

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

**DANIELLE FILIPOV**

**AVALIAÇÃO DA DOSE FETAL EM RADIOTERAPIA DE MAMA, COM  
CÂMARA DE IONIZAÇÃO CILÍNDRICA, USANDO BLINDAGEM E  
FILTROS FÍSICO E DINÂMICO**

**DISSERTAÇÃO**

**Curitiba  
2010**

DANIELLE FILIPOV

**AVALIAÇÃO DA DOSE FETAL EM RADIOTERAPIA DE MAMA, COM CÂMARA  
DE IONIZAÇÃO CILÍNDRICA, USANDO BLINDAGEM E FILTROS FÍSICO E  
DINÂMICO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências”, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

Curitiba  
2010

## **BANCA EXAMINADORA**

Professora Dra. Helen Jamil Khoury – Universidade Federal de Pernambuco (UFPE).

Professor Dr. Joel Mesa Hormaza – Universidade Estadual Paulista (UNESP).

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin, que me apoiou durante todo o processo.

Ao professor Msc. Danyel Scheidegger Soboll, pela ajuda e paciência durante a realização do trabalho.

À clínica “Oncoville”, pela disponibilização de horários para que os experimentos pudessem ser realizados.

À clínica “Quanta – Diagnóstico Nuclear”, pelo empréstimo de blocos de chumbo para que as medidas fossem realizadas.

À empresa “MacGayver´s – Manutenção e Equipamentos Hospitalares Ltda”, pela fabricação das placas de chumbo empregadas no trabalho.

Aos familiares, amigos e pessoas queridas, pela compreensão e apoio nos momentos difíceis.

## RESUMO

FILIPOV, Danielle. **Avaliação da Dose Fetal em Radioterapia de Mama, com Câmara de Ionização Cilíndrica, Usando Blindagem e Filtros Físico e Dinâmico.** 2010. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

Quando uma mulher grávida é submetida à radioterapia mamária, o feto pode ser gravemente afetado pela dose periférica. Com o objetivo de verificar essa dose, um objeto simulador humanóide foi irradiado na mama esquerda. O *phantom* é um manequim adaptado, com alguns materiais (de densidades próximas a da água) dentro e fora do mesmo. A irradiação foi feita usando feixes de raios X de energia de 6 MeV, provenientes de um acelerador linear “Clinac 600C”. Durante as irradiações, foi empregada uma blindagem, constituída de blocos e placas de chumbo, em torno da região abdominal do manequim. Além disso, foram utilizados dois tipos de filtros: físico, com angulação de 30°, e dinâmico. Através de uma câmara de ionização cilíndrica posicionada na região fetal do simulador, verificou-se que, ao final do tratamento mamário, a dose de radiação periférica atinge valores entre 3,90 e 48,67 cGy quando se irradia com o filtro físico, e entre 1,75 e 13,78 cGy para o filtro dinâmico; ambos com a blindagem. Através dos dados obtidos, conclui-se que a implantação do filtro físico incrementa a dose periférica devido ao aumento da intensidade da radiação de fuga e ao espalhamento causado pelo material atenuador. Além disso, a blindagem empregada não foi suficiente para bloquear toda radiação secundária: Ao se empregar o filtro em cunha, segundo a literatura, as doses podem ser capazes de induzir o retardo mental e o câncer durante a vida pós-nascimento. Já com o filtro dinâmico esses riscos são reduzidos drasticamente, chegando a ser ínfimos.

**Palavras-Chave:** filtro físico, filtro dinâmico, radioterapia, dose fetal.

FILIPOV, Danielle. **Fetal Dose Evaluation in Breast Radiotherapy, With a Cylindrical Ionization Chamber, Using a Shielding and Physical and Enhanced Dynamic Wedges**. 2010. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010

### ***ABSTRACT***

When a pregnant woman is submitted to breast radiotherapy, the fetus may be seriously affected by the peripheral dose. In order to verify that dose, a humanoid phantom, was irradiated at the left breast. The phantom is an adapted manikin, with some materials (densities close to water) inside and outside of it. The irradiation was done using a 6 MeV x-ray beam energy from a linear accelerator “Clinac 600C”. During the irradiation, a shield around the abdominal area of the manikin, consisting of blocks and slabs of lead was used. In addition, two types of filters were used: a physical, with 30° angulation, and an enhanced dynamic one. Through a cylindrical ionization chamber, positioned in the simulator’s fetal region, it was found that, at the end of the breast treatment, the peripheral doses reach values between 3.90 and 48.67 cGy, when the physical wedge was used. With the application of the enhanced dynamic wedge, the values were between 1.75 and 13.78 cGy. According to the obtained data, the physical wedge can increase the peripheral dose due to the larger background radiation intensity and to the scattering caused by the attenuator material. In addition, the shielding couldn’t block all the secondary radiation, which, according to the literature, can be able to induce mental retardation and cancer during postnatal life. However, the induction to these effects is negligible, when the type of wedge was changed.

**Key-Words:** physical wedge, enhanced dynamic wedge, radiotherapy, fetal dose.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2 OBJETIVOS GERAL E ESPECÍFICO</b> .....	<b>14</b>
<b>3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>15</b>
3.1 Gestação .....	15
3.2 Câncer durante a gestação.....	20
3.3 Câncer de mama na gestação .....	23
3.3.1 Diagnóstico.....	23
3.3.2 Tratamento .....	26
3.3.2.1 Radioterapia.....	26
3.3.2.2 Dose periférica .....	27
3.3.2.3 Efeitos da radiação ao feto .....	30
3.3.2.3.1 Letalidade.....	30
3.3.2.3.2 Malformações anatômicas.....	31
3.3.2.3.3 Retardo Mental Severo.....	34
3.3.2.3.4 Retardo no crescimento .....	36
3.3.2.3.5 Esterilidade .....	37
3.3.2.3.6 Indução ao câncer .....	37
3.3.2.3.7 Efeitos genéticos.....	38
3.3.2.4 Efeitos da radiação ao feto de acordo com a idade gestacional.....	39
3.4 Dosimetria.....	41
3.4.1 Grandezas dosimétricas .....	41
3.4.1.1 Exposição (X).....	41
3.4.1.2 Dose absorvida (D).....	41
3.4.1.3 Kerma (K) .....	42
3.4.1.4 Equilíbrio eletrônico.....	42
3.4.1.5 Teoria cavitária .....	43
3.4.2 Câmara de ionização.....	44
3.4.2.1 Câmara de ionização cilíndrica .....	46
3.4.2.1.1 Câmara tipo “Farmer” .....	47
3.4.3 Objetivos Da Dosimetria Na Medicina .....	48
3.5 <i>Phantom</i> dosimétrico.....	49
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>52</b>
4.1 Objeto simulador .....	52
4.2 Proteção plumbífera.....	54
4.3 Montagem experimental: linearidade do feixe de radiação .....	56

