentos mais difíceis.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por iluminar meu caminho e dar força para percorrê-lo.

À meus irmãos e irmãs, pelo apoio, carinho, compreensão e incentivo constante.

Ao Professor e físico médico Carlos Eduardo Arévalo Anzola pela orientação acadêmica, disponibilidade, atenção durante todo o desenvolvimento deste Trabalho de Conclusão de Curso.

Ao grande incentivador e Mestre, Marco Aurélio Luttgardes.

Aos amigos Sérgio Viana, Geisa Moraes, Janilson Reis, Mendes Junior, Raniere, Hugo, Daniela, pela ajuda, incentivos e força indispensáveis à realização deste trabalho.

## RESUMO

DO NASCIMENTO, Paulo Augusto Fernandes. **Cálculo de blindagem da sala de mamografia em centro de especialidade médicas na cidade de Boa Vista - RR.** 2021, 71f. Monografia (Especialização em Higiene Ocupacional – Programa de Educação Continuada, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021).

A construção de uma barreira eficaz contra a radiação ionizante presente em salas radiográficas requer a consideração de muitas variáveis, desta forma evitando exposições desnecessárias e por consequência perigosas para as pacientes, indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) e do público em geral. A metodologia utilizada para especificação de espessura de barreira secundária em uma sala mamografia, avalia fatores como: coeficientes materiais atenuadores ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ), fator ocupacional, fator de uso, carga de trabalho, distância entre a fonte e a parede, kerma no ar e distância entre o paciente e o fonte, com isto foi aplicado nas equações e tabelas fornecidas pelo relatório NCRP-147 (*Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*). Também não se pode desconsiderar requisitos de sinalização luminosa e aviso por meio do símbolo que caracteriza a presença de radiação ionizante no local. Aplicada a metodologia exigida pela NCRP-147, foi possível realizar o cálculo de blindagem de paredes de salas e verificar o atendimento quanto as áreas adjacentes. Com uso de uma planilha eletrônica e aplicado os valores dos parâmetros pertinentes, os resultados comparados as exigências com os limites estabelecidos pela Norma CNEN-NN-3.01 e desta forma validando as condições de blindagem na sala de mamografia do centro médico em estudo.

**Palavras-chave:** Proteção radiológica. Raios X. Mamografia. NRCP 147, Higiene ocupacional. Cálculo de barreiras. CNEN. Fator de uso. Carga de trabalho. Fator de ocupação. Kerma. Barreira primária, barreira secundária.

## ABSTRACT

DO NASCIMENTO, Paulo Augusto Fernandes. **Shielding calculation of the mammography room of the Medical Specialties Center of Boa Vista, RR.** 2021, 71f. Monografia (Especialização em Higiene Ocupacional – Programa de Educação Continuada, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

The construction of an effective barrier against ionizing radiation emitted in radiology rooms must consider multiple variables in order to prevent unnecessary exposure which can be harmful to patients, healthcare workers and to the general public. The methodology used to determine the width of the secondary barrier in a mammography room assesses factors like: coefficient of attenuating materials (A, B, G), occupational factor, use factor, workload, source to wall distance, air kerma and the source to patient distance. The data is applied to equations, graphs and tables found in the NCPR-147 report (*Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*). Other factors that cannot be overlooked are the light signaling requirements and the warning symbol that indicates the existence of ionizing radiation on site. By using the methodology required by NCPR-147, the shielding calculation was completed for all walls, including adjacent rooms. With the support of a computer spreadsheet, the current parameters were applied and the results compared with the requirements determined technical norm by CNEN-NN-3.01 and thus validating the shielding specifications for the studied mammography room in the Medical Center.

**Keywords:** Radiological protection. X-rays. Mammography. NRCP 147, Industrial hygiene. Shielding calculations. CNEN-Brazil Use factor. Workload. Occupancy factor. Kerma. Primary barrier. Secondary barrier.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Equipamento de Raios X totalmente sem blindagem.....	17
Figura 2 - (a) e (b) – Representação do elemento químico .....	18
Figura 3 - Comprimento de onda das radiações eletromagnéticas .....	19
Figura 4 - Poder de penetração das radiações .....	21
Figura 5 - Espectro eletromagnético .....	22
Figura 6 - ESAK e MGD nas duas incidências básicas de mamografia .....	26
Figura 7 - Limites de doses determinados pela CNEN.....	27
Figura 8 - Diferença entre contaminação e irradiação.....	29
Figura 9 - (a) e (b) - Esquema básico de uma ampola de raios X.....	30
Figura 10 - Ausência de proteção radiológica em 1902 .....	31
Figura 11 - Formas de proteção radiológica.....	31
Figura 12 - Lei do inverso do quadrado da distância.....	32
Figura 13 - (a) - Mama feminina em dissecação anterolateral; (b) – Corte anatômico sagital.....	33
Figura 14 - (a) - Quadrantes da mama (b) – União dos quadrantes.....	34
Figura 15 - Percentual de incidência do cancro da mama .....	34
Figura 16 - (a) Sarcoma e (b) Carcinoma.....	35
Figura 17 - Produção dos raios-X.....	36
Figura 18 - Estrutura de um mamógrafo .....	37
Figura 19 - Principais componentes do arco em “C” do mamógrafo .....	37
Figura 20 - Feixe de raios X atravessando a mama.....	38
Figura 21 - Geometria básica do feixe para mamografia. ....	39
Figura 22 - Controle Automático de Exposição - CAE.....	40
Figura 23 - Grade na absorção da radiação espalhada .....	41
Figura 24 - diferença entre equipamentos analógicas, DR e CR .....	42
Figura 25 - Posicionamentos da mamografia.....	44
Figura 26 - Sala de raios X e posicionamento dos equipamentos.....	50
Figura 27 - Fatores de ocupação sugeridos para uso como um guia no planejamento de blindagem onde outros dados de ocupação não estão disponíveis .....	51
Figura 28 - Limite de dose semanal pela NCRP 147 e Portaria Anvisa nº 453.....	52
Figura 29 - Layout típico de sala de radiografia .....	53

Figura 30 - Vazamento não blindado, kermas aéreos secundários dispersos e totais (em mGy paciente <sup>-1</sup> ), com adaptações do autor.....	54
Figura 31 - (Tab. 5.1 NCRP 147) - Referenciados aos pontos "f" e "g".....	55
Figura 32 - Equipamento instalado na unidade de saúde da mulher .....	58
Figura 33 - Perspectiva da sala de mamografia .....	59
Figura 34 - Planta baixa da sala de mamografia .....	60
Figura 35 - Espessuras em milímetros, descrição, material, fator de ocupação e distâncias em metros da blindagem do Centro de Referência de Saúde da Mulher - CRSM.....	61
Figura 36 - Classificação da área sala de mamografia .....	61
Figura 37 - Cálculo de blindagem para o chumbo.....	62
Figura 38 - Cálculo de blindagem para concreto.....	63
Figura 39 - Cálculo de blindagem para o gesso .....	64
Figura 40 - Estimativa de sacos de argamassa baritada.....	65
Figura 41 - Conversão de espessura para blindagem.....	65
Figura 42 - Esquema de aplicação da argamassa baritada na parede .....	65



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR	<i>American College of Radiology</i>
ALARA	<i>As Low As reasonably Achievable</i>
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CAD	<i>Computer Aided Detection</i>
CAE	Controle Automático de Exposição
CC	Crânio-caudal
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	Camada semirredutora.
ddp	Diferença de potencial
DGM	Dose Glandular Média
DL	Decreto de Lei
DNA	Ácido desoxirribonucleico
EPDM	Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia
ESAK	Kerma no ar na superfície de entrada
FFDM	Full-Field Digital Mammography
HVL	<i>Half Value Layer</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Committee for Radiological Units</i>
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
KERMA	<i>Kinectic Energy Released per unit of MAss</i>
MDD	Mamografia Digital Direta
MGD	Dose Glandular Média
MRI	Imagem por Ressonância Magnética
NCRP	<i>National Council of Radiation Protection and Measurements.</i>
NRD	Níveis de Referência de Dose
OML	Incidência Obliqua Médio-Lateral
PI	Placa de Imagem
PTM	Fotomultiplicador

PMMA	<i>Polymethylmethacrylate</i>
RC	Radiologia Convencional
RD	Radiologia Digital
RSR	Relação Sinal-Ruído
SQRI	Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes
TLD	Dosímetro Termolumine
TVL	<i>Tenth Value Layer</i>
USP	Universidade de São Paulo

## LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius.
B	Fator de transmissão da barreira secundária
Bq	Becquerel.
C/kg	Coulomb por quilograma.
Ci	Curie.
$d_F$	Distância do feixe de raios X primário da área de campo
$d_L$	Distância de radiação de fuga.
$d_s$	Distância da radiação espalhada
F	Área de campo do feixe de raios X primário
$d_{\text{sec}}$	Distancia paciente – barreira secundaria.
Ev	elétron-volt.
Gy	Gray.
J	Joule.
$K_p(0)$	Kerma no ar de radiciação primaria a 1 m.
$K_p^1$	Kerma primário no ar sem blindagem por paciente a 1m.
$K_{\text{sec}}(0)$	Kerma no ar de radiciação secundaria a 1 m.
$K_{\text{sec}}^1$	Kerma secundário no ar sem blindagem por paciente a 1m.
kVp	quilo volt pico.
mAs	Miliamper por segundo.
Mo	Molibidênio.
P	Limite de dose semanal
R	Röntgen.
Rh	Ródio.
Sv	Sievert.
T	Fator de ocupação.
U	Fator de uso.
$X_{\text{barrier}}$	Espessura de barreira.
Z	Número atômico.
W	Carga de trabalho.
$W_{\text{norm}}$	Carga de trabalho normalizado
$W_{\text{tot}}$	Carga total de trabalho

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	OBJETIVO	15
1.2	JUSTIFICATIVA	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>17</b>
2.1	HISTÓRICO	17
2.2	O ÁTOMO	17
2.3	Energia das Radiações	18
2.4	RADIAÇÃO E RADIOATIVIDADE	19
<b>2.4.1</b>	<b>RADIAÇÕES ELETROMAGNÉTICAS</b>	<b>19</b>
<b>2.4.2</b>	<b>RADIAÇÃO CORPUSCULAR</b>	<b>19</b>
2.4.2.1	PARTÍCULA ALFA	20
2.4.2.2	PARTÍCULA BETA	20
2.4.2.3	RAIOS X	20
2.4.2.4	RAIOS GAMA	21
2.5	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO X COM A MATÉRIA	22
2.6	GRANDEZAS E UNIDADES DE RADIAÇÃO IONIZANTE	22
<b>2.6.1</b>	<b>ATIVIDADE</b>	<b>22</b>
<b>2.7.1</b>	<b>KERMA NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA - ESAK</b>	<b>25</b>
2.8	DOSE GRANULAR MÉDIA - DGM	26
2.9	LIMITES DE EXPOSIÇÃO E EFEITOS BIOLÓGICOS	27
2.10	CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS	27
<b>2.10.1</b>	<b>EFEITOS ESTOCÁSTICOS</b>	<b>27</b>
<b>2.10.2</b>	<b>EFEITOS DETERMINÍSTICOS</b>	<b>28</b>
2.11	SÍNDROME AGUDA DAS RADIAÇÕES	28
2.12	CONTAMINAÇÃO E IRRADIAÇÃO	29
2.13	TUBOS DE RAIOS X	29
2.14	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	30
<b>2.14.1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>30</b>
<b>2.14.2</b>	<b>CONTROLE DAS RADIAÇÕES IONIZANTES</b>	<b>31</b>
<b>2.14.3</b>	<b>TEMPO</b>	<b>31</b>
<b>2.14.4</b>	<b>DISTÂNCIA</b>	<b>32</b>

2.15	MAMOGRAFIA.....	32
2.15.1	ANATOMIA DESCRITIVA DA MAMA E INDICAÇÃO MAMOGRÁFICA...	32
2.15.2	RASTREAMENTO.....	34
2.15.3	CÂNCER DE MAMA.....	35
2.15.4	EQUIPAMENTO E FORMAÇÃO DA IMAGEM NA MAMOGRAFIA.....	35
2.15.5	ESTRUTURAS DO MAMÓGRAFO .....	36
2.15.6	FORMAÇÃO DA IMAGEM EM MAMOGRAFIA.....	37
2.15.7	FILTRO DE RAIOS X .....	39
2.15.8	CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO .....	39
2.15.9	GRADE ANTIESPALHAMENTO.....	40
2.16	RECEPTORES DE IMAGEM DIGITAIS.....	41
2.17	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM MAMOGRAFIA .....	42
2.17.1	RELEVÂNCIA.....	42
2.17.2	CONCEITOS.....	43
2.17.3	DIRETRIZES BÁSICAS DE RADIOPROTEÇÃO – CNEN.....	44
2.17.4	DOSE EM MAMOGRAFIA .....	44
2.17.5	NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM MAMOGRAFIA.....	44
2.18	NCRP 147 - STRUCTURAL SHIELDING DESIGN FOR MEDICAL X-RAY IMAGING FACILITIES OU RELATÓRIO PROJETO ESTRUTURAL PARA BLINDAGEM DE INSTALAÇÕES MÉDICAS DE IMAGENS DE RAIOS X .....	45
2.18.1	ÁREAS CONTROLADAS.....	45
2.18.2	ÁREAS LIVRES.....	46
2.18.3	INSTALAÇÕES MAMOGRÁFICAS .....	46
2.18.4	ELEMENTOS DE PROJETO DE BLINDAGEM .....	47
2.18.4.1	PAREDES INTERIORES .....	47
2.18.4.2	FOLHA DE CHUMBO.....	47
2.18.4.3	OUTROS MATERIAIS.....	47
2.18.4.4	PAREDES EXTERIORES DO EDIFÍCIO .....	48
2.18.5	PORTAS.....	48
2.18.5.1	PORTAS REVESTIDAS DE CHUMBO .....	48
2.18.5.2	PORTAS DE MADEIRA .....	48
2.18.5.3	BLOQUEIOS DE PORTAS, LUZES DE ADVERTÊNCIA E PLACAS DE ADVERTÊNCIA.....	48
2.18.5.4	VIDRO PUMBLÍFERO.....	49

2.18.5.5	PLACA DE VIDRO .....	49
2.18.5.6	CHUMBO ACRÍLICO .....	49
2.18.5.7	PISOS E TETOS .....	49
2.18.5.8	CONCRETO .....	49
2.19	CÁLCULO DA BLINDAGEM DE IMAGENS DE RAIOS X .....	50
2.19.1	DISTÂNCIA .....	50
2.19.2	FATOR DE OCUPAÇÃO .....	51
2.19.3	CARGA DE TRABALHO E DISTRIBUIÇÃO DA CARGA DE TRABALHO (W) 51	
2.19.4	FATOR DE USO (U) .....	52
2.19.5	LIMITE DE DOSE SEMANAL (P) .....	52
2.19.6	BARREIRAS PRIMÁRIAS .....	52
2.19.7	BARREIRAS SECUNDÁRIAS .....	53
2.19.8	RADIAÇÃO DE FUGA .....	54
2.19.9	CÁLCULOS DE BLINDAGEM .....	55
2.19.10	CÁLCULO PARA SALA DE MAMOGRAFIA .....	56
3	MATERIAIS E MÉTODOS .....	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	59
4.1	CÁLCULO DE BLINDAGEM .....	60
5	CONCLUSÕES .....	66
	REFERÊNCIAS .....	67
	ANEXO .....	71

## 1 INTRODUÇÃO

O Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), órgão vinculado ao Ministério da Saúde, desde 1995, está disseminando informações, com qualidade e atualidade, sobre a ocorrência e a distribuição do câncer no Brasil. Estimam-se para o Brasil terá 66.280 casos novos de câncer de mama, para cada ano do triênio 2020-2022. Para este valor, estima-se um risco de 61,61 casos novos a cada 100 mil mulheres. O tipo histológico com maior incidência para o câncer de mama feminina é o carcinoma de células epiteliais, é dividido dois grupos, as lesões in situ e invasoras. O carcinoma in situ (câncer não invasivo), é o primeiro estágio em que o câncer que não tem origem nas células do sangue pode ser classificado. Nesse estágio, as células carcinogênicas estão situadas na camada da qual elas se desenvolveram e ainda não irradiou em outras camadas do órgão do originário. A maioria dos cânceres in situ são curáveis, caso o tratamento for antes que ocorra o desenvolvimento para a fase de câncer invasivo (INCA/MS, 2019).

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo e o que possui maior incidência entre as mulheres. De acordo com a Sociedade Brasileira de Mastologia, é estimado que a cada 12 mulheres, uma desenvolverá um tumor de mama até os 90 anos de idade (ONCOSUL, 2015, apud XAVIER).