4.4 Montagem experimental: medida da dose absorvida. Utilização do objeto simulador, blindagem, câmara de ionização “Exradin A12” e filtros .....	58
4.5 Montagem experimental: influência dos espaçadores, cápsula e haste na dose absorvida .....	63
4.6 Montagem experimental: conversão das cargas fornecidas pela câmara de ionização em dose absorvida.....	64
4.7 Montagem experimental: relação entre as cargas devido à presença de um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico .....	65
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	68
5.1 Observações sobre o objeto simulador (manequim) utilizado .....	68
5.2 Linearidade do feixe de radiação.....	68
5.3 Relação entre as cargas devido à presença de um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico.....	69
5.4 Presença da haste, cápsulas e espaçadores na dose periférica .....	71
5.5 Leitura das cargas, na região fetal, pela câmara de ionização .....	72
5.6 Relação entre carga e dose absorvida na região fetal .....	74
5.7 Cálculo da dose periférica total (considerando-se um tratamento radioterápico completo).....	76
5.8 Blindagem .....	83
6 CONCLUSÃO .....	85
7 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS .....	86
8 REFERÊNCIAS.....	89



## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>UTFPR</b>	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
<b>DNA</b>	<i>Deoxyribonucleic Acid</i> – Ácido Desoxirribonucleico
<b>Gy</b>	Gray
<b>TN</b>	Translucência Nucal
<b>EUA</b>	Estados Unidos Da América
<b>MV</b>	Megavoltagem
<b>kV</b>	Kilovoltagem
<b>R</b>	Roentgen
<b>SHS</b>	<i>Small Head Size</i> (Pequeno Tamanho De Cabeça)
<b>SMR</b>	<i>Severe Mental Retardation</i> (Retardo Mental Severo)
<b>QI</b>	Quociente De Inteligência
<b>Sv</b>	Sievert
<b>NAS</b>	<i>National Academy Of Science</i>
<b>ICRP</b>	<i>International Commission On Radiological Protection</i>
<b>UNSCEAR</b>	<i>United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation</i>
<b>X</b>	Exposição
<b>C</b>	Coulomb
<b>D</b>	Dose Absorvida
<b>K</b>	Kerma
<b>Pa</b>	Pascal
<b>eV</b>	elétron-volt
<b>PMMA</b>	polimetil metacrilato
<b>IAEA</b>	<i>International Atomic Energy Agency</i> (Agência Internacional de Energia Atômica)
<b>SSD</b>	<i>Source-Skin Distance</i> (Distância Fonte-Pele)
<b>SAD</b>	<i>Source-Axis Distance</i> (Distância Fonte-Eixo)
<b>UM</b>	Unidade Monitora
<b>DLL</b>	Distância Látero-Lateral
<b>TLD</b>	<i>Thermoluminescent Dosimetry</i> (Dosímetro Termoluminescente)

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Cânceres em mulheres de 1969 a 1971, segundo o <i>Third National Cancer Survey</i> .	21
Tabela 2 – Medidas da dose periférica (porcentagem do pico de dose no raio central)	30
Tabela 3 – Riscos associados com a irradiação durante o desenvolvimento fetal.	30
Tabela 4 – Propriedades da água, do poliestireno, do acrílico e do músculo.	51
Tabela 5 – Razões entre os coeficientes mássicos de absorção de energia.	51
Tabela 6 – Leitura da câmara de ionização, em nC, para diferentes unidades monitoras	68
Tabela 7 – Cargas coletadas pela câmara de ionização com a utilização de um filtro físico e dinâmico	70
Tabela 8 – Cargas, em nC, verificadas com e sem a presença da haste, cápsula e espaçadores.	71
Tabela 9 – Cargas, em pC, do campo interno com a blindagem.	72
Tabela 10 – Cargas, em pC, do campo interno sem a blindagem.	72
Tabela 11 – Cargas, em pC, do campo externo com a blindagem	73
Tabela 12 – Cargas, em pC, do campo externo sem a blindagem.	73
Tabela 13 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo interno com a blindagem.	75
Tabela 14 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo interno sem a blindagem.	75
Tabela 15 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo externo com a blindagem.	75
Tabela 16 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo externo sem a blindagem.	76
Tabela 17 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo interno com a blindagem.	77
Tabela 18 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo interno sem a blindagem.	77
Tabela 19 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo externo com a blindagem.	77
Tabela 20 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo externo sem a blindagem.	77

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Primeiro mês gestacional .....	16
Figura 2 – Terceiro mês gestacional. A imagem está invertida. ....	17
Figura 3 – Sexto mês gestacional. A imagem está invertida.....	19
Figura 4 – Nono mês gestacional. ....	19
Figura 5 – Comportamento da dose periférica para feixes de 60-Co e de 10 MV, a (a) 5 cm do limite do campo, e a (b) 20 cm do limite do campo. ....	29
Figura 6 – Curva de dose-resposta para todas as malformações em camundongos após uma irradiação fetal nove dias após a concepção com raios X de 250 kV. O desvio padrão é de $\pm 1$ .....	33
Figura 7 – Percentual de crianças com pequeno tamanho de cabeça irradiadas com vários níveis de dose (kerma) entre 2 e 11 semanas pós-concepção.....	34
Figura 8 – Percentual de crianças com retardo mental severo irradiadas durante o período pré-natal, exceto casos de Síndrome de Down.....	35
Figura 9 – Valores médios de QI relacionados com o período gestacional em que ocorreu a exposição à radiação. ....	36
Figura 10 – Esquema de uma câmara de ionização. “C” é o eletrodo coletor; “G” é o eletrodo guarda e “M” é o instrumento de medição (ao qual o coletor está ligado). ....	45
Figura 11 – Câmara de grafite/alumínio Farmer. ....	48
Figura 12 – A) peça acrílica fixada sobre a região abdominal do manequim; B) manequim com a peça acrílica; C) furos na peça (vista superior).....	52
Figura 13 – Dimensões da peça acrílica.....	53
Figura 14 – A) haste, de nylon; B) haste sendo colocada em um dos furos da peça; C) todas as hastes (perfuradas internamente) colocadas nos furos da peça. ....	53
Figura 15 – Placa de chumbo construída com as dimensões de comprimento e largura. ....	55
Figura 16 – A) Dimensões do comprimento e da largura do bloco; B) Dimensão da espessura do bloco; C) Disposição dos 18 blocos (9 em cada lado do manequim) para realizar a proteção lateral do sistema.....	56
Figura 17 – A) Câmara “Exradin A12”; B) Eletrômetro “Dose 1” .....	57
Figura 18 – A) Câmara “Exradin A12” posicionada a 10 cm de profundidade na água, irradiada por um campo 10x10 cm <sup>2</sup> (B).....	57
Figura 19 – Acelerador linear “Clinac 600C” da “Varian Medical Systems” .....	58
Figura 20 – Marcações dos lasers de posicionamento e dos limites dos campos de radiação .....	59
Figura 21 – Haste com as indicações das regiões onde foram feitas as coletas das cargas.....	60
Figura 22 – Cápsula e espaçador contendo as dimensões de comprimento.. ..	60