A mamografia é a técnica de diagnóstico mais eficaz de detectar precocemente alterações nas mamas, até mesmo as que, de tão pequenas, passam despercebidas na conscientização e no exame clínico. É indicada para mulheres assintomáticas, ou seja, sem queixas nem sintomas de câncer mamário. Este tipo de diagnóstico, pode salvar vidas, entretanto pode expor as pacientes a altas doses de radiação que contribuem para o aumento da probabilidade de indução ao câncer, devido ao efeito estocástico, mas os benefícios superam estes riscos, pois favorece um ganho de anos de vida para as mulheres que realizaram este exame. No Brasil, o consenso para rastreamento do câncer de mama do Ministério da Saúde recomenda que a mamografia de rastreamento seja realizada nas mulheres entre 50 e 69 anos, com intervalo em até dois anos (INCA/MS, 2019).

### 1.1 OBJETIVO

Realizar o levantamento e cálculo de blindagem de proteção de uma sala de mamografia localizada em um Centro de Referências e Estudos Clínicos em Boa Vista-RR e verificar se este ambiente de uso médico para exames de mamografia está atendendo os requisitos de proteção radiológica exigidos pela normativa CNEN-NN - 3.01 e NRCP 147.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

Dada a natureza das radiações ionizantes e seus efeitos deletério no organismo humano e como o sistema de saúde com qualidade ofertado no Brasil ainda é uma realidade para uma pequena parcela da população, é imprescindível verificar se os ambientes destinados para exames radiológicos oferecidos pelo Sistema Único de Saúde - SUS atendem os requisitos exigidos para segurança dos pacientes e dos indivíduos ocupacionalmente expostos e população em geral.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 HISTÓRICO

O físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen no ano de 1895, produziu e detectou radiação eletromagnética nos comprimentos de onda correspondentes aos atualmente classificados como raios X. Esta radiação eletromagnética de alta energia, tem sua origem na eletrosfera ou no freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons, por essa descoberta foi laureado com o Nobel de Física em 1901 (TAUHATA, L. et al, 2014).

Em 1898, o casal Curie realizaram a descoberta dos elementos químicos rádio e polônio, pela descoberta do polônio e o radium e ainda deve-se a eles a denominação “radioatividade” Um ano mais tarde, dividiriam o Prêmio Nobel de Física de 1903 com o cientista francês Henri Becquerel, este por suas pesquisas sobre a radioatividade (ADREUCCI, 2019). A Figura abaixo ilustra uma pessoa desprotegida submetida a raios X.

**Figura 1 - Equipamento de Raios X totalmente sem blindagem**



Fonte: ANDREUCCI, 2019.

### 2.2 O ÁTOMO

Todos os materiais que compõe universo são formados por átomos ou suas combinações. Estes átomos são compostos por partículas com carga positiva, negativa e neutra. As partículas de carga negativa são elétrons que se distribuem em orbitais em volta do núcleo. No núcleo, encontram-se as partículas carregadas positivamente (prótons) e as partículas com massa praticamente igual ao do próton,

contudo não possuindo carga elétrica e são denominadas nêutrons. A massa atômica de qualquer átomo é determinada tomando-se como referência o carbono 12, desta forma 1u é 1/12 da massa do carbono 12. Nos dias atuais, as massas atômicas são medidas por meio de um espectrômetro de massa. Os elementos químicos que possuem no seu núcleo igual número de prótons, mas diferentes quantidade de neutrons, estes possuem as mesmas propriedades físico-químicas e estão no mesmo lugar na classificação periódica. A Figura abaixo demonstram como é representado um elemento químico (USP, 2020).

**Figura 2 - (a) e (b) – Representação do elemento químico**



Fonte: USP, 2020 e Lince, 2021.

## 2.3 ENERGIA DAS RADIAÇÕES

A energia é definida como a capacidade de executar trabalho, cuja unidade no Sistema internacional é o Joule (J), para avaliar no nível subatômico devido as massas ser de ordem de grandezas muito pequenas e resultando em energias inferiores a microjoules, nesta situação, é utilizado como unidade para a medida da energia das radiações o elétron-volt (eV), que é a energia cinética ganha por um elétron ao ser acelerado por uma diferença de potencial igual a 1 Volt, e 1eV é equivalente a  $1,6 \times 10^{-19} \text{J}$  (USP, 2020).

Quando se trata de raios X, a grandeza utilizada é o  $\text{kV}_p$  (kilovolt-pico). A tensão elétrica da rede deve ser elevada na ordem de 25.000 a 120.000 Volts para gerar raios X para aplicação de uso médico. O  $\text{kV}_p$  é a energia dos fótons de raios X de maior energia, e esta energia é igual à voltagem aplicada no tubo, quanto maior a magnitude de  $\text{kV}_p$ , maior será a penetração dos fótons de raios X, a tensão aplicada ( $\text{kV}_p$ ) é o principal fator de controle do contraste da imagem (SOARES, 2008).

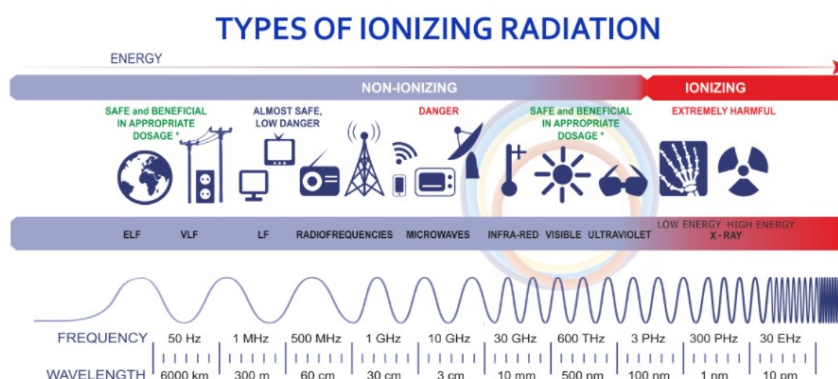
## 2.4 RADIAÇÃO E RADIOATIVIDADE

Radiação é uma forma de energia propagada pelo do espaço na forma de partículas ou como ondas eletromagnéticas, variáveis em tempo e espaço, viajando na mesma velocidade da luz, ou seja 300.000 km/s. Radiatividade é a propriedade que de alguns elementos químicos de peso atômico elevado (rádio, tório, urânio, etc.) possuem a característica de espontaneamente emitir energia e partículas subatômicas. As radiações são classificadas conforme sua energia, efeito biológico e faixa de frequência, que podem ser ionizantes e não ionizantes. As radiações eletromagnéticas não ionizantes possuem baixa frequência e baixa energia, logo, não conseguem arrancar elétrons da eletrofera dos átomos. Já as radiações ionizantes são caracterizadas pela sua altíssima frequência e ter energia capaz de realizar alteração nas células (BREVIGLIEIRO, et al, 2011).

### 2.4.1 Radiações eletromagnéticas

Conforme De Medeiros, 2011, As propriedades das radiações eletromagnéticas, raios X e gama, são dependentes de seu comprimento de onda (ou energia) que por sua vez definem o tipo de radiação. As radiações eletromagnéticas, com seus respectivos intervalos de comprimento de onda estão descritas são ilustrados na Figura abaixo.

**Figura 3 - Comprimento de onda das radiações eletromagnéticas**



Fonte: Polimaster, 2001.

### 2.4.2 Radiação corpuscular

A radiação sob a forma de partículas subatômicas, é um feixe energético de partículas ou núcleos atômicos (ex. elétrons, pósitrons, prótons, partículas alfa, nêutrons). Quando núcleos em busca de uma maior estabilidade energética, estes emitem estas radiações capazes de ionizar o meio. Esse fenômeno é chamado de desintegração ou decaimento nuclear (DE MEDEIROS, 2011).

#### 2.4.2.1 Partícula alfa

Quando o núcleo apresenta elevado número de prótons e nêutrons, este núcleo pode ficar instável causado pela repulsão elétrica entre os prótons, podendo superar a força nuclear atrativa, da ordem do diâmetro nuclear. Nesta situação poderá ocorrer a emissão pelo núcleo de partículas constituídas de 2 prótons e 2 nêutrons (núcleo de  $^4\text{He}$ ), que permite o descarte de 2 prótons e 2 nêutrons, ocorrendo também a emissão de radiação eletromagnética na forma de raios gama. Devido possuir alto peso e tamanho em baixo poder de penetração, atravessa poucos centímetros no ar e alguns milímetros nos tecidos, logo, a radiação alfa não consegue atravessar a camada superficial da pele (TAUHATA, et al, 2014).

#### 2.4.2.2 Partícula beta

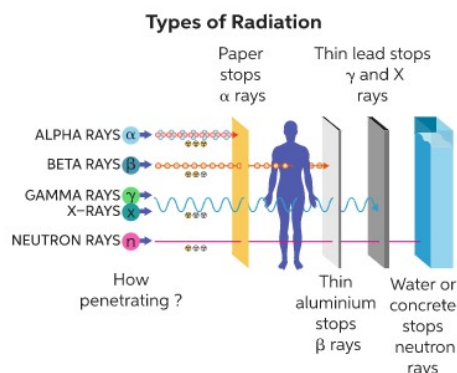
Existem dois tipos de radiação beta, beta menos ( $\beta^-$ ), que são elétrons; e beta mais ( $\beta^+$ ), que são pósitrons, são idênticos aos elétrons, diferindo destes por possuir carga positiva. A blindagem para um material beta-emissor, pode ser uma simples folha plástica ou PVC de 1 a 2 cm que é capaz de absorver totalmente as partículas beta e as radiações secundárias provenientes do emissor (SOARES, 2008).

#### 2.4.2.3 Raios X

São fótons que tem sua origem na eletrosfera do átomo, por ser energia eletromagnética não têm carga nem massa, que pela desaceleração de elétrons por colisão com um alvo, resulta na emissão de radiação eletromagnética e uma grande parte da energia do elétron é convertida em calor e a menor parte da energia na forma de raios X. Na blindagem são utilizados materiais como chumbo, concreto,

aço, etc. Os raios X usados para fins de diagnóstico na medicina, se faz necessário o ajuste energia aplicada entre o catodo e o anodo em função do tecido biológico a ser submetido a radiografia, no qual a voltagem de operação empregada é maior para os tecidos mais profundos do corpo (SPINELLI, et al, 2011).

**Figura 4 - Poder de penetração das radiações**



Fonte: Chegg, 2003.

#### 2.4.2.4 Raios gama

São fótons, emitidos pelo núcleo durante uma transição, surgindo após a emissão de uma partícula (radiação alfa, nêutrons, beta, etc). Assim como os raios X, são partículas de grande penetração, exigindo blindagens como chumbo, concreto, aço ou ferro. O núcleo ainda possui um excesso de energia, sendo por isso instável, e para atingir a estabilidade o núcleo excitado emite a energia excedente na forma de radiação gama. Neste processo ocorre somente mudança de nível energético e não há alteração do elemento químico (USP, 2020).

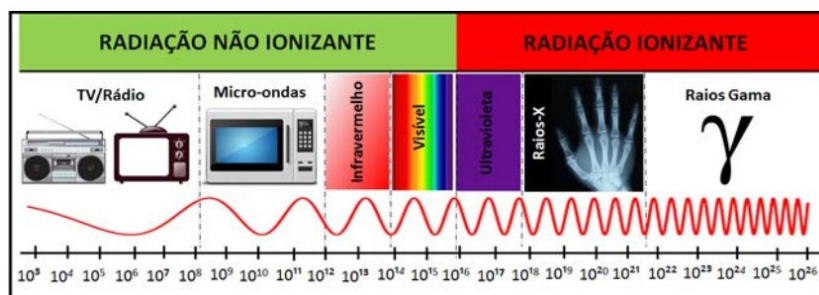
#### 2.4.2.5 Radiação nêutrons

São partículas de um subproduto de várias reações emitidos pelo núcleo do átomo, não possuem carga e, por isso, têm alto poder de penetração, sua radiação é relacionada com sua energia. Na blindagem para radiação nêutrons, são mais eficientes os materiais com número atômico baixo como plástico, água, parafina e terra ou com grande quantidade de hidrogênio (SPINELLI, et al, 2011).

## 2.5 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO X COM A MATÉRIA

As faixas do espectro eletromagnético são classificados de acordo com sua respectiva fonte, e a diferença entre estas fontes estão em seu comprimento de onda e frequência, pois a velocidade (luz) é a comum a todas elas (DOROW, 2019).

**Figura 5 - Espectro eletromagnético**



Fonte: DOROW, 2019.

O efeito de Compton e o efeito fotoelétrico, são os dois mecanismos de interesse para a radiologia. O efeito de Compton, é a interação que produzida entre um fóton com em elétron que se encontra na camada mais externa do átomo, que devido a baixa força de ligação resulta na criação de elétron e um fóton X espalhado, cuja divisão de energia entre os dois que dependerá do ângulo de espalhamento. Como consequência, o fóton de radiação incidente não é absorvido, mas continua sua trajetória após múltiplas colisões que causam múltiplos desvios na sua trajetória, isso dará origem à radiação espalhada que como consequência haverá redução da qualidade da imagem radiológica. O efeito fotoelétrico é o processo de interação entre um fóton e um elétron fortemente ligado a um átomo. Nesta interação, o fóton é absorvido e o elétron orbital é ejetado pela energia cinética devida a colisão. A lacuna criada na camada eletrônica em decorrência da emissão do fotoelétron é preenchida por meio de um rearranjo eletrônico, gerando um raio X característico no processo (BARRIONUEVO, 2015).

## 2.6 GRANDEZAS E UNIDADES DE RADIAÇÃO IONIZANTE

### 2.6.1 Atividade

De acordo com USP, 2020, a atividade de um radioisótopo é definida pelo número desintegrações ou transformações nucleares dos átomos com núcleos instáveis que ocorrem em intervalo de um segundo conforme apresentado na Equação 1.

$$A = A_o \cdot e^{-\lambda t} \quad (1)$$

onde:  $A_o$  = atividade inicial do elemento radioativo

$A$  = atividade atual do elemento radioativo decorrido um intervalo de tempo.

$\lambda$  = constante de desintegração característica do material radioativo

$t$  = tempo decorrido.

A unidade para quantificação da radioatividade é o Becquerel (Bq), que substituiu a unidade Curie (Ci), que é definida como a atividade de 1 grama de rádio. Embora antiga, ainda é muito utilizada. A relação entre Ci e Bq é:  $1\text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10}$  desintegrações por segundo.

### 2.6.2 Meia-vida física

A meia-vida física ( $T_{1/2}$ ) é o intervalo de tempo em que a quantidade de núcleos instáveis na amostra analisada se reduza à 50% da sua atividade inicial (SOARES, 2008), ver equação 2.

$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (2)$$

onde:  $\lambda$  é a constante de decaimento

### 2.6.3 Exposição (x) e taxa de exposição

Fornece a quantidade de ionizações produzidas no ar pela radiação. É o quociente entre a soma de todas as cargas elétricas  $dQ$  de todos os íons de mesmo sinal (liberados pelos fótons) produzidos em volume de ar pela massa  $dm$  desse volume são completamente freados no ar.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3)$$

De acordo com TAUHATA, et al, 2014, a antiga unidade de exposição era o Röntgen (R), usada para radiação X ou gama, no ar e tinha a relação de  $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ . A taxa de exposição (X) é a razão entre exposição radiológica pela unidade de tempo. É usada para medir campos de radiação no ambiente analisado com objetivo de prevenção e controle da exposição, e sua unidade é: C/kg.s.

#### 2.6.4 Dose de equivalente (h)

Conforme Soares, 2008, para comparar doses absorvidas resultantes de diferentes tipos de radiação, estas precisam ser ponderadas por seu potencial de causar efeitos no organismo. A dose equivalente é a relação da dose absorvida (D) e o tipo característico da radiação e sua capacidade ionizante em relação a matéria, esta grandeza é obtida multiplicando-se a dose absorvida (D) pelo Fator de qualidade (Q), ou seja,

$$H = D \times Q \quad (6)$$

onde, D = dose absorvida

Q = fator de qualidade

A unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv), que é a dose de radiação de 1 Joule por quilograma, ou seja:  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ .

#### 2.6.5 Dose absorvida (d)

A dose absorvida é uma medida da quantidade de energia absorvida por unidade de massa. Na análise de radioproteção, a energia radiação incidente absorvida em um tecido ou órgão tem uma correlação melhor com os efeitos biológicos do que a quantidade de carga neles gerada. A unidade de dose absorvida, no SI, é o (J/kg) equivalente a unidade em Gray (Gy), em homenagem ao físico inglês, Harold Gray, é definida como  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$  (SOARES, 2008).

### 2.7 KERMA



A diferença entre o Kerma (*Kinectic Energy Released per unit of Mass*) e a dose absorvida, é o primeiro depende da energia total transferida ao material, e a dose absorvida depende da energia média absorvida no local da interação (SANTA RITA, 2017). O Kerma é definido pela relação:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

em que:

$dE_{tr}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas nêutrons ou fótons incidentes no material de volume de massa  $dm$  (BRASIL, 2011).

O Kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons ou na emissão de radiação eletromagnética assim,

$$K = K_c + K_r \quad (5)$$

Onde:

$K_c$  = kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações e/ou excitações.

$K_r$  = kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por raios X (TAUHATA, et al, 2014).

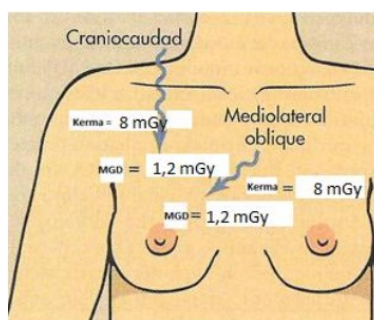
### 2.7.1 Kerma na superfície de entrada - esak

Para medir as exposições para determinação do ESAK é necessário seguir os mesmos requisitos das condições clínicas para uma incidência craniocaudal (exame de mamografia). As medidas são feitas posicionando os dosímetros termoluminescentes (TLD) em um simulador que tem espessura igual a 4,5 cm (tamanho de uma mama padrão comprimida), ou utilizando uma câmara de ionização posicionada no suporte de mama ao lado do simulador de mama padrão para tomada das leituras de kerma no ar incidente. Para as medidas de kerma no ar, são utilizados os dosímetros de fluoreto de lítio. O compressor de mama deverá ser utilizado para reproduzir as condições de exames (DUARTE, 2012; OLIVEIRA, 2007; XAVIER, 2015).

## 2.8 DOSE GRANULAR MÉDIA - DGM

DGM é a dose média absorvida no tecido glandular no interior da mama comprimida durante o exame de mamográfico. DGM é a grandeza dosimétrica que melhor representa o risco de carcinoma induzido por radiações ionizantes (XAVIER, 2015). A figura ilustra as duas incidências avaliadas nos exames mamográficos.

**Figura 6 - ESAK e MGD nas duas incidências básicas de mamografia**



Fonte: Bushong, *apud* DUARTE (2012)

Segundo Silvestre, 2010 e Duarte, 2012, a dose glandular média é a dose média absorvida tomando como referência simuladores de mama PMMA (placas de polimetilmetacrilato) com espessura de 4,5 cm, desta forma a DGM é calculada por:

$$DGM = k \cdot g \cdot c \cdot s \quad (7)$$

Onde:

k - é a kerma (dose a entrada da pele) na superfície de entrada, com ausência de dispersão.

g - é o fator de conversão do kerma incidente na mama, em dose glandular média, para 50% de glandularidade, este fator é estimado com a razão da energia absorvida nos tecidos glandulares pelo produto kerma no ar incidente (sem retro-dispersão).

c - é o fator de correção para diferentes composições da mama com glandularidades diferentes de 50%.

s - é o fator que corrige para diferenças no espectro, e depende do filtro escolhido para cada exposição, é o fator que corrige para diferenças no espectro daquele considerado pelo método de Monte Carlo, esta metodologia consiste é uma série de cálculos de probabilidade que estimam a chance de ocorrer um evento futuro.

## 2.9 LIMITES DE EXPOSIÇÃO E EFEITOS BIOLÓGICOS

Os limites anuais de doses equivalentes são valores estabelecidos e regulados no Brasil pela Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, por meio da Resolução 164/2011 (NN-3.01:2014) que estabelece os limites para os indivíduos expostos às radiações ionizantes. Estas doses são aquelas provenientes da exposição de instalações radioativas onde é feito o uso de radioisótopos ou aparelhos de raios X, não sendo considerado outras exposições devidos à tratamentos, radiodiagnóstico (radiofármacos), radiação ambiental e outros (ANDREUCCI, 2014). O quadro 1 apresenta os limites de doses determinados pela CNEN.

**Figura 7 - Limites de doses determinados pela CNEN**

Bases	Ocupacional	Indivíduo do público
Efeitos estocásticos	Dose efetiva anual (50 mSv)	Dose efetiva anual para exposição frequente ou contínua (1 mSv)
	Dose cumulativa efetiva (10 mSv x idade (Ano))	Dose efetiva anual para exposição sem frequência (5 mSv por ano)
Efeitos determinísticos	Dose anual equivalente a lente do olho (150 mSv)	Dose anual equivalente a lente do olho (15 mSv)
	Dose anual equivalente para pele, mãos e pés (500 mSv)	Dose anual equivalente para pele, mãos e pés (50 mSv)
Embrião e feto	0,5 mSv/mês	Dose equivalente a um mês de exposição (0,5 mSv)

Fonte: CNEN NN-3.01 (2014)

## 2.10 CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS

Conforme Tauhata, et al, 2014, em função da dose e forma de resposta no organismo, estes são classificados segundo os efeitos biológicos, efeitos estocásticos e efeitos determinísticos.

### 2.10.1 Efeitos estocásticos

São os efeitos em que a probabilidade de ocorrência tem proporcionalidade com a dose de radiação recebida, sem um nível limite estabelecido. A probabilidade

de ocorrência do câncer depende do número de clones de células alteradas no tecido ou órgão atingido (TAUHATA, et al, 2014).

### **2.10.2 Efeitos determinísticos**

São efeitos causados por irradiação total ou localizada de um tecido ou órgão, ocorrendo a morte das células que não é compensada pela reposição ou reparo. Há um limiar de dose, abaixo do qual a perda de células não é suficiente para causar lesão grave ao tecido ou órgão de um modo detectável, acima de um determinado limiar, no qual a severidade ou gravidade do dano celular aumenta em gravidade de acordo com a taxa de dose aplicada (TAUHATA, et al, 2014).

## **2.11 SÍNDROME AGUDA DAS RADIAÇÕES**

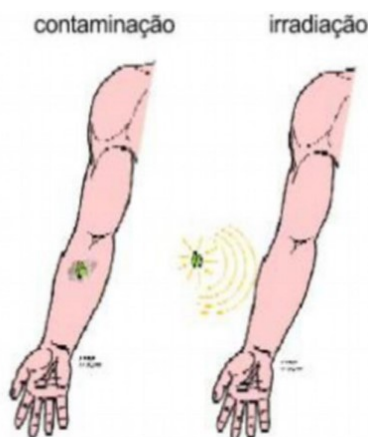
Quando a área de irradiação atinge o corpo inteiro ou a maior parte dele, como por exemplo no tronco e cabeça, diversos órgãos são atingidos, a radiação penetrante (nêutrons, raios X e gama) que dará origem a um conjunto de sinais e sintomas que envolverá um ou mais órgãos ou sistemas. Esse quadro é denominado síndrome aguda das radiações. Para manifestação da síndrome, a fonte de radiação deve estar fora do corpo atingido e emissão de radiação capaz de penetrar o corpo, submetendo os órgãos internos a doses iguais ou superiores a 0,5 Gy e espaço temporal de exposição de minutos a poucas horas (USP, 2020).

A síndrome apresenta-se em três fases: A fase prodrômica, também chamada de fase tóxica, é frequente a ocorrência de náuseas e vômitos. A sua duração é de 1 a 2 dias, sendo que o período tempo transcorrido entre a irradiação e o surgimento dos sintomas iniciais está relacionado com a dose recebida. A da fase de latência é determinada pela intensidade da dose recebida pela pessoa, podendo variar de dias, semanas ou eventualmente ainda nem ocorrer. A fase da doença manifesta é constituída por alterações malignas que vinham se processando desde a irradiação na pele, tecidos hematopoiéticos (formado por fibras e tipos celulares que dão suporte às células formadoras do tecido sanguíneo) e no revestimento do intestino delgado. A rapidez com que a síndrome se agrava de um estágio para outro depende da dose recebida e baixa resposta ao tratamento (USP, 2020).

## 2.12 CONTAMINAÇÃO E IRRADIAÇÃO

A contaminação pode ser causada pela presença indesejada de qualquer material radioativo em um local, seja meio de superfície externo ou ainda interno. O indivíduo é contaminado quando há contato direto por meio de respingos ou derrame de material em locais físicos, tais como piso, bancadas de trabalho, em equipamentos com a substância radioativa ao tocar com as mãos nesse composto ou, ainda, inalar ou deglutir havendo nesta últimos exemplos haverá uma contaminação interna. A irradiação ocorre quando há uma emissão de uma fonte de radiação a uma determinada distância, ocorrendo transferência de energia que se quantifica em dose aos tecidos atingidos. Irradiar não significa que o local ou a região está contaminado, contudo, contaminar implica em irradiar o local onde esse material estiver depositado (DOROW, 2019), vide figura abaixo.

**Figura 8 - Diferença entre contaminação e irradiação**



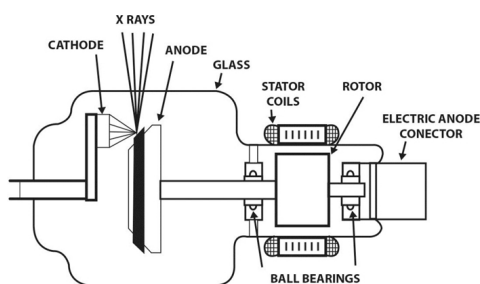
Fonte: SANTARITA (2017)

## 2.13 Tubos de raios X

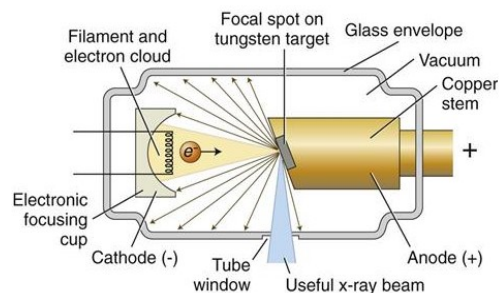
Os raios X para uso industrial e médico, são gerados em uma ampola de vidro, este constituído pelo anodo e catodo. Um campo elétrico intenso faz com que os elétrons colidam com um alvo, reduzindo sua energia cinética e mudando a direção e alguns deles elétrons emitem uma diferença de energia na forma de ondas eletromagnéticas, desta maneira originando os raios X. O catodo (pólo negativo), é formado por um filamento de tungstênio em formato espiral, por meio dele é gerado o feixe de elétrons. O tungstênio é utilizado como de catodo devido

este emitir um maior número de elétrons por emissão termiônica em relação a outros metais, dado o seu alto ponto de fusão ( $3.410^{\circ}\text{C}$ ). Os filamentos são feitos de uma liga metálica com 1 a 2% de tório junto ao tungstênio, originando uma liga metálica com ponto de fusão superior, assim ampliando a resistência do filamento. O anodo (pólo positivo) é fabricado em cobre ou molibidênio e este pode ser fixo ou rotatório. O anodo fixo é utilizado em equipamentos para uso odontológico, pois não é necessário altos valores de correntes. O anodo do tipo rotatório é usado em equipamentos de radiodiagnóstico, pois são equipamentos que necessitam de altos valores de corrente e intensidades de raios X em um intervalo de tempo pequeno, (DE MEDEIROS, 2011). As figuras abaixo (a) e (b) apresenta os esquemas de raios X com anodo giratório e outra com anodo fixo.

**Figura 9 - (a) e (b) - Esquema básico de uma ampola de raios X**



Fonte: CERVANTES (2016)



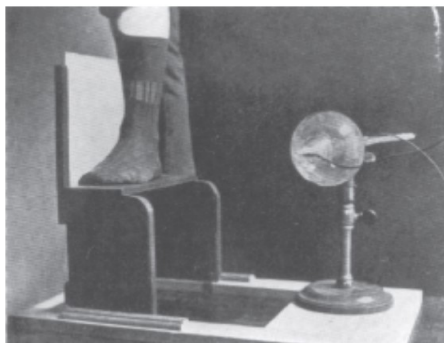
Fonte: Pocketdentistry (2015)

## 2.14 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

### 2.14.1 Introdução

Após a descoberta dos raios X, os níveis de exposição às radiações ionizantes para a população aumentaram consideravelmente devido a inexistência de proteção no uso da radiologia, devido empirismo na fase inicial desta tecnologia, pois não conhecia sobre os efeitos biológicos deletérios causados pela radiação ionizante (DE MEDEIROS, 2011).

**Figura 10 - Ausência de proteção radiológica em 1902**

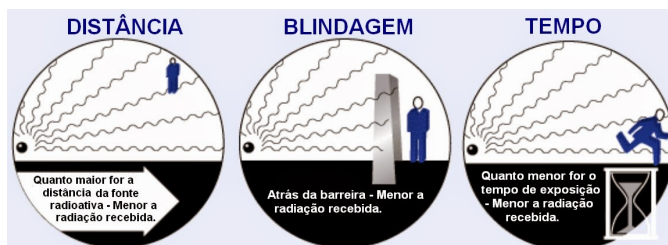


Fonte: SOARES (2008)

### 2.14.2 Controle das radiações ionizantes

As formas básicas de proteção contra a irradiação por uma fonte externa de radiação ionizante são pelo uso do tempo e da distância, este último como fator de redução da exposição é o meio mais prático, baixo custo e mais rápido numa situação normal ou de emergência (ANDREUTTI, 2014).

**Figura 11 - Formas de proteção radiológica**



Fonte: Universo Radiológico, 2021.

### 2.14.3 Tempo

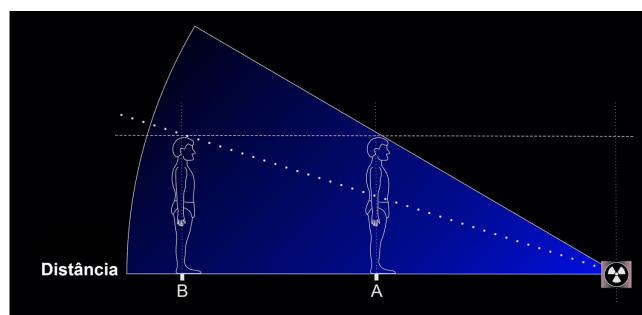
A dose acumulada por uma pessoa que trabalha numa área exposta a uma certa taxa de dose é diretamente proporcional ao tempo em que ela permanece na área. Quanto menor for o tempo de exposição do indivíduo a exposição a esta radiação, menores serão os efeitos causados pela radiação. (TAUHATA, L, et al, 2014).

$$\text{Dose} = \text{Taxa} \times \text{Tempo} \quad (9)$$

#### 2.14.4 Distância

Segundo Andreutti, 2014, a intensidade de radiação emitida pela fonte de raios X ou gama, é reduzida à medida que nos afastamos da mesma, e a exposição radiológica e a dose de radiação diminui na mesma proporcionalidade. Esse fenômeno é explicado pela Lei do inverso do quadrado da distância.

**Figura 12 - Lei do inverso do quadrado da distância**



Fonte: Universo Radiológico, 2021.

### 2.15 MAMOGRAFIA

#### 2.15.1 Anatomia descritiva da mama e indicação mamográfica

A mama feminina é uma glândula com aspeto cónico ou hemisférico e está localizada dentro da fáscia superficial da parede torácica anterior. Estende-se desde a clavícula (segunda costela) até à parede abdominal a nível da sexta costela e do bordo lateral do esterno até à porção interna da axila (DUARTE, 2012).

Na fase adulta, cada mama é constituída por 15 a 20 lóbulos cobertos por uma relevante quantidade de tecido adiposo. É esta gordura que dá a glândula mamária a sua forma característica. Os lóbulos são ligados por ductos lactíferos, que se exteriorizam por meio da papila mamária situada no vértice. Os ductos excretores estão presentes nas regiões terminais e nessa seção encontram-se os alvéolos mamários, que se organizam em lóbulos. As mamas são suportadas e mantidas na sua posição por um grupo de ligamentos suspensores da mama, denominados de ligamentos de Cooper (DUARTE, 2012; BRAGA, 2015).

A figura abaixo (a) ilustra os componentes da mama exibidos na forma numérica:

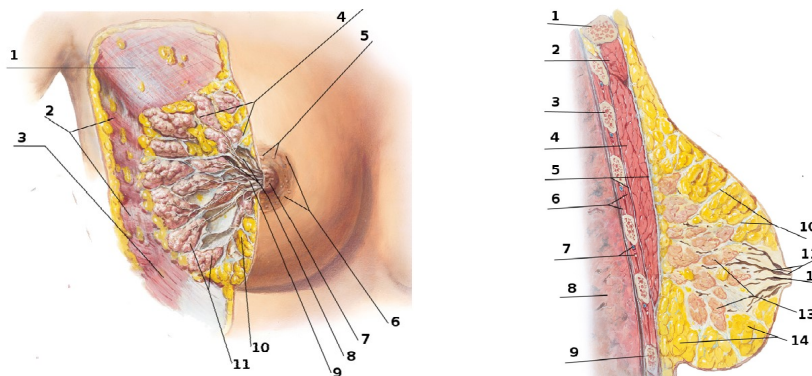


1 – Músculo peitoral maior; 2 - músculo serrátil anterior; 3 - músculo oblíquo externo; 4 - ligamentos suspensores da mama; 5 - glândulas areolares; 6 - aréola da mama; 7 - papila mamária; 8 - ductos mamários; 9 – seio lactífero; 10 – tecido adiposo; 11 – lóbulos da glândula mamária.