Figura 23 – A) Irradiação do campo interno (câmara posicionada na haste superior) com o uso do filtro dinâmico, B) Irradiação do campo interno com o uso do filtro físico de 30° e câmara na haste superior. Ambas com a blindagem..	61
Figura 24 – Irradiação do campo externo (com o uso do filtro dinâmico) sem a blindagem. Câmara na haste superior.	62
Figura 25 – Abertura do campo, na mama esquerda, pelo campo interno. As fitas indicam os limites do campo e os lasers de posicionamento.	64
Figura 26 – A) Haste de <i>nylon</i> , na vertical, dentro do <i>phantom</i> acrílico e o <i>gantry</i> a 270°. B) Haste de <i>nylon</i> com o espaçador, a cápsula seguida de mais dois espaçadores e a câmara. O laser de posicionamento está na metade da região sensível da câmara.	64
Figura 27 – Câmara de ionização cilíndrica posicionada a 6 cm de profundidade na água, irradiada por um campo de 10 x 15 cm <sup>2</sup> . A coleta das cargas foi feita com um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico, de mesma angulação.	67
Figura 28 – Gráfico das unidades monitoras aplicadas pelo acelerador (UM) em função das cargas coletadas (nC).	69
Figura 29 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do <i>phantom</i> ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo interno com a blindagem.	78
Figura 30 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do <i>phantom</i> ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo externo com a blindagem.	78
Figura 31 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do <i>phantom</i> ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo interno sem a blindagem.	79
Figura 32 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do <i>phantom</i> ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo externo sem a blindagem.	79

## 1 INTRODUÇÃO

Câncer é o crescimento anormal e descontrolado de células, em princípio, normais. A transformação da célula resulta de alterações no seu DNA. A mudança na informação genética causa uma disfunção celular. Uma característica primária das células cancerígenas é a sua habilidade em dividir-se rapidamente e o resultado do acúmulo das mesmas é chamado de tumor. Com o crescimento do tumor, se não há invasão de tecidos adjacentes, o mesmo é chamado de benigno. Entretanto, se as células se espalham pela vizinhança ou para tecidos distantes, é classificado como maligno. Dentre os fatores de risco, os mais comuns são, o tabaco, a alimentação e infecções. [1], [2]

Dentre os tratamentos utilizados os mais empregados são a cirurgia, a quimioterapia e a radioterapia. Essa última tem o propósito de destruir as células cancerígenas através da aplicação de feixes de radiação. Esses prejudicam a estrutura genética do DNA das células tumorais, de forma a pararem a sua divisão e crescimento. Os prejuízos às células malignas são causados por feixes de raios X de altas energias, raios gama ou elétrons, produzidos pelo decaimento de fontes radioativas (como o  $^{60}\text{Co}$ ) ou por um acelerador linear. [2]

Durante a gestação, o câncer é visto com um cuidado ainda maior. A cada ano nos Estados Unidos, cerca de 4.000 mulheres grávidas são diagnosticadas com algum tipo de câncer e, em alguns casos, ao se considerar os riscos e benefícios, a radioterapia é o método de tratamento escolhido. [3]

Entretanto, a radiação, assim como para as células tumorais, pode ser prejudicial para as normais. Alguns estudos foram feitos para se verificar os efeitos danosos da radiação ao feto ([4], [5], [6], [7]). A partir dos resultados, verifica-se que a utilização de uma blindagem, em torno do ventre da gestante, se faz estritamente necessária, principalmente se a gestação estiver no primeiro trimestre (período de maior sensibilidade do feto à radiação). [4]

Durante o terceiro trimestre gestacional, os efeitos danosos com maiores probabilidades de ocorrer são o retardo mental (sendo o seu limiar de dose em 50 cGy) e a indução ao câncer durante a vida pós-nascimento (o risco de desenvolvimento da doença é de 14% para cada 100 cGy que o feto recebe). Há outras doenças que podem ser desenvolvidas, caso a irradiação na região

abdominal ocorra na fase final da gravidez, como a catarata e a esterilidade. Entretanto, essas, até então, não possuem limiares de dose. [4]

Alguns trabalhos já foram realizados nessa área. Em 2008, durante o desenvolvimento de um trabalho de conclusão de curso da UTFPR, pelas alunas Danielle Filipov e Karina Cristina Mafra (referência 10), foi construído um objeto simulador humanoide. Empregou-se um manequim, simulando uma gestante, que foi adaptado para que fosse possível o preenchimento do mesmo com água, além da inserção de um dosímetro em seu interior, durante a realização de medidas de dose. Depois de construído, o *phantom* foi irradiado na mama esquerda, sem o emprego de uma proteção plumbífera, e verificaram-se valores de dose entre 5,3 e 37 cGy.

Em outro trabalho, também desenvolvido em 2008, pela Física Médica Aline Patrícia Roveri (referência 67), com o mesmo objeto simulador, foram feitas irradiações com o emprego do filtro em cunha, além de uma blindagem em torno da região abdominal. Os valores de dose detectados pela câmara de ionização cilíndrica, na região fetal, encontrados, com a proteção, estavam entre 5,8 e 24,4 cGy.

No presente trabalho, o mesmo objeto simulador, do utilizado pelos trabalhos acima, foi empregado. A mama esquerda foi irradiada, para simular um tratamento radioterápico mamário, e as doses na região fetal foram verificadas por uma câmara de ionização cilíndrica. As irradiações foram feitas com e sem uma blindagem, além de dois tipos de filtros: físico e dinâmico.

## 2 OBJETIVOS

O objetivo geral do trabalho é a avaliação da dose recebida, através da utilização de uma câmara de ionização cilíndrica alocada na região fetal de um objeto simulador, no caso de uma irradiação radioterápica, com o emprego dos filtros físico e dinâmico.