Na figura (b) temos uma ilustração da mama em secção sagital na seguinte ordem numérica:

1 – Clavícula; 2 – músculo subclávio; 3 – segunda costela; 4 – músculo peitoral maior; 5 – fáscia peitoral; 6 – músculos intercostais; 7 – veias e nervos intercostais; 8 – pulmão; 9 – sexta costela; 10 – ligamentos supressores da mama; 11 – ductos mamários; 12 – seio lactífero; 13 – lóbulos da glândula; 14 – tecido adiposo.

**Figura 13 - (a) - Mama feminina em dissecação anterolateral; (b) – Corte anatômico sagital**



Fonte: NETTER, *apud* Braga (2015)

Conforme INCA/MS, 2019, a indicação das lesões na mama é essencial, e esta é dividida em quadrantes e regiões. Os quadrantes são: superior lateral; superior medial; inferior lateral; inferior medial. As regiões são divididas em: retroareolar, central e prolongamento axilar. Na visão frontal da mama, são traçadas linhas, que cruza o mamilo, conforme ilustrado na Figura. A linha horizontal que passa pelas papilas, divide as mamas em metade superior e inferior (linha cheia na cor azul). As linhas verticais que passam pelas papilas dividem cada mama em metade lateral e medial (linha pontilhada na cor vermelha). O conjunto da divisão das linhas indica o quadrante da mama, iniciando a denominação do quadrante pela indicação superior ou inferior. Por exemplo, se a lesão estiver em “A”, o quadrante será o superior lateral. Nos casos em que a lesão estiver na projeção da linha azul e da linha vermelha, a localização será a união dos quadrantes superiores, inferiores,

laterais e mediais, conforme ilustrado na Figura. Existem regiões específicas da mama que são denominadas de retroareolar, central e prolongamento axilar.

**Figura 14 - (a) - Quadrantes da mama (b) – União dos quadrantes**



Fonte: INCA/MS (2019)

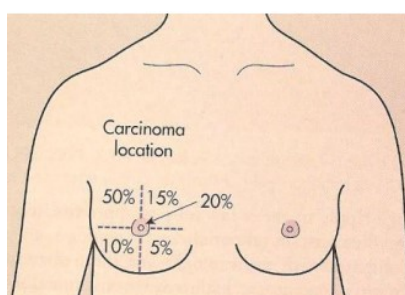
### 2.15.2 Rastreamento

A mamografia (mastografia ou senografia) é o método de diagnóstico mais eficaz para detectar as patologias nas mamas. Este exame é capaz de mostrar lesões, em fase inicial, muito pequenas na ordem de milímetros (XAVIER, 2015).

O rastreamento é a aplicação sistemática de um exame em populações assintomáticas, com objetivo de identificar mulheres com anormalidades que podem ser benignas ou malignas. O rastreamento pode ser populacional, este é baseado na da população-alvo ou oportunístico, quando as mulheres procuram os serviços de saúde (RUBERTI FILHA, 2011).

O exame não apresenta nenhuma contraindicação absoluta e nem complicações associadas. Exames mamográficos em mulheres antes dos 35 anos, sem antecedentes familiares de cancro da mama e sem queixas, não é usual, mas é contraindicado para mulheres grávidas. Os casos mais comuns são o cancro da mama (DUARTE, 2012).

**Figura 15 - Percentual de incidência do cancro da mama**

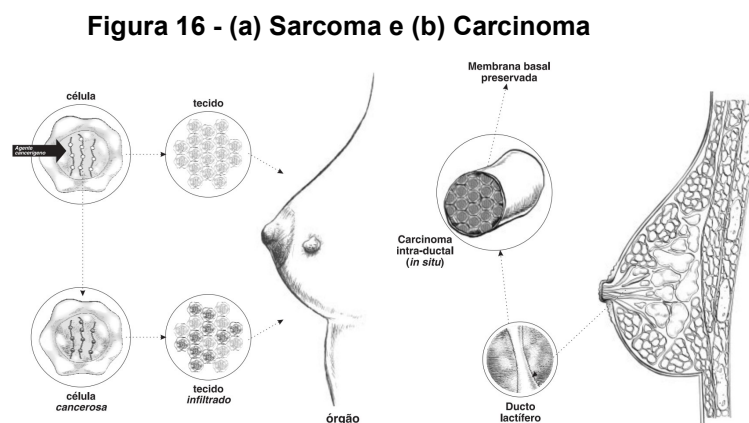


Fonte: BUSHONG *apud* DUARTE (2012)

A mama feminina um dos órgãos que mais possui a radiosensibilidade, desta forma, a relação entre o risco e o benefício da mamografia deve ser analisada pelo médico especialista. Deve-se adotar o princípio ALARA, em tradução livre, “tão baixo quanto razoavelmente exequível”, pois a radiação ionizante causa danos biológicos no paciente (DUARTE, 2012).

### 2.15.3 Câncer de mama

O câncer é caracterizado por alterações que causam um desordenado crescimento celular comprometendo tecidos e órgãos. Quando o câncer tem sua origem nos tecidos epiteliais (pele ou mucosas), é denominado de carcinoma (Figura 16b). É chamado de sarcoma quando iniciado nos tecidos conjuntivos, como o tecido de sustentação da mama (Figura 16a). As células são constituídas de três partes: membrana celular, a parte mais externa; o citoplasma, que é o corpo da célula; e núcleo, sua parte mais interna, onde estão os cromossomos, que são compostos por genes, por sua vez formados pelo ácido desoxirribonucleico, o DNA. É por meio do DNA que os cromossomos transmitem as informações relativas a organização, forma, atividade e reprodução celular (INCA/MS, 2012).



Fonte: INCA/MS (2012)

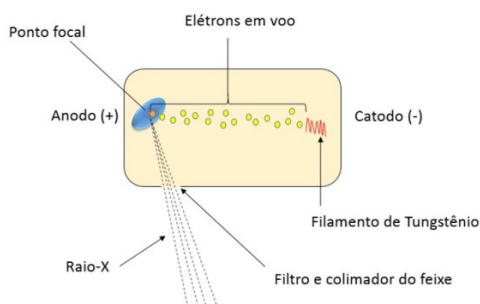
### 2.15.4 Equipamento e formação da imagem na mamografia

O equipamento de mamografia consiste de um tubo de raios X, acoplado a um sistema de compressão que serve de suporte para a mama e guardar o receptor

de imagem, possui também uma grade móvel antidifusora e um sistema automático de exposição. A radiação é produzida na porção superior do aparelho, no tubo. Um feixe de elétrons é emitido do catodo. Devido à diferença de potencial entre o e o anodo, os elétrons são direcionados contra o ponto focal do anodo. Aproximadamente 99% da energia resultante do choque dos elétrons geram somente calor e 1% da energia gerada é convertida em raios X (UNICAMP, 2015).

Nos mamógrafos a ampola de raios X (Figura 17), tem seu anodo constituído por molibdênio e nos equipamentos de raios X convencionais o material é o tungstênio. O material que é composto o anodo é determinante na qualidade do feixe que o tubo produzirá, que por sua vez, depende do número atômico ( $Z$ ) do material que é composto o anodo. Quanto maior for  $Z$ , maior será o poder energético, devido a incidência dos elétrons no alvo. Os mamógrafos que utilizam o molibdênio no anodo ( $Z = 42$ ) emitem um espectro de baixa energia, mas quando é necessário exames em mamas mais densas ou de espessura maior que 5 cm, deve-se priorizar o anodo de ródio que apresenta número atômico  $Z = 45$ , e permite raios X com maior poder de penetração, contudo o uso de prótese com volumes grandes, vai expor a paciente a uma radiação maior para atingir o local alvo do exame (FREITAS, 2010).

**Figura 17 - Produção dos raios-X**



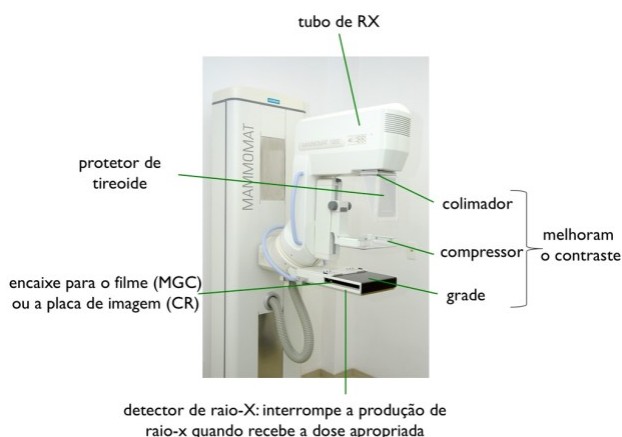
Fonte: Unicamp.br

### 2.15.5 Estruturas do mamógrafo

O mamógrafo consiste basicamente de um cabeçote com um tubo de raios X, um sistema de compressão da mama e um sistema receptor de imagem. Ele é composto por um tubo de vidro a vácuo e em seu interior encontram-se o (filamento

emissor de elétrons (catodo) e o anodo, que é o alvo. A Figura 18 indica os principais componentes (XAVIER, 2015).

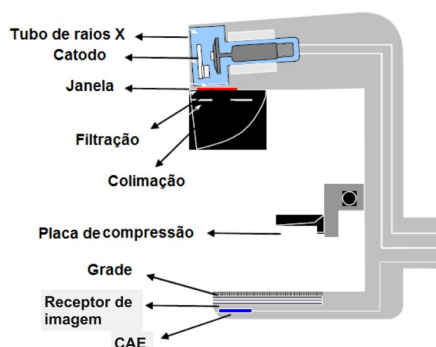
**Figura 18 - Estrutura de um mamógrafo**



Fonte: UNICAMP (2015)

O arco na forma em “C” (Figura 19), possui em uma das extremidades, um cabeçote blindado, que contém o tubo de raios X, com o sistema de colimação e filtragem do feixe, e a janela onde emerge o feixe de radiação. Na outra extremidade, está o bucky de peito, que apresenta um suporte para a mama, com um espaço para a inserção do receptor de imagem e também possui uma grade antidifusora, posicionada entre a mama e o receptor de imagem e um dispositivo, na parte inferior, para o controle automático da exposição - CAE (INCA/MS, 2019).

**Figura 19 - Principais componentes do arco em “C” do mamógrafo**

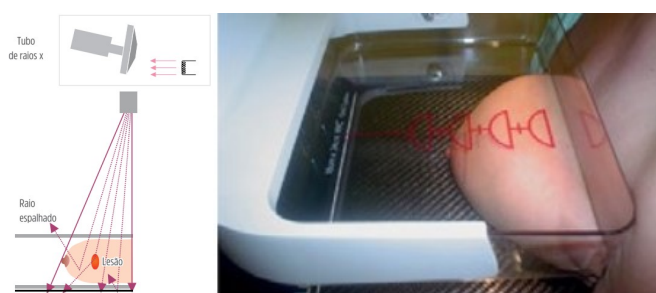


Fonte: SANTOS, *apud* FREITAS (2015), com adaptações.

## 2.15.6 Formação da imagem em mamografia

A imagem em mamografia é formada do mesmo modo que a imagem em radiografia convencional. Aplicando uma diferença de potencial no filamento (catodo), este é aquecido, emitindo um feixe de elétrons que são acelerados para incidir no ponto focal (anodo). O feixe de raios X, proveniente da fonte, incide sobre a mama comprimida, e a fração deste feixe que é transmitida através do tecido e então é registrada em um receptor de imagem, uma fração deste feixe incidente sofre um processo de espalhamento. A fração restante do feixe é absorvido pelos tecidos da mama. Durante o processo de penetração pelo feixe de raios X, as estruturas do interior da mama produzem atenuações diferenciadas devido as suas densidades e espessuras, desta forma é formada a imagem. Em detalhe na Figura 20, temos em detalhe a bandeja de compressão (INCA/MS, 2019).

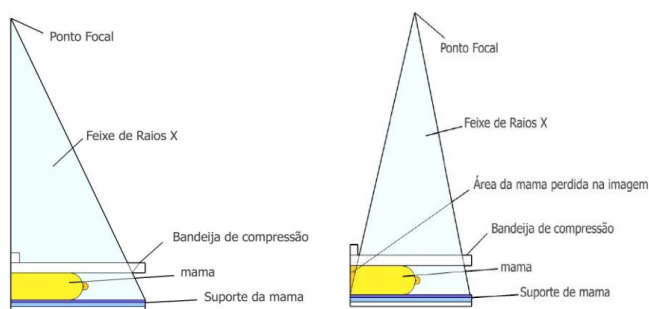
**Figura 20 - Feixe de raios X atravessando a mama**



Fonte: Acervo SQRI *apud* INCA/MS (2019)

O equipamento de mamografia possui o tubo de raios X posicionado de modo que uma linha vertical imaginária saia da fonte de raios X (Figura 21), passe próxima à parede torácica e cruze ortogonalmente a borda do receptor de imagem mais próxima à paciente, de modo a restringir ao máximo possível o campo de radiação à área requerida. Na ilustração à direita, é temos o esquema do feixe em um tubo de raios X centralizado, com isto, que parte da mama não é irradiada e imagem dos tecidos próximos à parede torácica não seria registrada. (XAVIER, 2015).

**Figura 21 - Geometria básica do feixe para mamografia.**



Fonte: XAVIER (2015)

### 2.15.7 Filtro de raios x

O uso de um filtro de molibdénio na saída do tubo de raios X permite a eliminação dos fótons de energia reduzida, possibilitando a diminuição da dose de radiação transmitida à mama em exame. Este filtro permite ainda a filtração de fótons de energia maiores que a 20 KeV dada a elevada absorção de fótons pelo material de molibdénio nessa faixa de energia. Assim, a imagem é formada com elevado contraste e com menor dose absorvida pelo paciente. Na existência de densidades mamárias superiores, com maior quantidade de tecido glandular, o contraste obtido com o filtro anterior é mais reduzido. O contraste é melhorado utilizando diferentes combinações de filtro (SILVESTRE, 2010)

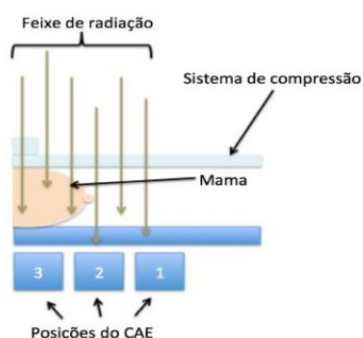
Dance et al. (2000) *apud* XAVIER, 2015, estudaram como a combinação anodo/filtro a influência na dose absorvida média, no contraste da imagem e na razão sinal-ruído. Foi evidenciado que ao combinar Mo/Mo é a mais apropriada em mamografias em equipamentos com sistemas analógicos em mamas de até 6 cm de espessura e a partir de 6 cm, é indicado usar a combinação Mo/Rh ou Rh/Rh. Para a mamografia digital, combinar Mo/Mo tem resultado melhor somente para mamas com 2,0 cm de espessura.

### 2.15.8 Controle automático de exposição

Todos os mamógrafos são equipados com um CAE (Figura 22). Ele é composto por um sensor, instalado abaixo do receptor de imagem para evitar sombra na imagem da mama. O CAE registra a fração de raios X que é transmitida através da mama e do receptor. O IOE pré-seleciona quantidade de radiação que

atinge o receptor de imagem e um sinal de interrupção é acionado quando quantidade de radiação pré-estabelecido atinge o receptor de imagem. O sensor possui um ajuste, para que se possa ser posicionado atrás da região da mama, e assim o se obtenha uma imagem com o melhor enegrecimento e contraste. Abaixo da bandeja de compressão, está o suporte da mama seguido da grade, o sistema de registro da imagem e o CAE (INCA/MS, 2019).

**Figura 22 - Controle Automático de Exposição - CAE**



Fonte: GRAY; PRINCEBORN, *apud* XAVIER (2015)

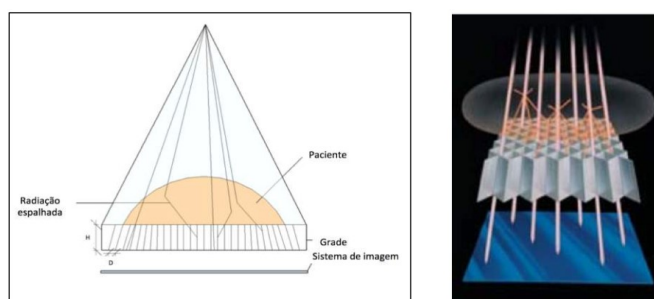
Em modernos equipamentos, o CAE é configurado por computador, entretanto os mamógrafos devem ter também controle de exposição manual. Dado que em situações, como em situações de mamas com implantes de silicone, o IOE selecionará o kV e o, mAs (técnica manual), senão, a fotocélula vai ler a alta radiodensidade dos implantes e o parênquima da mama será superexposto à radiação ionizante. No ajuste manual, o IOE selecionará o kV e o produto, mAs conforme a espessura da mama e a radiodensidade estimada. Se a paciente nunca realizou exame mamográfico, o IOE deverá estimar a radiodensidade de acordo com a consistência do tecido. Por isso, é necessário registrar a espessura e o grau de compressão, o produto, mAs, o ajuste de kV e a combinação de alvo-filtro em cada exame. Para calcular o kV a ser aplicado, basta realizar o produto da espessura da estrutura (mama comprimida) multiplicada por 2, adicionando a constante do aparelho, no caso, 20 para mamógrafos (INCA/MS, 2019).

#### **2.15.9 Grade antiespalhamento**



As grades antiespalhamento servem para eliminação da perda de contraste da imagem produzidas devido a radiação difusa, impedindo que esta radiação atinja o receptor de imagem, permitindo a passagem da radiação primária (não difusa), desta forma formando a imagem. Na ausência desta grade, seria difundido na mama aproximadamente de 37% a 50% da radiação total incidente no receptor de imagem. Estas grades devem ser finas para não reduzir da qualidade a imagem e o material com que são feitas não deve emitir raios X secundários (efeito de Compton) para não interferir na imagem (SILVESTRE, 2010). A Figura 23 mostra o efeito da grade na absorção das radiações espalhadas.

**Figura 23 - Grade na absorção da radiação espalhada**



Fonte: GRAY; PRINCEBORN, *apud* XAVIER (2015)

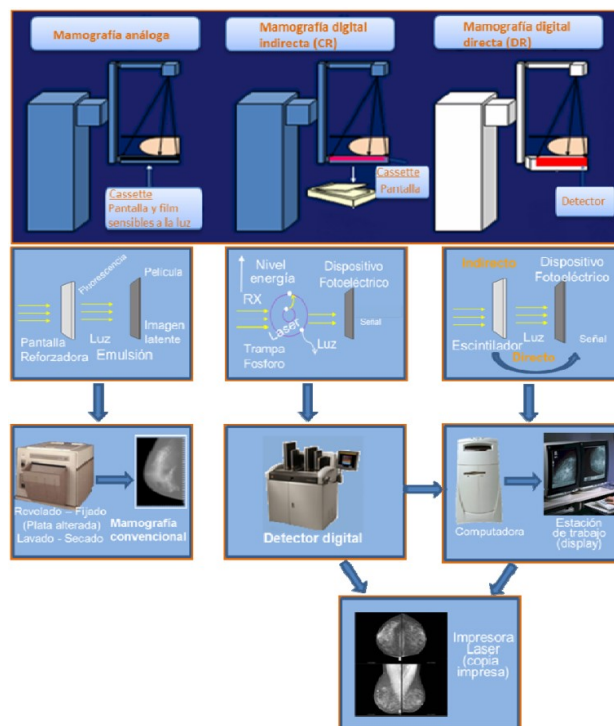
## 2.16 RECEPTORES DE IMAGEM DIGITAIS

Os sistemas digitais são classificados em radiografia computadorizada (CR) e ou radiografia digital (DR). No sistema DR, vide Figura 24, cada elemento da matriz do detector eletrônico absorve os raios X transmitidos através da mama posicionada acima dele, e produz um sinal elétrico diretamente proporcional à magnitude dos raios X incididos. Esse sinal é convertido em formato digital e armazenado em uma memória de computador para formar a imagem por meio de um software. Por não possuir chassi, o sistema DR possibilita para o técnico (IOE) uma otimização de tempo, pois a imagem aparece alguns segundos depois no monitor (INCA/MS, 2019).

O sistema digital CR é composto por dois componentes: um cassete e uma leitora CR. O cassete CR possui uma placa de imagem de fósforo fotoestimulante que substitui o filme. A informação do tecido mamário é armazenada nesta placa

como imagem latente para leitura posterior, gravação, visualização e impressão (GAONA, *apud* OLIVEIRA, 2007).

**Figura 24 - diferença entre equipamentos analógicas, DR e CR**



Fonte: INCA, 2019.

## 2.17 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM MAMOGRAFIA

### 2.17.1 Relevância

É um conjunto de medidas necessárias que objetiva a proteção da humanidade, os demais seres vivos e o meio ambiente dos efeitos indevidos causados pelas radiações ionizantes. Em mamografia, apesar dos equipamentos de raios X aplicar baixas energias, essa preocupação não é menor, uma vez que não apenas o público e o IOE (técnico) podem ser expostos, mas ter risco de exposição desnecessária aos pacientes. Os requisitos de proteção radiológica no Brasil, estão definidos no regulamento técnico Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, aprovado pela Portaria Anvisa nº 453, de 1º de junho de 1998. O regulamento disciplina a prática com raios X para fins diagnósticos e intervencionistas, visando à defesa da saúde dos pacientes, dos

profissionais envolvidos e do público em geral (INCA/MS, 2019).

### 2.17.2 Conceitos

Conforme ANVISA/MS Portaria 453/1998:

Área controlada - Área sujeita a regras especiais de proteção e segurança com a finalidade de controlar as exposições normais e evitar exposições não autorizadas ou acidentais.

Área livre - Área isenta de controle especial de proteção radiológica, onde os níveis de equivalente de dose ambiente devem ser inferiores a 0,5 mSv/ano.

Dose equivalente - HT - Grandeza expressa por  $HT = DTwR$ , onde DT é dose absorvida média no órgão ou tecido humano e wR é o fator de ponderação da radiação. A unidade SI é o Sievert, Sv.

Exposição acidental: exposição involuntária e imprevisível ocorrida de maneira acidental.

Exposição do público - Exposição de membros da população a fontes de radiação ionizante, excluindo exposição ocupacional, exposição médica e exposição natural normal devido à radiação ambiental do local. Incluem exposições a fontes e práticas autorizadas, e em situações de intervenção.

Exposição médica - Exposição a que são submetidos:

- a) pacientes, em decorrência de exames ou tratamentos médicos ou odontológicos;
- b) indivíduos não ocupacionalmente expostos que voluntariamente ajudam a confortar ou conter pacientes durante o procedimento radiológico (acompanhantes, geralmente, familiares ou amigos próximos);

Exposição normal: exposição esperada em decorrência de práticas autorizadas conforme legislação específica (no caso, a mamografia).

Exposição acidental - Exposição involuntária e imprevisível ocorrida em condições de acidente.

Exposição do público - Exposição de membros da população a fontes de radiação ionizante, excluindo exposição ocupacional, exposição médica e exposição natural normal devido à radiação ambiental do local. Incluem exposições a fontes e práticas autorizadas, e em situações de intervenção.

### 2.17.3 Diretrizes básicas de radioproteção – CNEN

De acordo com USP, 2020:

**Justificação:** nenhuma prática deve ser autorizada a menos que sua introdução produza um benefício líquido positivo para a sociedade.

**Otimização:** todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos.

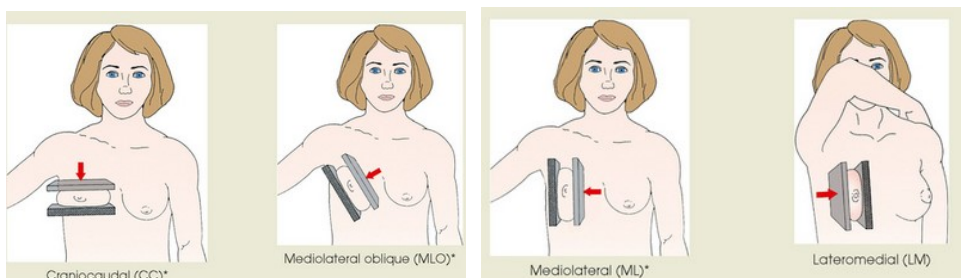
**Limitação da Dose Individual:** as doses individuais de trabalhadores e indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de dose equivalente estabelecidos na norma específica.

**Limitação da Dose:** Nenhum trabalhador deve ser exposto sem que seja necessário e, se for, que tenha conhecimento dos riscos e esteja devidamente treinado;

### 2.17.4 Dose em mamografia

Segundo Silvestre, 2010, nos procedimentos de mamografia as grandezas consideradas de maior importância são o kerma (ESAK) no ar na entrada de superfície da pele do paciente, e a dose glandular média (DGM). Um sensor semiconductor (previamente calibrado) ou câmara de ionização é utilizado para medir a dose à entrada da pele. As exposições para a medição da dose à entrada da pele, são realizadas para que se possa ser reproduzida as mesmas condições clínicas do exame para um posicionamento de incidência crânio caudal (Figura 25).

**Figura 25 - Posicionamentos da mamografia**



Fonte: Radiologykey (2016), com adaptações.

### 2.17.5 Níveis de referência em mamografia

Na Segunda edição do Documento de Critérios de Qualidade em 1990, foi estabelecido o valor de 7,0 mGy para dose na superfície de entrada (ESD) na espessura da mama comprimida de 4,5 cm em mamografia. Este valor foi baseado em uma pesquisa realizada em 30 centros britânicos. Em 1991, foi realizada uma avaliação para verificar a adequação do Documento de Critério de Qualidade. Foram amostradas 10 imagens de pacientes com espessura de mama comprimida entre 4 e 6 cm. Os resultados para a incidência crâneo-caudal, foi o valor médio ESD de 7,0 mGy. Com os resultados obtidos, o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia adotou um novo valor de referência para ESD em pacientes, 10 mGy para 5 cm de espessura da mama comprimida. Baseado no Documento de Critério de Qualidade, o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (EPDM) recomendou o valor de 10 mGy para kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) como valor de referência para pacientes. Com fundamentação em estudos realizados pelos Padrões Internacionais de Segurança Básicos (International Basic Safety Standards – IAEA) ficou estabelecido para o Brasil por meio do Ministério da Saúde o nível de referência em exames de mamografia, 10 mGy para dose de entrada da pele, para uma mama comprimida de 4,5 cm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular, incidência crâneo-caudal e combinação alvo/filtro Mo/Mo (DUARTE, 2012; OLIVEIRA, 2007).

## 2.18 NCRP 147 - STRUCTURAL SHIELDING DESIGN FOR MEDICAL X-RAY IMAGING FACILITIES OU RELATÓRIO PROJETO ESTRUTURAL PARA BLINDAGEM DE INSTALAÇÕES MÉDICAS DE IMAGENS DE RAIOS X

### 2.18.1 Áreas controladas

O NCRP recomenda um limite anual de dose efetiva  $E$  para esses indivíduos de  $50 \text{ mSv ano}^{-1}$  com o cumulativo de dose efetiva ( $E$ ) não excedendo a  $10 \text{ mSv ano}^{-1}$  (NCRP, 1993). Entretanto, o NCRP (1993) recomenda que, para projeto de novas instalações, ( $E$ ) deve ser uma fração de  $10 \text{ mSv ano}^{-1}$  implícito pelo cumulativo limite de dose efetiva. Outra consideração é que uma IOE grávida não deve ser exposta a níveis que resultem em maiores do que o limite de dose equivalente mensal de  $0,5 \text{ mSv}$  para o embrião ou feto desta trabalhadora (NCRP, 1993). Para alcançar ambas as recomendações, este Relatório recomenda metade

desse valor (E), ou seja,  $5 \text{ mSv ano}^{-1}$ , e um limite de dosagem semanal (P) de  $0,1 \text{ mGy}$  de kerma no ar (ou seja, um valor anual de kerma no ar de  $5 \text{ mGy}$ ) para áreas controladas. O valor de radiação (P) adotado nesta NCRP permitiria as trabalhadoras de grávidas continuarem tem acesso suas áreas de trabalho. Recomendação para áreas controladas – O limite de dosagem semanal (P) de kerma no ar:  $0,1 \text{ mGy semana}^{-1}$  ( $5 \text{ mGy ano}^{-1}$ ).

### **2.18.2 Áreas livres**

Áreas não controladas são aquelas ocupadas por indivíduos, como pacientes, visitantes da instalação e funcionários que não trabalham rotineiramente próximo das fontes de radiação. Áreas adjacentes que não fazem parte das instalações de raios X também são áreas não controladas. Com base nas recomendações do ICRP (1991) e NCRP (1993) para o limite anual de dose efetiva para um indivíduo público, os projetos de blindagem devem limitar a exposição de todos os indivíduos de áreas não controladas para uma dose efetiva que não exceda  $1 \text{ mSv ano}^{-1}$ . Após uma revisão da aplicação da orientação do NCRP (1993) às instalações de radiação médica, o NCRP concluiu que um controle adequado da fonte para proteção dos indivíduos em áreas não controladas dentro ou perto de instalações de radiação é uma dose efetiva de  $1 \text{ mSv}$  em qualquer período do ano. A recomendação para áreas não controladas - Objetivo da projeto de limite de proteção (P) no kerma no ar:  $0,02 \text{ mGy semana}^{-1}$  ( $1 \text{ mGy ano}^{-1}$ )

### **2.18.3 Instalações mamográficas**

A mamografia é normalmente aplicada em baixos níveis de energia, este estão na faixa de 25 a 35 kVp. Unidades fabricadas após 30 de setembro de 1999, são obrigados a ter o feixe primário interceptado pelo receptor de imagem. Além disso, barreiras de proteção adequadas de acrílico de chumbo ou vidro pumblífero são instaladas em sistemas de imagem mamográfica para proteção do operador. Embora as paredes de uma instalação de mamografia podem não exigir blindagem de chumbo, o projetista deve ser consultado para determinar se o projeto proposto é satisfatório para atender aos objetivos de blindagem exigidos.

As portas em salas de mamografia podem precisar de consideração especial, uma vez que a madeira precisa atenuar os raios X com uma mesma eficiência do painel de gesso. O projetista precisa estar ciente de que o painel de gesso normalmente contém espaço entre suas camadas construtivas. Portanto, deve-se considerar o uso de uma maior espessura do painel de gesso do que o exigido pela rotina de cálculos. No entanto, um substancial medida conservadora (no lado seguro) é estabelecido na faixa de energia da mamografia pela razão de kerma no ar de (E) para unidade.

## **2.18.4 Elementos de projeto de blindagem**

### **2.18.4.1 Paredes interiores**

As paredes não blindadas em instalações de saúde contemporâneas são normalmente construídas com pregos de metal e uma ou mais camadas de  $\frac{5}{8}$  de polegada para gesso cartonado de cada lado. O lado do corredor de as paredes pode conter duas camadas de gesso cartonado.

### **2.18.4.2 Folha de chumbo**

As folhas de chumbo pode ser um material para blindar paredes de salas de raios X. A folha de chumbo é colada ao gesso cartonado e chumbo instalado para dentro com pregos ou parafusos/pregos para metal ou madeira. Imagens de raios X em segmentos de parede deste tipo blindagem, mostram que a inserção dos pregos ou parafusos não resulta em vazamentos de radiação significativos. No entanto, onde as bordas de duas folhas de chumbo se encontram, a continuidade da blindagem nas juntas deve ser garantida entre um total de 1 mm de folha.

### **2.18.4.3 Outros materiais**

Bloco de concreto, tijolo de argila e ladrilho também podem ser usados para construir paredes internas, as especificações destes produtos estarão permitirão que o físico médico, em consulta com o projetista/arquiteto, determine sua adequação como materiais de blindagem. Certos materiais podem conter espaços vazios que

requerem atenção especial durante o projeto de blindagem. Se houver vazios nos blocos ou tijolos que possam comprometer a capacidade de blindagem da parede, então estes vazios devem ser preenchidos com rejunte, areia ou argamassa.

#### 2.18.4.4 Paredes exteriores do edifício

As paredes externas dos prédios das salas de radiografia de imagens médicas podem ser compostas de pedra, tijolo, estuque (semelhante ao pó de mármore), concreto, madeira, vinil, estuque sintético ou outro material.

### 2.18.5 Portas

#### 2.18.5.1 Portas revestidas de chumbo

A porta e a moldura devem fornecer pelo menos a atenuação necessária de blindagem com o objetivo de reduzir o kerma no ar. Se for necessário chumbo, o interior da moldura da porta deve ser forrado com uma única folha de chumbo e aplicado no contorno da moldura para fornecer uma sobreposição eficaz com a barreira adjacente

#### 2.18.5.2 Portas de madeira

As portas de madeira exibem eficiência de atenuação limitada e nem todas as portas de madeira são construídas com a mesma integridade. Alguns modelos "drop-in-core" exibem grandes lacunas entre o núcleo sólido e a estrutura externa (escoras e trilhos). Da mesma forma, a "porta com núcleo de madeira" fornece pouca proteção, porque o núcleo consiste em blocos de madeira sobrepostos que são colados nas bordas.