O objetivo específico é a avaliação da dose fetal quando se realiza um tratamento radioterápico mamário durante gestação avançada, por meio de um objeto simulador humanóide (um manequim preenchido com água) e de uma câmara de ionização cilíndrica. As medidas de dose serão realizadas ao se irradiar a mama do manequim com um filtro físico de 30° no cabeçote do aparelho e com um filtro virtual (dinâmico). Também, serão feitas detecções de dose com e sem a utilização de uma blindagem de chumbo sobre o ventre do objeto simulador.

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 Gestação

Durante o período fértil da mulher, milhares de espermatozóides podem entrar no útero e ir de encontro ao ovócito II (célula germinativa feminina que é produzida nos ovários dos animais) nas trompas. Entretanto, apenas um dos espermatozóides consegue penetrar o ovócito secundário, atravessando a zona pelúcida. Mal isso acontece, e as células foliculares glandulares (que envolvem o ovócito II) retraem-se, completando a divisão II da meiose, formando o óvulo. Em seguida, os núcleos dos dois gametas (masculino e feminino) se fundem e se origina o ovo. Esse contém uma nova associação de genes que caracterizará o indivíduo, no ponto de vista genético. [8]

Na terceira semana gestacional, o ovo fertilizado, agora, é chamado de embrião e ele se move em direção ao útero, fixando-se à parede do mesmo quatro dias após a concepção. Ao mesmo tempo, o ovo está em constante divisão celular, ocasionando um aumento no seu tamanho. Após a implantação do embrião na parede uterina, na quarta semana, o tecido placentário cresce, estabelecendo contato com a circulação sanguínea da mãe. [9]

Durante essa fase, três camadas importantes começam a se formar: ectoderme (tecido que forma o sistema nervoso central, cabelo e pele), endoderme (tecido que formará o trato gastrointestinal, fígado, pâncreas e tireóide) e a mesoderme (responsável pela formação do esqueleto, sistema circulatório, urogenital e muscular). [9] A figura 1 indica uma foto do embrião durante o primeiro mês gestacional.

Ao se iniciar a quinta semana de gestação, o embrião está com 1,25 mm de comprimento e o coração está se formando. [10] O cérebro, dividido em dois lobos, e o sistema respiratório (como um sulco atrás da face) também se formam neste período. Braços, pernas e mãos com as pontas dos dedos à mostra fazem com que o embrião tenha características mais humanas. [9]



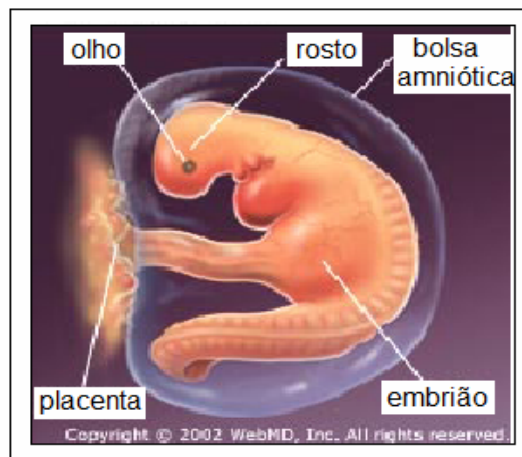


Figura 1 – Primeiro mês gestacional. [11]

Na sexta semana gestacional, o embrião possui de 2 a 4 mm de comprimento e o seu coração bate a uma taxa de 150 a 160 vezes por minuto. Os olhos já possuem córnea, íris e retina, seu nariz já aparece e sua coluna vertebral está completamente formada (sendo fechada nas duas extremidades). A placenta produz hormônios essenciais ao crescimento fetal e, também, envia nutrientes e oxigênio ao feto. [9]

A partir do 49º dia (7ª semana), o comprimento do embrião compreende de 8 a 13 mm. [10] As células nervosas formam-se a uma taxa de 100.000 por minuto e, à medida que as células se multiplicam, já é possível formar o primeiro caminho para o seu sistema nervoso central. [9] As fibras musculares, glândula pituitária (hipófise) e o pâncreas estão em desenvolvimento. [10]

Ao final do segundo mês de gestação (na oitava semana), o embrião tem de 14 a 20 mm. O sistema nervoso e os órgãos vitais estão quase completos. Seu coração tem quatro câmaras e sua taxa de batimentos é de 160 por minuto. [9] O desenvolvimento das orelhas e dos dedos já está em um estágio avançado, a formação dentária está se iniciando e começam a aparecer os genitais. A pele já encobre todo o corpo, mas é extremamente fina, sendo possível visualizar veias e artérias. [3] A partir desta fase, o embrião passa a ser um feto. [9]

Ao se iniciar o terceiro mês (nona semana), o feto possui em torno de 2,5 cm de comprimento e já realiza alguns movimentos, mas imperceptíveis pela mãe. A medula óssea, fígado e baço estão quase prontos, o que garante ao feto produção de células sanguíneas. Na realidade quase todos os órgãos estão em funcionamento. [9]

Já no início da décima semana, o feto se apresenta com a cabeça mais proporcional ao restante do corpo. Podem-se visualizar os tornozelos, pulsos e dedos das mãos e dos pés. Os intestinos do feto fazem parte do cordão umbilical, mas, gradativamente, eles se movem em direção ao abdômen, que em breve será coberto com pele. [9] Nesta fase gestacional é possível realizar o ultra-som para verificar e medir a translucência nucal. A translucência nucal (TN) é uma prega na nuca do feto, decorrente de um acúmulo de líquido sub-cutâneo na região cervical. Sua medição é importante para o rastreamento de síndromes fetais, como a trissomia do par 21 (síndrome de Down), a trissomia do par 13 (síndrome de Patau), a trissomia do par 18 (Síndrome de Edwards), a síndrome de Turner, além de inúmeras outras. [12]

Ao se iniciar a 11ª semana, todos os órgãos vitais do feto já estão formados e funcionando. As orelhas estão assumindo seu lugar correto e o local das unhas está começando a surgir. [9] O feto passa a ter 50 mm de comprimento, e já é possível observar o encéfalo, bexiga e estômago. [10]

Na 12ª semana, o rosto do feto está cada vez mais parecido com a face humana. Seus olhos foram deslocados para a frente de sua cabeça e suas orelhas estão no lugar correto. O feto (agora com 61 mm) é capaz de engolir e ele engolirá um pouco de líquido amniótico (o volume de líquido dentro do útero é de 50 ml). O esqueleto do feto tem centros de síntese de ossos, o qual transforma estrutura cartilaginosa em ossos. As unhas das mãos e dos pés estão se formando nesta semana, bem como o queixo e o nariz estão se definindo melhor. [10] Abaixo a figura 2 indica um feto no terceiro mês de gestação.