#### 2.18.5.3 Bloqueios de portas, luzes de advertência e placas de advertência

Bloqueios de porta que desativam a produção de raios X não são desejáveis, pois podem interromper os procedimentos do paciente e, assim, resultando em exames repetidos. Uma exceção pode ser uma porta da sala de controle que



representa uma parte essencial da barreira de controle que protege o operador. O físico médico deve consultar a resolução da CNEN-NN-3:01 com relação a travas, sinalização e luzes de advertência.

#### 2.18.5.4 Vidro pumbífero

O vidro com alto teor de chumbo pode ser obtido em várias espessuras. O vidro de chumbo é normalmente especificado em termos de equivalência de chumbo em milímetros a um determinado kVp.

#### 2.18.5.5 Placa de vidro

O vidro plano comum pode ser usado apenas onde os requisitos de proteção são muito baixos. Normalmente, duas ou mais seções de vidro laminado de  $\frac{1}{4}$  pol. (6,35 mm) de espessura são necessárias para formar a janela de observação.

#### 2.18.5.6 Chumbo acrílico

Este produto é uma folha acrílica impregnada de chumbo, transparente, que pode ser obtida em várias equivalências de chumbo, tipicamente 0,5, 0,8, 1 e 1,5 mm de equivalência de chumbo. O acrílico de chumbo é um material relativamente macio que pode arranhar e tornar-se turvo por alguns solventes de limpeza.

#### 2.18.5.7 Pisos e tetos

A construção típica de piso de laje usada na maioria dos estabelecimentos de saúde (nos Estados Unidos), ou seja, concreto com suporte de plataforma metálica e laje. A espessura do piso pode variar de apenas 4 cm a maiores que 20 cm. Para fins de blindagem, a espessura mínima da laje de concreto deve ser incorporada no projeto de blindagem.

#### 2.18.5.8 Concreto

O concreto padrão é usado para a maioria das fundações e principais elementos estruturais, como colunas, vigas e lajes.

## 2.19 CÁLCULO DA BLINDAGEM DE IMAGENS DE RAIOS X

### 2.19.1 Distância

O limite de dose semanal do projeto de blindagem para uma área controlada é o kerma no ar de  $0,1 \text{ mGy semana}^{-1}$ . O limite semanal do projeto de blindagem para uma área não controlada é um valor de kerma no ar de  $0,02 \text{ mGy semana}^{-1}$ . A distância ( $d$ ) da área de interesse ocupada deve ser medida da fonte até a próximo do provável dos órgãos sensíveis de uma pessoa à barreira (Figura 26).

Nos cálculos de barreiras, as distâncias às áreas ocupadas são classificadas de acordo com os tipos de barreiras:

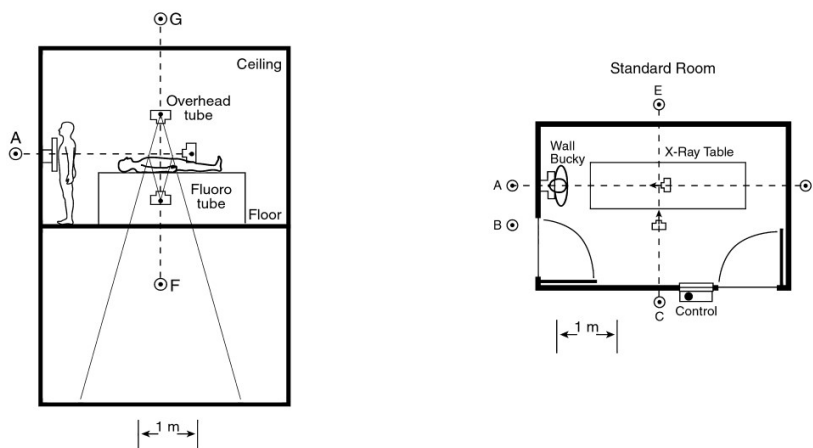
Primária: direção do feixe de radiação primário, ou seja, distância do ponto focal do tubo de raios X ao local a ser protegido ( $d_P$ );

Secundária: a radiação secundária abrange duas origens:

Espalhamento pelo paciente: correspondendo à distância entre o espalhador (paciente) e o local a ser protegido ( $d_s$ );

Fuga do cabeçote: correspondendo à distância entre o foco do tubo de raios X ao local a ser protegido ( $d_F$ ).

**Figura 26 - Sala de raios X e posicionamento dos equipamentos**



Fonte: NRCP (2004)

### 2.19.2 Fator de ocupação

O fator de ocupação (T) é definido grau de ocupação da fração média de tempo que o indivíduo de maior exposição está presente enquanto o feixe de raios X fica ligado. Este fator (T) é a fração de tempo (horas) de trabalho na semana que a pessoa que o mais frequenta a área ocupada, em média ao longo do ano. A figura abaixo apresenta fatores de ocupação são valores de referência que podem ser utilizados se informações mais detalhadas sobre a ocupação não estiverem disponíveis.

**Figura 27 - Fatores de ocupação sugeridos para uso como um guia no planejamento de blindagem onde outros dados de ocupação não estão disponíveis**

Local	Fator de ocupação "T"
Escritórios administrativos ou de escritório; laboratórios, farmácias e outras áreas de trabalho ocupadas integralmente por pessoa física; áreas de recepcionista, salas de espera atendidas, áreas de recreação infantil internas, salas de raios X adjacentes, áreas de leitura de filmes, enfermarias, salas de controle de raios X.	1
Salas usadas para exames e tratamentos de pacientes.	$\frac{1}{2}$
Corredores, salas de pacientes, salões de funcionários, banheiros de funcionários.	$\frac{1}{5}$
Portas de corredor.	$\frac{1}{8}$
Banheiros públicos, áreas de venda automática, salas de armazenamento, áreas externas com assentos, salas de espera autônomas, áreas de retenção de pacientes	$\frac{1}{20}$
Áreas externas apenas com tráfego transitório de pedestres ou de veículos, estacionamentos sem vigilância, áreas de entrega de veículos (sem vigilância), sótãos, escadas, elevadores sem vigilância, armários de zelador.	$\frac{1}{40}$

<sup>a</sup> Quando usar um fator de ocupação baixo para uma sala imediatamente adjacente a uma sala de raios X, deve-se tomar cuidado para considerar também as áreas mais distantes da sala de raios X. Essas áreas podem ter fatores de ocupação significativamente mais elevados do que a sala adjacente e podem, portanto, ser mais importantes no projeto de blindagem, apesar das distâncias maiores envolvidas.

<sup>b</sup> O fator de ocupação para a área próxima à porta do corredor pode ser razoavelmente considerado menor do que o fator de ocupação para o corredor.

Fonte: NCRP 147 (2004)

### 2.19.3 Carga de Trabalho e Distribuição da Carga de Trabalho (W)

A carga de trabalho de um tubo de raios X é o tempo integral da corrente do tubo de raios X ao longo de um período especificado, ou seja, a somatória ou integral do produto corrente-tempo num dado intervalo de tempo, geralmente dado em mA.min/semana.

#### 2.19.4 Fator de uso (U)

O fator de uso é a fração da carga de trabalho do feixe primário que é direcionada para uma determinada barreira primária. O valor de U depende do tipo de instalação de radiação e da barreira em questão, ou seja, a rotina da clínica médica.

#### 2.19.5 Limite de dose semanal (P)

O limite de dose semanal é o valor máximo de dose possível de ser atingida após inserção da barreira, utilizando-se operacionalmente de limites de dose estabelecidos conforme ocupação do ambiente. São divididas em áreas livres, onde não há controle especial de proteção radiológica, e áreas controladas, em que se necessitam regras especiais de proteção e segurança radiológica. Na NCRP 147, esta estabelece os níveis em kerma no ar (mGy), sendo que pela Portaria Anvisa 453 é regulamentado o uso da grandeza dosimétrica.

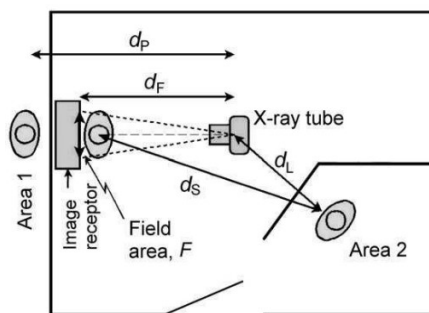
**Figura 28 - Limite de dose semanal pela NCRP 147 e Portaria Anvisa nº 453**

Local	Portaria Anvisa nº 453	NCR 147
	mSv/semana	mGy/semana
Área controlada	0,10	0,10
Área livres	0,01	0,02

Fonte: NCRP 147 (2004); ANVISA (1998)

#### 2.19.6 Barreiras primárias

As barreiras primárias incluem a parte da parede o buck é instalado, o piso e as paredes para as quais o feixe primário pode ocasionalmente ser direcionado. A figura mostra um layout típico de sala de radiografia. Para a orientação do tubo, o indivíduo na Área 1 precisaria ser blindado do feixe primário, com a distância da fonte de raios X à área protegida igual a  $d_P$ . O IOE na área 2 precisaria ser protegido das radiações dispersas e de fuga, com a distância da radiação espalhada  $d_S$  e distância de radiação de fuga  $d_L$ . O feixe de raios X primário tem área de campo F à uma distância  $d_F$ .

**Figura 29 - Layout típico de sala de radiografia**

Fonte: NCRP 147 (2004)

Para a orientação do tubo indicada, o indivíduo na Área 1 precisaria estar protegido do feixe primário, com a distância da fonte de raios X à área protegida igual a  $d_P$ . A pessoa na Área 2 precisaria ser protegida de radiações dispersas e de fuga, com a distância de radiação espalhada indicada  $d_S$  e a distância de radiação de fuga  $d_L$ . O feixe de raios X primário tem área  $F$  à distância  $d_F$ . Presume-se que os indivíduos em áreas ocupadas residam 0,3 m além das paredes de barreira, 1,7 m acima do piso inferior e 0,5 m acima dos níveis ocupados do piso em salas acima da sala de imagens. O intensificador de imagem na fluoroscopia, a angiografia cardíaca e periférica e também a bandeja de suporte da mama na mamografia são obrigados por regulamento a atuar como interruptores do feixe primário, essas salas normalmente não possuem barreiras primárias.

### 2.19.7 Barreiras secundárias

Uma barreira secundária é aquela que limita o kerma no ar das radiações dispersas e radiações de vazamento geradas pela unidade. O componente de radiação espalhada é devido aos fótons espalhados pelo paciente e outros objetos que estão no caminho do feixe de raios X primário. A intensidade da radiação espalhada aumenta com a intensidade e a área do feixe útil. A radiação de fuga é aquela criada no anodo do tubo de raios X e transmitida através do invólucro do tubo e do colimador para fora da área útil do feixe. Por regulamentação, a limitação da radiação de vazamento é  $0,876 \text{ mGy h}^{-1}$  kerma no ar a 1 m. A conformidade deste requisito é avaliada usando como referência o potencial operacional máximo e a corrente máxima do feixe naquele para operação contínua do tubo de raios X. Na

figura indica também a relação da fonte de raios X e do paciente com a barreira secundária e define os símbolos que representam as distâncias utilizadas para os cálculos da barreira secundária.

### 2.19.8 Radiação de fuga

O kerma no ar da radiação de fuga pode ser estimado assumindo primeiro a intensidade da radiação de fuga sem considerar com o feixe primário. Os valores para a radiação de fuga são 150 kVp a 3,3 mA para atingir  $0,876 \text{ mGy}^{\text{h-1}}$  para todos os tubos, exceto nos exames de mamografia, que possui valores de radiação de fuga de 50 kVp a 5 mA. A radiação de fuga, os kermas aéreos secundários dispersos e totais (em  $\text{mGy paciente}^{-1}$ ). O kerma no ar devido à carga de trabalho ponderada por exposição em cada intervalo kVp da distribuição da carga de trabalho é transmitido através da barreira de espessura “x” com um fator de transmissão B, e somado para obter o kerma no ar total transmitido devido a radiação de fuga por paciente a 1 m de distância é fornecida conforme abaixo.

**Figura 30 - Vazamento não blindado, kermas aéreos secundários dispersos e totais (em  $\text{mGy paciente}^{-1}$ ), com adaptações do autor**

Distribuição da carga de trabalho	$W_{\text{norm}}$ (mA min paciente <sup>-1</sup> )	$F(\text{cm}^2)$	$a$	$d_f$ (m)	Kerma aéreo sem blindagem (paciente $\text{mGy}^{-1}$ ) a 1 m			
					Vazamento (fuga)	Dispersão lateral	Vazamento (fuga) - Dispersão lateral ( $\text{K}^{-1}_{\text{sec}}$ ) <sup>b</sup>	Vazamento (fuga) - Dispersão de retorno ( $\text{K}^{-1}_{\text{sec}}$ ) <sup>c</sup>
Sala Rad (todas as barreiras)	2,5	1,000	1,00		$5,3 \times 10^{-4}$	$3,4 \times 10^{-2}$	$3,4 \times 10^{-2}$	$4,9 \times 10^{-2}$
Sala Rad (andar ou Outras barreiras)	1,9	1,000	1,00		$1,4 \times 10^{-4}$	$2,3 \times 10^{-2}$	$2,3 \times 10^{-2}$	$3,3 \times 10^{-2}$
Quarto do bucky de peito	0,22	1,535 <sup>d</sup>	2,00		$3,8 \times 10^{-4}$	$2,3 \times 10^{-3}$	$2,7 \times 10^{-3}$	$3,6 \times 10^{-3}$
Sala Mamografia <sup>f</sup>	6,7	720 <sup>g</sup>	0,58		$1,1 \times 10^{-5}$	$1,1 \times 10^{-2}$	$1,1 \times 10^{-2}$	$4,9 \times 10^{-2}$
Angiografia Cardíaca	160	730 <sup>e</sup>	0,90		$8,8 \times 10^{-2}$	2,6	2,7	3,8
Angiografia Periférica <sup>h</sup>	64	730 <sup>e</sup>	0,90		$3,4 \times 10^{-3}$	$6,6 \times 10^{-1}$	$6,6 \times 10^{-1}$	$9,5 \times 10^{-1}$

<sup>a</sup> Para ser conservadoramente seguro, os valores um pouco mais altos para radiação retroespalhada (135 graus) são usados tanto para radiação retroespalhada quanto para frente (30 graus) (consulte a Figura C.1).

<sup>b</sup> O kerma total no ar secundário, tanto do vazamento quanto das radiações espalhadas pelos lados.

<sup>c</sup> O kerma no ar secundário total, tanto de vazamento quanto de radiações difundidas para frente / para trás.

<sup>d</sup> A área de um campo de  $36 \times 43 \text{ cm}$  ( $14 \times 17$  polegadas).

<sup>e</sup> A área de um intensificador de imagem de 30,5 cm (12 polegadas) de diâmetro.

<sup>f</sup> Os cálculos mostraram que  $3,6 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1}$  é um valor máximo conservadoramente seguro para todas as barreiras de um padrão exame mamográfico em quatro visualizações, quando avaliado a 1 m do isocentro da unidade de mamografia. As entradas na Tabela foram avaliadas a 1 m do tubo de raios X e do paciente.

<sup>g</sup> A área de uma cassete de  $24 \times 30 \text{ cm}$ .

<sup>h</sup> Os dados nesta Tabela para Angiografia Periférica também se aplicam à Neuroangiografia

Fonte: NCRP 147 (2004)

### 2.19.9 Cálculos de blindagem

O objetivo de um cálculo de blindagem é determinar a espessura da barreira que é suficiente para reduzir o kerma no ar em um área ocupada a um valor  $\leq P / T$ , O limite de projeto de blindagem semanal modificado pelo fator de ocupação da área a ser blindada. A função de transmissão de feixe de foco grosso B é definida como a razão do kerma no ar atrás de uma barreira de espessura x ao kerma no ar no mesmo local sem barreira de radiação. Uma espessura de barreira aceitável ( $x_{\text{barrier}}$ ) é aquela em que o valor do A função de transmissão de feixe largo é:

$$B = \left( \frac{P}{T} \right) \frac{d^2}{K^1 \cdot N} \quad (10)$$

Onde d é a distância entre a fonte de radiação e o indivíduo além da barreira,  $K^1$  é o kerma médio no ar não blindado por paciente a 1 m da fonte, e N é o número esperado de pacientes examinados na sala por semana. A espessura da barreira de proteção  $x_{\text{barrier}}$  é expressa como:

$$x_{\text{barrier}} = \left( \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \right) \cdot \ln \left[ \frac{\left( \frac{N \cdot T \cdot K^1}{P \cdot d^2} \right)^{\frac{1}{\gamma}} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (12)$$

Observe que os parâmetros de ajuste de transmissão de feixe largo ( $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ ) dependem do material da barreira, bem como da distribuição da carga de trabalho em função de kVp. Abaixo, apresenta um resumo das Tabelas e Seções da NCRP 147 que auxilia no cumprimento dos requisitos exigidos para blindagem.