Figura 2 – Terceiro mês gestacional. A imagem está invertida. [11]

Da 13<sup>a</sup> à 16<sup>a</sup> semana, o tamanho fetal praticamente dobra e sua massa é de 20 g no final da 16<sup>a</sup> semana. A pele do feto ainda extremamente delgada e o desenvolvimento dos ossos e músculos são intensos (causando um aumento nos movimentos fetais, devido à estabilização das conexões neuromusculares). Durante este período ocorre a formação do tecido adiposo marrom (um dos dois tipos de tecido adiposo nos mamíferos. É abundante em recém-nascidos e em mamíferos hibernantes e sua função principal é manter o calor corporal) e do mecônio (uma substância escura, de tom esverdeado, viscosa que corresponde ao material excretado pelo feto. É também um dos componentes encontrados no líquido amniótico que, com o desenvolvimento da gravidez, torna-se cada vez mais turvo e espesso em razão do aumento das excreções fetais). [13]

No mês seguinte (da 17<sup>a</sup> à 20<sup>a</sup> semana), as pernas do feto atingem sua posição final relativa. Neste período, os movimentos intra-uterinos são sentidos pela primeira vez pela gestante. Os batimentos cardíacos podem ser ouvidos pelo estetoscópio e alguns pelos, como os cabelos, sobrancelhas e cílios, podem ser vistos. As glândulas sebáceas estão ativas, causando na deposição do vernix caseoso (uma substância gordurosa produzida pelas glândulas sebáceas e que recobre a pele do feto; alguns estudos mostram uma ação protetora desta substância sobre a pele do mesmo [14]). Os capilares pulmonares estão se formando, preparando-se para as trocas gasosas. Ao final da 20<sup>a</sup> semana, o feto possui 25 cm de comprimento e sua massa é de 300 g. [13]

Depois de 20 semanas, o feto aumenta gradativamente a sua massa. Nas semanas 24 e 25, o feto possui 30 cm de comprimento e de 650 a 780 g. A pele continua semitransparente e a gordura subcutânea está em processo de formação. As impressões digitais dos dedos das mãos e dos pés estão constituídas, bem como a estrutura ocular. [13] A seguir há uma imagem (figura 3) do feto no sexto mês gestacional.

Da 25<sup>a</sup> à 28<sup>a</sup> semana, as trocas gasosas realizadas pelos pulmões já podem garantir ao feto uma vida fora do útero. O cabelo e o lanugo (revestimento piloso fino e macio do feto) já estão bem formados. O desenvolvimento do sistema nervoso central permite a iniciação dos movimentos respiratórios e um parcial controle de temperatura. [13]

Da 29<sup>a</sup> semana em diante, os tecidos adiposo e muscular estão formados e a espessura da pele aumenta. O tecido ósseo está realizado, mas a ossificação do

mesmo ainda não está totalmente concluída. O vernix caseoso e o lanugo começam a desaparecer, à medida que a gestação se aproxima do fim e o crescimento diminui. [13] Os pulmões produzem uma substância chamada surfactante, que os seca e os tornam maduros. O feto se posiciona de cabeça para baixo e a mãe pode sentir a barriga endurecer, pois é nessa fase que começam as contrações do útero para a preparação do parto. [10] Da 38<sup>a</sup> à 40<sup>a</sup> semana, o feto possui massa entre 3000 a 3800 g e seu comprimento é de 45 a 50 cm. [13] A figura 4 mostra o feto no nono mês gestacional.

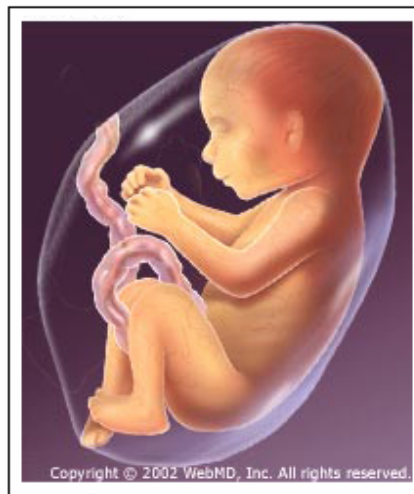


Figura 3 – Sexto mês gestacional. A imagem está invertida [11]

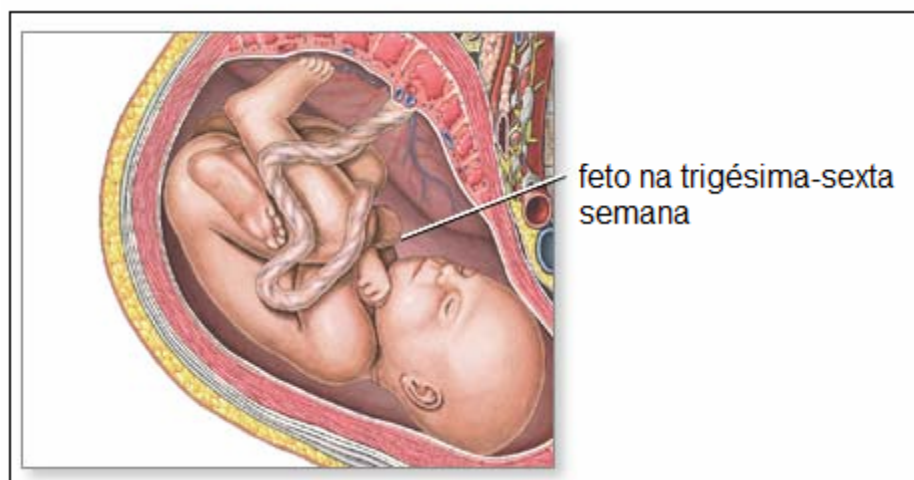


Figura 4 – Nono mês gestacional [15]

### 3.2 Câncer durante a gestação

Nas décadas de 1970 e 1980 houve o surgimento do movimento feminista, o que fez com que as mulheres fossem adquirindo maior independência tanto profissionalmente quanto na vida familiar, conquistando seu espaço na sociedade. Esta transformação feminina refletiu na medicina, especialmente na obstetrícia, uma vez que mais mulheres estão retardando a gravidez para as terceira e quarta décadas de suas vidas. [16] Segundo o *National Center for Health Statistics*, a taxa de primeiros nascimentos entre mulheres de 30 a 39 anos em 1986 ultrapassou o dobro do relatado em 1970. [17] Logo, doenças que acometem mais mulheres nessa faixa etária associam-se às gestações mais tardias. Em contrapartida, o câncer está sendo diagnosticado em mulheres em idade mais jovem, não se sabendo se isso é devido ao diagnóstico mais precoce (devido ao avanço da tecnologia médica e aos programas de prevenção), à conscientização feminina ou se a história natural da doença está se modificando pelas alterações ambientais e pela exposição a agentes cancerígenos. [16]

O câncer durante a gravidez não é um problema frequente, entretanto não é raro. Um apanhado nos dados de hospitais em Washington DC, EUA, mostra que há um caso de câncer para cada 1.008 gestações. Considerando que há nos Estados Unidos 3,5 milhões de nascimentos de bebês vivos e desconsiderando os abortos, pode-se estimar que, por ano, há em torno de 3.472 casos de câncer durante a gravidez. Esse número representa 0,8% das 422.000 mulheres que desenvolvem câncer e 2,2% dos casos em mulheres férteis (de 15 a 44 anos). [18], [19]

De acordo com o *Third National Cancer Survey*, 12,8% de todos os cânceres de mulheres ocorrem durante a fase reprodutiva. [18] Os tumores malignos mais comuns, associados com a gestação incluem os carcinomas de mama, colo de útero, ovário, reto, melanomas e linfomas. [18],[19] A tabela 1 mostra o resultado de uma pesquisa realizada pelo *Third National Cancer Survey* de 1969 a 1971, em que mostra os locais que apresentaram maior número de casos cancerígenos em mulheres de 15 a 44 anos. Por exemplo, 49,8% de todos os cânceres de tireóide e mais de 33,3% de todos os cânceres de colo de útero ocorrem em mulheres nessa faixa etária. [18]

Tabela 1 – Cânceres em mulheres de 1969 a 1971, segundo o *Third National Cancer Survey*. [18]

<b>Local</b>	<b>Número total de casos</b>	<b>Número de casos em mulheres de 15 a 44 anos</b>	<b>Percentual de casos em mulheres de 15 a 44 anos</b>
Bucal e Faringe	1.883	109	5,8
Todo Sistema	21.427	892	4,2
Digestivo			
Colorretal	13.550	545	4,0
Pâncreas	2.530	71	2,8
Respiratório	5.303	436	8,2
Ossos e Articulações	224	61	27,2
Tecido Mole	583	119	20,4
Melanoma de Pele	1.360	375	27,6
Mama	24.482	3.621	14,8
Genital	18.578	3.727	17,6
Colo de Útero	5.523	1.929	34,9
Útero	7.420	516	7,0
Ovário	4.594	677	14,7
Urinário	3.539	214	6,1
Olho e Órbita	248	32	12,9
Sistema Nervoso	1.373	294	21,4
Central			
Tireóide	1.659	827	49,9
Linfomas	2.636	612	23,2
Mielomas	1.034	28	2,7
Leucemia	2.518	261	10,4
Desconhecido	3.151	153	4,9

O diagnóstico do câncer na fase gestacional é realizado de maneira tardia, uma vez que os sintomas da doença são mascarados pela gravidez e isso ocorre devido às mudanças fisiológicas que ocorrem na mulher durante esse período. [20] Dentre essas mudanças, podem-se incluir: inchamento e/ou sensibilidade nos seios, fadiga, náuseas, vômitos, constipação e dilatação do ureter (devido a um suave relaxamento dos músculos), aumento da pigmentação da pele, aumento dos volumes de água e plasma corporais, [21] elevação da taxa de batimentos cardíacos e de volume sanguíneo que sai do coração e diminuição da capacidade funcional residual pulmonar. [17] Entretanto, o câncer de colo uterino é uma exceção, devido ao fato de que exames ginecológicos são realizados com frequência, o que garante um diagnóstico precoce. [20]

A detecção da doença durante a gravidez representa um evento dramático, quando a criação de uma nova vida dá lugar ao risco de morte da gestante, e ocasiona um grande impacto tanto na paciente como em sua família. Isso ocorre devido à percepção de que deve haver uma escolha entre a vida da mãe e a vida do feto. Por essa razão, o tratamento decidido por uma equipe

multidisciplinar faz um balanço entre a saúde da mãe e o bem-estar fetal. [21] Para isso, devem ser consideradas algumas questões, como:

- \* Tratar a doença de forma a curar a paciente;
- \* Proteger o feto (ao máximo) de efeitos maléficos do tratamento;
- \* Manter o sistema reprodutivo da mulher intacto para futuras gestações.

[20]

Com exceção do diagnóstico tardio, não há nenhuma evidência de que a gravidez influencia de maneira adversa o prognóstico ou a biologia da doença. Entretanto, alguns estudos mostram que o câncer prejudica a gestação. Metástases na placenta são raras, com 44 casos já registrados e apenas 12 crianças que nasceram com a doença. Em duas dessas, com melanoma, a doença regrediu, as outras crianças faleceram. [22]

A gravidez pode alterar o curso da doença, sendo essa alteração causada por alguns fatores, como por exemplo: altas concentrações de estrogênio (que podem modificar o curso da doença na mama ou no endométrio), altas taxas de concentração de fatores de crescimento (que podem aumentar o crescimento do tumor), aumento da vascularização dos tecidos (que pode influenciar às metástases) e tolerância imunológica. [21]

A tolerância imunológica caracteriza ambas as situações: gestação e câncer. Nessas duas situações biológicas, o tecido antigênico é tolerado por um aparente sistema imunitário intacto. [18] Manifestações de tolerância imunológica nas duas situações incluem:

- Depressão da imunidade celular;
- Presença de fatores circulantes de bloqueio que permitem a tolerância do tecido antigênico, provavelmente a imunoglobulina IgG (é um anticorpo, que perfaz 80% das imunoglobulinas do organismo. Ela está igualmente distribuída nos compartimentos extracelulares e é a única que atravessa a placenta. É o anticorpo principal nas resposta imunes secundárias e a única classe antitoxinas);
- Efeitos imunossupressores (capazes de diminuir ou suprimir as reações imunitárias) de vários hormônios, como o estrogênio e a progesterona;
- Presença de células supressoras T;
- Diminuição da aderência das células sanguíneas no sangue. [18]

### 3.3 Câncer de mama na gestação

O câncer de mama é a causa mais freqüente de mortes nos Estados Unidos. Segundo o *The American Cancer Society*, em 1985 estimou-se o aparecimento de 123.000 novos casos, sendo 39.000 óbitos e de 15 a 20% dos mesmos relacionados a idades inferiores a 40 anos . [23]

Diz-se que câncer de mama associado à gravidez é todo câncer de mama diagnosticado durante a gestação ou até um ano após o parto. Esse tipo de câncer representa 0,2 a 3,8% de todos os cânceres que ocorrem na gravidez (de 1 / 3.000 a 1 / 10.000 gestações). [16] Nos Estados Unidos, por exemplo, a estimativa para 1998 era de dez a 20% dos 178.700 novos casos de câncer acometerem mulheres em idade reprodutiva. [24] Já no ano 2000, o número de casos em gestantes, estimado, foi de 3.500. [16]