**Figura 31 - (Tab. 5.1 NCRP 147) - Referenciados aos pontos "f" e "g"**

Tipo de ambiente	Barreira	Tipo de radiação	Kerma aéreo sem blindagem.	Dados de transmissão - materiais		
				Chumbo	Concreto	Outros matérias
Sala de radiografia	Piso sob a mesa de raios X, mesa cruzada, outras paredes primárias, parede do bucky de peito	Primária	Tabela 4.5	Figura 4.5a, Figura 4.5b, Figura B.2, Tabela B.1	Figura 4.6a, Figura 4.6b, Figura B.3, Tabela B.1	Tabela 4.8, Figuras B.4 – B.6, Tabela B.1
	Parede do bucky de peito	Primária	Tabela 4.5	Figura B.2, Tabela B.1	Figura B.3, Tabela B.1	Figuras B.4 – B.4, Tabela B.1
Sala dedicada do bucky de peito	Todas demais barreiras	Secundária	Tabela 4.7	Figura C.2, Tabela C.1	Figura C.3, Tabela C.1	Figuras C.4 – C.7, Tabela C.1
Mamografia	Todas as barreiras	Secundária	Tabela 4.7 Secção 5.5	Figura C.2, Tabela C.1	Figura C.3, Tabela C.1	Figuras C.4 – C.7, Tabela C.1
Tomografia computadorizada	Todas as barreiras	Secundária	Secção 5.6	Figura A.2	Figura A.3	-

Fonte: NCRP 147 (2004), com adaptações do autor

### 2.19.10 Cálculo para sala de mamografia

Os feixes de raios X em mamográficos tem HVLs menor que 1 cm no tecido. As imagens consistem em duas vistas craniocaudais (feixe mamográfico apontado para o chão) e duas vistas oblíquas mediolaterais (feixe direcionado em um ângulo em direção às paredes adjacentes opostas). O conjunto do receptor de imagem mamográfica é obrigatório atuar como um ponto de barreira do feixe primário para a maior parte da radiação primária. É permitida uma perda no receptor de imagem ao longo da borda da parede torácica. No entanto, a maior parte dessa radiação é atenuada a níveis insignificantes pelos pacientes. Portanto, apenas a radiação secundária precisa ser considerada para salas de mamografia. O kerma no ar próximo às unidades mamográficas está, próximo de uma distribuição isotrópica, nas salas de mamografia conforme o valor de kerma é considerado o valor de:

$$K_{\text{sec}}^1 = 4,9 \times 10^{-2}$$



### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi realizado em uma Clínica do governo estadual, exclusiva para mulheres na cidade de Boa Vista – RR, onde trabalham 2 técnicos com carga horário de 6 horas/dia, que atendem 100 pacientes por semana, com funcionamento de 12 horas por dia.

A fundamentação deste trabalho consiste no uso da NCRP-147 (equações, coeficientes de ajuste, tabelas, figuras esquemáticas e gráficos) como base para determinar a espessura das paredes da uma sala de mamografia. Tomando-se como referência as dimensões contidas na planta baixa do centro médico, e que por consequência avaliou-se a sala de exames mamográficos e os ambientes adjacentes a esta sala de procedimentos. Os cálculos de cada parâmetro foram realizados por meio de uma planilha eletrônica e assim determinando a blindagem da sala onde se realizam exames médicos. Então foi comparado com os limites de dose máxima determinados pela Norma CNEN-NN-3.01.

A Figura abaixo ilustra o equipamento na unidade de saúde

O equipamento instalado na clínica médica possui os seguintes dados:

Caraterísticas do equipamento: DIGIMAMO S;

Faixa de kV: Ajuste de kV de 20 a 40 kV, com passos de 1 kV;

Tensões de Alimentação: 220 V;

Potência máxima: 8 kW;

Faixa de mAs: valor nominal de 630 mAs.

**Figura 32 - Equipamento instalado na unidade de saúde da mulher**

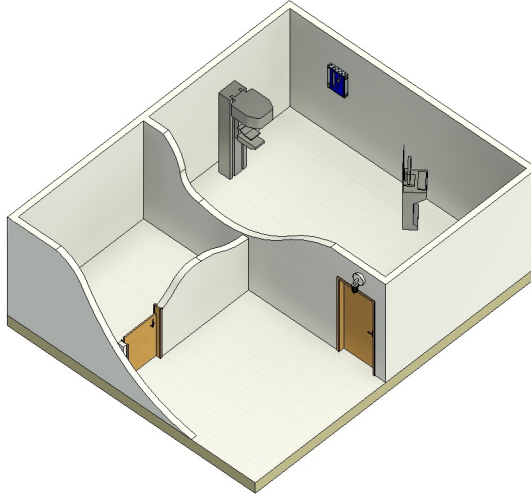


Fonte: Arquivo pessoal;

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os parâmetros, gráficos, coeficientes ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) e equações para determinação da blindagem da sala de mamografia serão apresentados a seguir:

**Figura 33 - Perspectiva da sala de mamografia**



Fonte: MENDES JUNIOR (2021)

$K_{\text{sec}}^1 = 4,9 \times 10^{-2}$ , kerma no ar não blindado.

$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}}) = \left( \frac{P}{T} \right) \cdot \frac{d_{\text{sec}}^2}{K_{\text{sec}}^1 \cdot N}$ , fator de transmissão de barreira, que é o kerma no ar da radiação secundária não blindada a uma distância  $d_{\text{sec}}$  de  $P/T$  da radiação secundária  $K_{\text{sec}}^1$  para  $N$  pacientes.

$$x_{\text{barrier}} = \left( \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \right) \cdot \ln \left[ \frac{\left( \frac{N \cdot T \cdot K_{\text{sec}}^1}{P \cdot d^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] - \text{Espessura da barreira é calculada em função}$$

de  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ , que são os parâmetros de ajuste:

Tabela C1 da NCRP - Coeficientes de ajuste ( $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ ) do feixe na transmissão secundária (em anexo).

#### 4.1 CÁLCULO DE BLINDAGEM

Número de pacientes por semana: 100.

Horário de funcionamento: 12 horas.

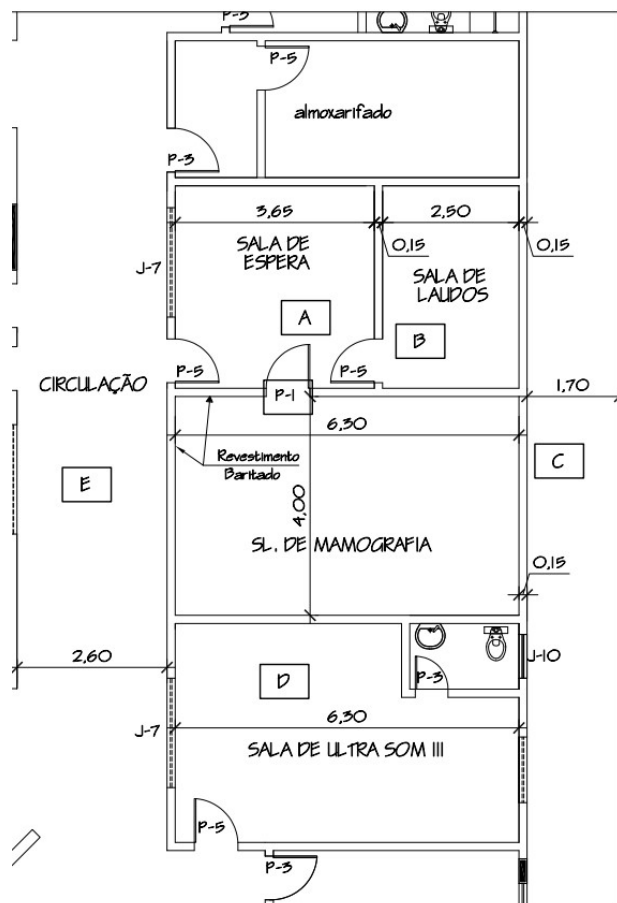
Limite semanal de dose:  $P = 0,01$ .

Para uma parede pode ser assumida uma distância  $< 0,3$  m (NCRP-147).

Massa específica: Chumbo =  $11,3 \text{ g/cm}^3$ ; Barita =  $3,2 \text{ g/cm}^3$ ; Concreto =  $2,4 \text{ g/cm}^3$

A Figura abaixo apresenta a planta baixa da sala de exames e suas áreas adjacentes.

**Figura 34 - Planta baixa da sala de mamografia**



Fonte: Arquivo pessoal;

A imagem abaixo apresenta os dados iniciais para o cálculo da blindagem e cálculo da espessura da barita e chumbo.

**Figura 35 - Espessuras em milímetros, descrição, material, fator de ocupação e distâncias em metros da blindagem do Centro de Referência de Saúde da Mulher - CRSM**

Ponto	Ambiente	Fator de ocupação T	Distância d (m)	Tipo de barreira
A	Sala de espera	0,5	3,95	Secundária
B	Sala de laudo	1	2,80	Secundária
C	Circulação externa	$1/40$	2,90	Secundária
D	Ultrassom	1	6,60	Secundária
E	Circulação interna	$1/8$	2,90	Secundária
P-1	Porta sala de Mamografia	$1/8$	4,30	Secundária

Fonte: Arquivo pessoal;

Veja a classificação das áreas em estudo no CRSM.

**Figura 36 - Classificação da área sala de mamografia**

Área	Classificação
Sala de mamografia	Controlada

Fonte: Arquivo pessoal;

As imagens abaixo apresentam os dados consolidados do cálculo de blindagem no CRSM para os seguintes materiais: chumbo, concreto e gesso.

**Figura 37 - Cálculo de blindagem para o chumbo**

<b>CHUMBO</b>					
Ponto	A	Ponto	B	Ponto	C
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	1,0	T	0,025
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	3,0	dp	2,3	dp	1,8
$\alpha$	2,99E+01	$\alpha$	2,99E+01	$\alpha$	2,99E+01
$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02
$\gamma$	3,55E-01	$\gamma$	3,55E-01	$\gamma$	3,55E-01
<b>B</b>	<b>3,18E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,60E-02</b>	<b>B</b>	<b>3,27E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>0,03</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,04</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,00</b>
Ponto	D	Ponto	E	Ponto	P-1
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	0,125	T	0,125
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	2,3	dp	5,0	dp	4,02
$\alpha$	2,99E+01	$\alpha$	2,99E+01	$\alpha$	2,99E+01
$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02
$\gamma$	3,55E-01	$\gamma$	3,55E-01	$\gamma$	3,55E-01
<b>B</b>	<b>8,89E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,37E-01</b>	<b>B</b>	<b>3,02E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>0,02</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,01</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,01</b>

Fonte: Arquivo pessoal;

**Figura 38 - Cálculo de blindagem para concreto**

<b>CONCRETO</b>					
Ponto	A	Ponto	B	Ponto	C
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	1,0	T	0,025
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	3,0	dp	2,3	dp	1,8
$\alpha$	2,54E+01	$\alpha$	2,54E+01	$\alpha$	2,54E+01
$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02
$\gamma$	3,92E-01	$\gamma$	3,92E-01	$\gamma$	3,92E-01
<b>B</b>	<b>3,18E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,60E-02</b>	<b>B</b>	<b>3,27E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>2,99</b>	<b>x(mm)</b>	<b>4,02</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,65</b>
Ponto	D	Ponto	E	Ponto	P-1
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	0,125	T	0,125
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	2,3	dp	5,0	dp	4,02
$\alpha$	2,54E+01	$\alpha$	2,54E+01	$\alpha$	2,54E+01
$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02	$\beta$	1,84E+02
$\gamma$	3,92E-01	$\gamma$	3,92E-01	$\gamma$	3,92E-01
<b>B</b>	<b>8,89E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,37E-01</b>	<b>B</b>	<b>3,02E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>1,76</b>	<b>x(mm)</b>	<b>1,34</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,70</b>

Fonte: Arquivo pessoal;

**Figura 39 - Cálculo de blindagem para o gesso**

GESSO					
Ponto	A	Ponto	B	Ponto	C
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	1,0	T	0,025
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	3,0	dp	2,3	dp	1,8
$\alpha$	8,83E+01	$\alpha$	8,83E+01	$\alpha$	8,83E+01
$\beta$	7,53E+02	$\beta$	7,53E+02	$\beta$	7,53E+02
$\gamma$	3,79E-01	$\gamma$	3,79E-01	$\gamma$	3,79E-01
<b>B</b>	<b>3,18E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,60E-02</b>	<b>B</b>	<b>3,27E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>7,44</b>	<b>x(mm)</b>	<b>10,01</b>	<b>x(mm)</b>	<b>1,61</b>
Ponto	D	Ponto	E	Ponto	P-1
N	100	N	100	N	100
T	1,0	T	0,125	T	0,125
Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02	Ks1	4,90E-02
P	0,01	P	0,01	P	0,01
dp	2,3	dp	5,0	dp	4,02
$\alpha$	8,83E+01	$\alpha$	8,83E+01	$\alpha$	8,83E+01
$\beta$	7,53E+02	$\beta$	7,53E+02	$\beta$	7,53E+02
$\gamma$	3,79E-01	$\gamma$	3,79E-01	$\gamma$	3,79E-01
<b>B</b>	<b>8,89E-02</b>	<b>B</b>	<b>1,37E-01</b>	<b>B</b>	<b>3,02E-01</b>
<b>x(mm)</b>	<b>4,38</b>	<b>x(mm)</b>	<b>0,00</b>	<b>x(mm)</b>	<b>1,75</b>

Fonte: Arquivo pessoal;

De acordo com os resultados obtidos, é visível que o chumbo tem a melhor performance na questão do tamanho da espessura da barreira de blindagem. No centro médico avaliado, o material aplicado para blindagem, exceto na porta da sala de exames, foi a argamassa baritada. Esta pode ser aplicada em paredes, teto e piso e também pode ser aplicada em diversos tipos de materiais, alvenaria em geral, bloco de gesso, *dry-wall*, blocos de concreto celular autoclavado etc. a aplicação da argamassa baritada abrangem utilização áreas como: medicina diagnóstica, nuclear, medicina veterinária, aplicações industriais etc. segundo o fabricante Doctor, 2021, este recomenda para seu produto uma aplicação na altura mínima de 2,20m, mas a exigência legal é de 2,10m.

Na imagem abaixo, mostra a quantidade estimada de argamassa baritada na sala de exames considerando 2,2m e 3,0 m por questões estéticas. A equivalência entre os materiais chumbo e argamassa baritada é evidenciada nas figuras que apresentam o esquema de aplicação.



**Figura 40 - Estimativa de sacos de argamassa baritada**

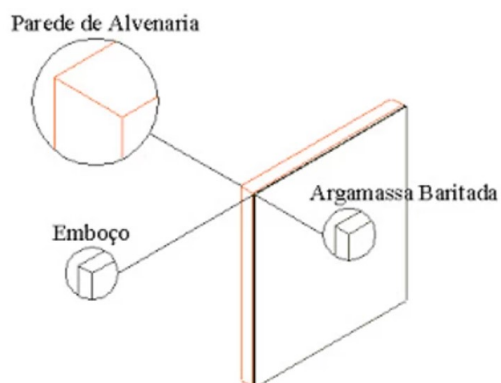
Ponto	Ambiente	Altura da parede	Quant. de saco (20 kg)	Espessura (cm)	Material do revestimento
A	Sala de exame	2,2	50	1	Barita
B	Sala de laudo	3,0	75	1	Barita
P-1	Porta sala de Mamografia		-	0,5	Chumbo

Fonte: Doctor, 2021.

**Figura 41 - Conversão de espessura para blindagem**

Conversão entre argamassa baritada e chumbo.		
Aplicação	Espessura de barita	Equivalência em chumbo
25 kg/m <sup>2</sup>	1,0cm	1,0mm
32 kg/m <sup>2</sup>	1,5cm	1,5mm
40 kg/m <sup>2</sup>	2,0cm	2,0mm

Fonte: Doctor, 2021.

**Figura 42 - Esquema de aplicação da argamassa baritada na parede**

Fonte: Doctor, 2021.

## 5 CONCLUSÕES

A mamografia é um exame médico muito importante dado o que o câncer de mama também apresenta danos psicológicos as pacientes e em muitos casos sequelas e o que leva também a dano estético e agravo da situação psicossocial, desta forma o diagnóstico precoce é imprescindível para atenuar tais situações. A determinação das espessuras da barreira contra os feixes secundários em salas mamografias de fato requer a consideração de diversas variáveis. Vale ressaltar que este tipo de exame não possui valores significativos para feixe primários. De acordo com os dados resultantes dos cálculos, estes estão em conformidade com os limites de dose estabelecidos pela Norma CNEN-NN-3.01 e Portaria MS/ANVISA nº 453, o que garante a segurança dos pacientes, IOEs e público em geral, desde que os equipamentos de segurança sejam sempre utilizados e admitindo como premissa que o mamógrafo esteja em perfeitas condições de funcionamento e atenda aos requisitos de fabricação estabelecidos pelas autoridades reguladoras. Também se constatou neta pesquisa que as autoridades de saúde e técnicos em radiologia sempre exigem o uso de barita nas salas de mamografia, então acrescenta-se uma camada de 0,5 cm de barita para aumentar a segurança sala de exames e atender as exigências dos IOEs.