Os primeiros relatos, há mais de 100 anos, sobre câncer de mama associado à gravidez demonstravam um prognóstico sombrio. Os primeiros médicos a publicarem e a estudarem câncer de mama associado à gravidez foram Kilgore e Bloodgood, que apresentaram vários casos no início do século XX, e após cinco anos de acompanhamento, todas as pacientes evoluíram para óbito. Em 1954, outro estudo relatou taxa de sobrevida em cinco anos de 17%. [16]

O primeiro relato otimista ocorreu em 1937. Neste ano, um estudo relatou a taxa de sobrevida global de 61% nas pacientes com linfonodos axilares negativos. Sabe-se que o comprometimento axilar era, e continua sendo, comum em mulheres com câncer de mama e grávidas ou diagnosticado até um ano após o parto. Estudos publicados na década de 70 apresentavam taxas de linfonodos positivos entre 56 e 81%. [16]

#### 3.3.1 Diagnóstico

Um exame minucioso da mama é importante já na primeira consulta com o obstetra, porque, com a progressão da gravidez, devido às mudanças fisiológicas no corpo da gestante, torna-se mais difícil o diagnóstico. [17] Essas mudanças causam um atraso no início do tratamento em até cinco (5) meses. Alguns estudos mostram que uma mulher grávida tem um risco 2,5 vezes maior de desenvolver metástases e uma chance menos de se encontrar a doença no estágio I. [19]



Ao se verificar alguma massa, o plano de ação despendido a uma paciente grávida é diferente que em uma não-grávida. Na mulher que está menstruando, por exemplo, pode-se esperar e reexaminá-la após o seu período menstrual. Já na paciente gestante, não há como esperar, uma vez que a quantidade hormonal aumenta a cada semana. [17]

Durante a gravidez, exames radiológicos, para o auxílio no diagnóstico, são realizados apenas se forem absolutamente justificados. Radiografia do tórax (com a devida proteção radiológica) parece um método seguro. Entretanto, radiografias abdominais, exames de medicina nuclear e de tomografia computadorizada devem ser evitados. O uso de radionucléios com baixa meia-vida (como o Tecnécio-99m) não ocasiona grandes doses ao feto. Entretanto, o Iodo-131, por exemplo, pode atravessar a placenta e acumular-se na tireóide do feto, causando um permanente hipotireoidismo. A utilização da ressonância magnética para a investigação de áreas com metástases (cérebro, fígado ou ossos), deve ser evitada, pois o gadolínio (elemento utilizado como contraste nesse exame) atravessa a placenta e pode ser tóxico ao feto. [21]

Para se investigarem as metástases, outros métodos podem ser realizados: endoscopia, punção lombar e aspiração/biópsia da medula óssea. Entretanto, deve-se cuidar para que não haja um excessivo uso de sedativos intravenosos ou opióides. A monitorização da oximetria de pulso é realizada para que se evite a hipóxia fetal e materna. [21]

No que diz respeito à avaliação de metástases ósseas, o nível do soro de fosfatase alcalina é elevado durante a gravidez. Para a sua avaliação, podem ser realizadas radiografias convencionais (no crânio e no tórax, por exemplo), exceto nas regiões pélvicas e abdominais, e não há varreduras ósseas que podem ser feitas. Se a paciente for diagnosticada com a doença no estágio I ou II, não se realiza o exame, pois a taxa de metástase óssea nessa fase é baixa. Entretanto, se a doença estiver no estágio III, o exame deve ser feito, pois a taxa de metástases é alta e o resultado pode modificar o curso do tratamento. [23] Informações de 12 estudos mostram que 3% dos resultados da varredura óssea apresentavam estágio I da doença, 7% estágio II e 25% estágio III. [21]

Exames de mamografia podem não ser muito eficazes para o diagnóstico, pois pouca informação pode ser obtida. Esse fato ocorre, pois a hiperemia (aumento da quantidade de sangue em alguma região do corpo) e a grande concentração de

água na mama contribuem para uma generalizada densidade radiográfica. Isso ocasiona uma perda de contraste da gordura (fator que a diferencia dos tumores). Entretanto, dependendo das circunstâncias e da anatomia da paciente, o exame ser epregado. [17] No *Memorial Sloan-Kettering Cancer Center*, Estados Unidos, 78% das pacientes (com evidências clínicas de gravidez) que realizaram a mamografia possuíam alguns sinais da doença em seus exames. Todas as seis ultrassonografias relevaram que os achados eram massas sólidas. No *Princess Margaret Hospital*, também naquele país, câncer de mama encontrado em exames físicos foi demonstrado em cinco de oito mulheres gestantes que se submeteram à mamografia. [23] Com relação à dose, o exame não é muito prejudicial. Um exame bilateral de ambas as mamas, com equipamentos modernos, gera uma dose na região fetal menor que 50 mRad (500 µGy), que está abaixo do nível tóxico de 10 Rad (100 mGy), sendo que essa dose pode ser reduzida ou eliminada se houver alguma proteção abdominal. [19]

Ecografia mamária fornece uma informação precisa e segura (assim como em pacientes não-grávidas) no que diz respeito à diferenciação de um cisto de uma massa sólida em uma região palpável. [17] Contudo, para a diferenciação de massas sólidas benignas de malignas o exame não é conclusivo. [23] Este exame é seguro, no que diz respeito aos efeitos fetais adversos e, também, pode ser utilizado para guiar procedimentos invasivos com agulhas. [16]

A aspiração da massa, através de uma fina agulha, pode ser útil para diferenciar um cisto ou uma galactocele (tumor na região mamária que contem leite ou uma substância leitosa) de um tumor sólido. Contudo, esse exame realizado em pacientes gestantes não possui a mesma precisão que em não-grávidas. O estado hiperproliferativo do tecido da mama pode causar um falso-positivo para malignidade. Bem como, assim como em pacientes não-gestantes, durante a aspiração, corre-se o risco de a agulha não atingir o material de interesse, sem a percepção do cirurgião. [17]

Doses de radiação nas biópsias dos linfonodos sentinela (é realizada uma linfocintilografia, em que uma substância radioativa é injetada próxima ao tumor e é feita a varredura de sua dose) são relativamente baixas, sendo seguras durante a gestação. [21]

Biópsias excisionais (intervenções cirúrgicas para remoção total de um tumor e da área circundante, com finalidade diagnóstica), sob anestesia local,

podem ser difíceis devido à grande vascularidade e aos edemas, mas são necessárias. Biópsias incisionais (têm a finalidade de retirar somente uma parte do tumor) são alternativas diagnósticas, mas os problemas inerentes são similares. [17]