## REFERÊNCIAS

ANDREUCCI. R. **Proteção Radiológica/Aspectos Industriais**, jun. 2019. 96p.

ARGENTINA, Ministerio de Salud de la Nación. **Manual Operativo para el uso de Mamografía en Tamizaje**, 201-. 82p. Disponível em: <<https://bancos.salud.gob.ar/sites/default/files/2018-10/0000000013cnt-10-manual-operativo-de-uso-de-mamografia.pdf>>. Acesso em 5 ago. 2021.

BARRIONUEVO, A. P. M. **Cálculo de blindaje para la sala de rayos X del equipo de radiología digital ecoray del Hospital less Riobamba**, 2015, 105 f. Tese (Doutorado em Biofísica) - Escuela Superior Politécnica de Chimborazo Facultad de Ciencias Escuela de Física y Matemática, Riobamba, Ecuador, 2015.

BRASIL, Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN. **Norma CNEN NN 3.01 – Diretrizes Básicas De Proteção Radiológica**, 11 mar. 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>> Acesso em 03 fev. 2021.

BRASIL, Ministério da Saúde - Portaria/MS SVS nº 453 de 01 mar. 1998 - **aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências**. Disponível em: <[https://www.saude.mg.gov.br/images/documentos/Portaria\\_453.pdf](https://www.saude.mg.gov.br/images/documentos/Portaria_453.pdf)>. Acesso em 06 ago. 2021.

BRASIL, Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Atualização em mamografia para técnicos em radiologia**. 2. ed. rev. atual. Rio de Janeiro: INCA, 2019. 181 p.; il. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/atualizacao-em-mamografia-para-tecnicos-em-radiologia>>. Acesso em 26 jul. 2021.

BREVIOLIERO, E.; POSSEBON, J.; SPINELLI, R. **Higiene Ocupacional, agentes biológicos, químicos e físicos**. Senac, 6ª ed. 2011, 452p.

CERVANTES, G. A. **Technical Fundamentals of Radiology and CT**. Institute of Physics Publishing, 26 mai. 2016, 385p.

CHEGG. **Penetrating Power Definition**. 2003. Disponível em: <<https://www.chegg.com/learn/physics/introduction-to-physics/penetrating-power>>. Acesso em 14/08/2021.

DE MEDEIROS, R. F. **Introdução à Física das Radiações**. 2011, 62f. Dissertação (Mestre Profissional em Ensino de Física) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul - Instituto de Física, Porto Alegre, 2011.

DOCTOR X RADIOLOGIA. **Como aplicar argamassa baritada?**. 2019. Disponível em: <<https://www.doctorxradiologia.com/post/blogujte-ze-sv%c3%a9ho-zve%c5%99ejn%c4%9bn%c3%a9ho-webu-a-z-mobilu>>. Acesso em 29 ago. 2021.

DOROW, P. F. **Proteção radiológica no diagnóstico e terapia**, 1ª edição, Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2019. 138 p.: il. color.

DUARTE, M.S.P. **Proteção radiológica em mamografia**. 2012, 73f. Dissertação (Mestre Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde) – Instituto Politécnico de Lisboa - Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa, Lisboa, 2010.

ESTADOS UNIDOS, **NCRP Report N° 147 - Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities**, 19 nov. 2004, revisado 18 mar. 2005.

FREITAS, J. A. C. **Análise da influência do controle automático de exposição para mamas de diferentes espessuras**. Porto Alegre, 2012. Disponível em: <<http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/article/view/13771>>. Acesso em 2 ago. 2021.

LINCE RÁDIO PROTEÇÃO. **Guia Definitivo de Radioproteção**, 2021. Disponível em: <<https://materiais.linceradio.com.br/e-book-guia-definitivo-de-radioprotecao>>. Acesso em 16 mai. 2021.

OLIVEIRA, L. C. G. **Estimativa do kerma no ar na superfície de entrada em exames mamográficos**. 2007, 89f. Dissertação (Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

POCKET DENTISTRY. **Fastest clinical dentistry insight engine**. 2015. Disponível em: <<https://pocketdentistry.com/1-physics/>>. Acesso em 31 jul. 2021.

POCKET DENTISTRY. **Mammography**. 2015. Disponível em: <<https://radiologykey.com/mammography-3/>>. Acesso em 15 ago. 2021.

POLIMASTER. **Radiation Safety Basics**. 2001. Disponível em: <<https://en.polimaster.com/resources/radiation-basics/types-of-ionizing-radiation>>. Acesso em 30 ago. 2021.

RADIATION SAFETY BASICS, **Types of radiation: alpha, beta, gamma, nêutron**. Disponível em: <<https://en.polimaster.com/resources/radiation-basics/types-of-ionizing-radiation>>. Acesso em 10 ago. 2021.

RUBERTI FILHA, E. M. **Avaliação do desempenho dos equipamentos mamográficos e da qualidade das imagens em serviços de saúde do Município de São Paulo**. 2011, 73 f. Tese (Doutorado Ciências) - Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 2011.

SANTA RITA, L. **Cálculo de blindagem**, notas aula DCB 2017, 2017.

SILVESTRE, C. R. **Otimização de dose em mamografia**. 2012, 74f. Dissertação (Mestre em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde) – Instituto Politécnico de Lisboa - Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa, Lisboa, 2010.

SOARES, J. C. de A.C.R. **Princípios básicos de física em radiodiagnóstico**. 2. ed. rev. – São Paulo. Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008, 84p.

TANIGUTI, L.T. **Cálculo estrutural de barreiras: desenvolvimento de um programa computacional de interface online**. 2010, 40f. Monografia (Bacharel em Física Médica) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Botucatu, 2010.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; DI PRINZIO, R.; PRINZIO, M.A.R.R. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. - 5ª revisão, ago. 2003 - Rio de Janeiro - RD/CNEN, 344p.

UNICAMP - Universidade de Campinas – Faculdade de Ciências Médicas. **Bases Físicas da Mamografia**. 2015. Disponível em: <<https://drpixel.fcm.unicamp.br/pt-br/metodos-de-imagem/bases-fisicas-da-mamografia>>. Acesso em 11 ago. 2021.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Escola Politécnica Programa de Educação Continuada. **Agentes Físicos II / E-social**. Epusp- EAD/ PECE, 2020. 148p.

UNIVERSO RADIOLÓGICO. **Falácias Radiológicas**. 201-. Disponível em: <<http://universoradiologico.blogspot.com/p/falacias-adiologicas.html?hcb=1&m=1>>. Acesso em 5 jul. 2021.

XAVIER, A. C. S. **Dosimetria e qualidade de imagem em mamografia digital**. 2015, 156f. Dissertação (Mestre em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco - Departamento de Energia Nuclear, Recife, 2015.

## ANEXO

TABELA DE PARÂMETROS DE AJUSTE ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) PARA TRANSMISSÃO DE FEIXES DE RAIOS X ATRAVÉS DE MATERIAIS DE BLINDAGEM EM BARREIRA SECUNDÁRIAS – NCRP-157 ANEXO C.

TABLE C.1—Fitting parameters of the broad-beam secondary transmission to Equation A.2 (thickness $x$ is input in millimeters). <sup>a</sup>									
Workload Distribution <sup>b</sup>	Lead			Concrete <sup>c</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
30 kVp	$3.879 \times 10^1$	$1.800 \times 10^2$	$3.560 \times 10^{-1}$	$3.174 \times 10^{-1}$	1.725	$3.705 \times 10^{-1}$	$1.198 \times 10^{-1}$	$7.137 \times 10^{-1}$	$3.703 \times 10^{-1}$
50 kVp	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.030 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.880 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
70 kVp	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.883 \times 10^{-1}$	$5.090 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$3.849 \times 10^{-1}$	$2.300 \times 10^{-2}$	$7.160 \times 10^{-2}$	$7.300 \times 10^{-1}$
100 kVp	2.507	$1.533 \times 10^1$	$9.124 \times 10^{-1}$	$3.950 \times 10^{-2}$	$8.440 \times 10^{-2}$	$5.191 \times 10^{-1}$	$1.470 \times 10^{-2}$	$4.000 \times 10^{-2}$	$9.752 \times 10^{-1}$
125 kVp	2.233	7.888	$7.295 \times 10^{-1}$	$3.510 \times 10^{-2}$	$6.600 \times 10^{-2}$	$7.832 \times 10^{-1}$	$1.200 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-2}$	1.079
150 kVp	1.791	5.478	$5.678 \times 10^{-1}$	$3.240 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-2}$	1.566	$1.040 \times 10^{-2}$	$2.020 \times 10^{-2}$	1.135
Rad Room (all barriers)	2.298	$1.738 \times 10^1$	$6.193 \times 10^{-1}$	$3.610 \times 10^{-2}$	$1.433 \times 10^{-1}$	$5.600 \times 10^{-1}$	$1.380 \times 10^{-2}$	$5.700 \times 10^{-2}$	$7.937 \times 10^{-1}$
Rad Room (chest bucky)	2.256	$1.380 \times 10^1$	$8.837 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.079 \times 10^{-1}$	$7.705 \times 10^{-1}$	$1.270 \times 10^{-2}$	$4.450 \times 10^{-2}$	1.049
Rad Room (floor or other barriers)	2.513	$1.734 \times 10^1$	$4.994 \times 10^{-1}$	$3.920 \times 10^{-2}$	$1.464 \times 10^{-1}$	$4.486 \times 10^{-1}$	$1.640 \times 10^{-2}$	$6.080 \times 10^{-2}$	$7.472 \times 10^{-1}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.322	$1.291 \times 10^1$	$7.575 \times 10^{-1}$	$3.630 \times 10^{-2}$	$9.360 \times 10^{-2}$	$5.955 \times 10^{-1}$	$1.330 \times 10^{-2}$	$4.100 \times 10^{-2}$	$9.566 \times 10^{-1}$
Rad Tube (R&F room)	2.272	$1.360 \times 10^1$	$7.184 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.114 \times 10^{-1}$	$6.620 \times 10^{-1}$	$1.290 \times 10^{-2}$	$4.570 \times 10^{-2}$	$9.355 \times 10^{-1}$
Chest Room	2.288	9.848	1.054	$3.640 \times 10^{-2}$	$6.590 \times 10^{-2}$	$7.543 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$2.970 \times 10^{-2}$	1.195
Mammography Room	$2.991 \times 10^1$	$1.844 \times 10^2$	$3.550 \times 10^{-1}$	$2.539 \times 10^{-1}$	1.8411	$3.924 \times 10^{-1}$	$8.830 \times 10^{-2}$	$7.526 \times 10^{-1}$	$3.786 \times 10^{-1}$
Cardiac Angiography	2.354	$1.494 \times 10^1$	$7.481 \times 10^{-1}$	$3.710 \times 10^{-2}$	$1.067 \times 10^{-1}$	$5.733 \times 10^{-1}$	$1.390 \times 10^{-2}$	$4.640 \times 10^{-2}$	$9.185 \times 10^{-1}$
Peripheral Angiography <sup>d</sup>	2.661	$1.954 \times 10^1$	$5.094 \times 10^{-1}$	$4.219 \times 10^{-2}$	$1.559 \times 10^{-1}$	$4.472 \times 10^{-1}$	$1.747 \times 10^{-2}$	$6.422 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$

Workload Distribution <sup>a</sup>	Steel			Plate Glass			Wood <sup>e</sup>		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
30 kVp	7.408	$4.249 \times 10^1$	$4.061 \times 10^{-1}$	$3.060 \times 10^{-1}$	1.620	$3.793 \times 10^{-1}$	$2.159 \times 10^{-2}$	$3.971 \times 10^{-2}$	$2.852 \times 10^{-1}$
50 kVp	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.170
70 kVp	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.381 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	$1.357 \times 10^{-1}$	$5.968 \times 10^{-1}$	$8.550 \times 10^{-3}$	$5.390 \times 10^{-4}$	1.194
100 kVp	$3.424 \times 10^{-1}$	2.456	$9.388 \times 10^{-1}$	$4.279 \times 10^{-2}$	$8.948 \times 10^{-2}$	1.029	$7.230 \times 10^{-3}$	$8.940 \times 10^{-4}$	1.316
125 kVp	$2.138 \times 10^{-1}$	1.690	1.086	$3.654 \times 10^{-2}$	$5.790 \times 10^{-2}$	1.093	$6.587 \times 10^{-3}$	$-1.140 \times 10^{-3}$	1.172
150 kVp	$1.511 \times 10^{-1}$	1.124	1.151	$3.267 \times 10^{-2}$	$4.074 \times 10^{-2}$	1.134	$6.027 \times 10^{-3}$	$-1.630 \times 10^{-3}$	1.440
Rad Room (all barriers)	$2.191 \times 10^{-1}$	3.490	$7.358 \times 10^{-1}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$1.054 \times 10^{-1}$	$6.397 \times 10^{-1}$	$7.552 \times 10^{-3}$	$7.370 \times 10^{-4}$	1.044
Rad Room (chest bucky)	$2.211 \times 10^{-1}$	2.836	1.123	$3.749 \times 10^{-2}$	$8.710 \times 10^{-2}$	$9.086 \times 10^{-1}$	$7.058 \times 10^{-3}$	$2.290 \times 10^{-4}$	1.875
Rad Room (floor or other barriers)	$2.440 \times 10^{-1}$	3.012	$5.019 \times 10^{-1}$	$4.299 \times 10^{-2}$	$1.070 \times 10^{-1}$	$5.538 \times 10^{-1}$	$7.887 \times 10^{-3}$	$8.770 \times 10^{-4}$	$9.800 \times 10^{-1}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	$2.331 \times 10^{-1}$	2.213	$8.051 \times 10^{-1}$	$3.886 \times 10^{-2}$	$8.091 \times 10^{-2}$	$8.520 \times 10^{-1}$	$7.057 \times 10^{-3}$	$4.220 \times 10^{-4}$	1.664
Rad Tube (R&F room)	$2.149 \times 10^{-1}$	2.695	$8.768 \times 10^{-1}$	$3.762 \times 10^{-2}$	$8.857 \times 10^{-2}$	$8.087 \times 10^{-1}$	$7.102 \times 10^{-3}$	$3.450 \times 10^{-4}$	1.698
Chest Room	$2.518 \times 10^{-1}$	1.829	1.273	$3.866 \times 10^{-2}$	$6.270 \times 10^{-2}$	1.128	$7.485 \times 10^{-3}$	$-8.100 \times 10^{-4}$	$9.459 \times 10^{-2}$
Mammography Room	5.798	$4.412 \times 10^1$	$4.124 \times 10^{-1}$	$2.404 \times 10^{-1}$	1.709	$3.918 \times 10^{-1}$	$1.888 \times 10^{-2}$	$4.172 \times 10^{-2}$	$2.903 \times 10^{-1}$
Cardiac Angiography	$2.530 \times 10^{-1}$	2.592	$7.999 \times 10^{-1}$	$4.001 \times 10^{-2}$	$9.030 \times 10^{-2}$	$8.019 \times 10^{-1}$	$7.266 \times 10^{-3}$	$6.740 \times 10^{-4}$	1.235
Peripheral Angiography <sup>d</sup>	$3.579 \times 10^{-1}$	3.466	$5.600 \times 10^{-1}$	$4.612 \times 10^{-2}$	$1.198 \times 10^{-1}$	$5.907 \times 10^{-1}$	$8.079 \times 10^{-3}$	$8.470 \times 10^{-4}$	$9.742 \times 10^{-1}$

<sup>a</sup>The appropriateness of the fits should not be assumed for barrier thicknesses beyond those plotted in Figures C.2 through C.7.

<sup>b</sup>The 30 kVp and Mammography Room data are for molybdenum-anode x-ray tubes. All other data are for tungsten-anode tubes.

<sup>c</sup>The fitting parameters ( $\alpha$ ,  $\beta$  and  $\gamma$ ) for concrete assume standard-weight concrete.

<sup>d</sup>The data in this Table for Peripheral Angiography also apply to Neuroangiography.

<sup>e</sup>Additional fitting parameters ( $\alpha$ ,  $\beta$  and  $\gamma$ ) for 25 and 35 kVp molybdenum-anode x-ray tube secondary transmission curves for wood are ( $2.290 \times 10^{-2}$ ,  $4.341 \times 10^{-2}$ , and  $1.937 \times 10^{-1}$ ) for 25 kVp and ( $1.882 \times 10^{-2}$ ,  $3.878 \times 10^{-2}$ , and  $3.825 \times 10^{-1}$ ) for 35 kVp.

Fonte: NCRP (2004)