Câncer de mama inflamatório (um tipo de câncer mais agressivo que possui esse nome devido à aparência avermelhada, inflamada e inchada da mama) pode ser desenvolvido por pacientes grávidas. No *Memorial Hospital*, nos Estados Unidos, 3% das pacientes com câncer de mama desenvolveram câncer de mama inflamatório. Para seu diagnóstico, sugere-se que haja uma biópsia em todos os abscessos lactacionais no momento da incisão e drená-los. [17]

### **3.3.2 Tratamento**

Ao se discutir o tratamento do câncer de mama na gravidez, deve-se obter a mesma conduta que em uma mulher não grávida. Entretanto, deve haver algumas ressalvas, principalmente no primeiro trimestre gestacional, uma vez que neste período a administração de quimioterápicos associa-se a teratogênese (se refere à formação e desenvolvimento no útero de anomalias que levam a malformações) e abortamentos. [16]

A paciente que for diagnosticada com câncer de mama avançado ou doença sistêmica deve ser submetida à terapêutica sistêmica; nesses casos, a cirurgia é postergada. Quando o câncer de mama é diagnosticado no primeiro trimestre de gravidez, a mastectomia (radical ou modificada) é o tratamento preferido. Durante o segundo e terceiro trimestres da gravidez, o tratamento conservador pode ser considerado. Podem ser realizadas a quimioterapia e a radioterapia. Dependendo da idade gestacional, o parto poderá ser antecipado para que a radioterapia possa ser realizada. [16]

#### **3.3.2.1 Radioterapia**

Quando do seu emprego nas pacientes gestantes, devem ser observados os riscos à saúde do feto, bem como o seu benefício à paciente. [25]

Devido ao risco de aborto espontâneo do embrião (no período de pré-implantação), malformações e retardo mental no feto, deve-se planejar e executar a radioterapia com cuidado nas gestantes. [25]

A irradiação da mama ou da parede torácica deve ser evitada em grávidas devido ao risco fetal. O *Steering Committee on Clinical Practice Guidelines for the Care and Treatment of Breast Cancer* preconiza que a gestação é uma contraindicação para a irradiação da mama. Porém, se o tratamento for realizado, um físico experiente e um médico oncologista devem avaliar os riscos. [26]

Para casos em que se deseja preservar a mama, em gestantes, a realização da lumpectomia (cirurgia que preserva o seio da mulher, sendo que o médico remove apenas o tumor e pequena quantidade de tecido que o circunda) seguida de radioterapia pós-parto é indicada. Para se defender esta abordagem, deve-se extrapolar os dados obtidos em mulheres não grávidas, entretanto existem preocupações, uma vez que os seios das mulheres grávidas são diferentes. [24]

Para se obter o balanceamento entre os riscos e benefícios do tratamento, é necessário avaliar a probabilidade e a extensão do dano causado pela exposição da radiação ao feto. Contudo, esta probabilidade varia com a idade gestacional no momento da irradiação e a dose recebida pelo feto. Logo, é importante estimar-se esta dose em cada caso. [25]

### **3.3.2.2 Dose periférica**

A dose absorvida fora do campo de radiação de megavoltagem, a chamada “dose periférica”, tem se tornado alvo de constantes pesquisas, à medida que a radioterapia vem sendo utilizada com maior frequência. As taxas de sobrevivência para muitos tipos de câncer, os quais são tratados com a radiação ionizante, são suficientemente altas. Isso faz com que as seqüelas, decorrentes do tratamento com a radiação, tornem-se fatores importantes de análise. A dose periférica pode ser clinicamente importante, uma vez que há um potencial efeito na formação de catarata, na função gonadal e na fertilidade. [27]

Segundo o *Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations*, doses únicas de 10 a 19 cGy podem causar danos ao feto, e que se há um limite para o aparecimento de algum efeito, esse limiar deveria ser menor que 5 cGy. O surgimento do câncer como efeito da radiação é uma preocupação, principalmente para os carcinomas de mama, tireóide e pulmão. [28] Ainda segundo o comitê, há um aumento no risco relativo para o câncer de mama em mulheres acima dos 20

anos de idade é em torno de 0,5%/cGy, enquanto que o limiar de dose é de 100 cGy. [29]

O limiar de dose para a indução de câncer de tireóide e de pulmão é da ordem de 5 cGy. Exposições inferiores a 200 R (200 cGy) podem causar catarata e a esterilidade, em homens, pode ser causada após doses únicas na ordem de 300 a 400 cGy. Embora haja poucos estudos sobre a fertilidade, devido à radiação ionizante, em humanos, há trabalhos recentes que mostram que para doses, fracionadas, inferiores a 100 cGy podem afetar seriamente a função gonadal masculina. [30] Portanto, o nível de dose, a partir do qual torna-se preocupante, pode ser abaixo de 5 cGy até valores acima de 200 cGy. Em relação à dose prescrita para o tratamento radioterápico (entre 50 e 60 Gy), esses valores de dose periférica correspondem de 0,1% a 0,3% da dose total. [27]

O comportamento qualitativo da dose periférica é similar entre os feixes de megavoltagem, do 60-Co aos feixes de 10 MV. A figuras 5(a) e 5(b) mostram as doses periféricas a 5 cm e a 20 cm do limite do campo versus a profundidade, para os fótons de 60-Co e 10 MV. Nestes gráficos, a dose é alta próxima à superfície e cai para um valor mínimo em  $d_{máx}$ . Ela aumenta novamente com o aumento da profundidade e tende a se tornar constante com a profundidade à medida que a distância do limite do campo aumenta. [27]

A tabela 2 mostra a relação entre o tamanho de campo e a profundidade com a dose periférica, para feixes de 60-Co, 4 MV, 6 MV e 10 MV. Percebe-se que a variável mais importante é a distância do limite do feixe de radiação, sendo essa relação exponencial. A variação com o tamanho de campo é significativo apenas para campos pequenos. [27]

A dose periférica para campos retangulares ( $a \times b$ ) é facilmente relacionada à dose de campos quadrados ( $a \times a$ ). Ela depende, mais fortemente, do lado do campo mais próximo ao ponto de interesse ( $a$ ). A dose periférica para o campo retangular é maior, ou menor, do que para campos quadrados, se a outra dimensão do campo ( $b$ ) é maior (ou menor) que a primeira ( $a$ ). Entretanto, para tamanhos de campo maiores que  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , a retangularidade não aparece como sendo importante, uma vez que há uma pequena variação na dose entre os campos  $20 \times 20$  e  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . [27]

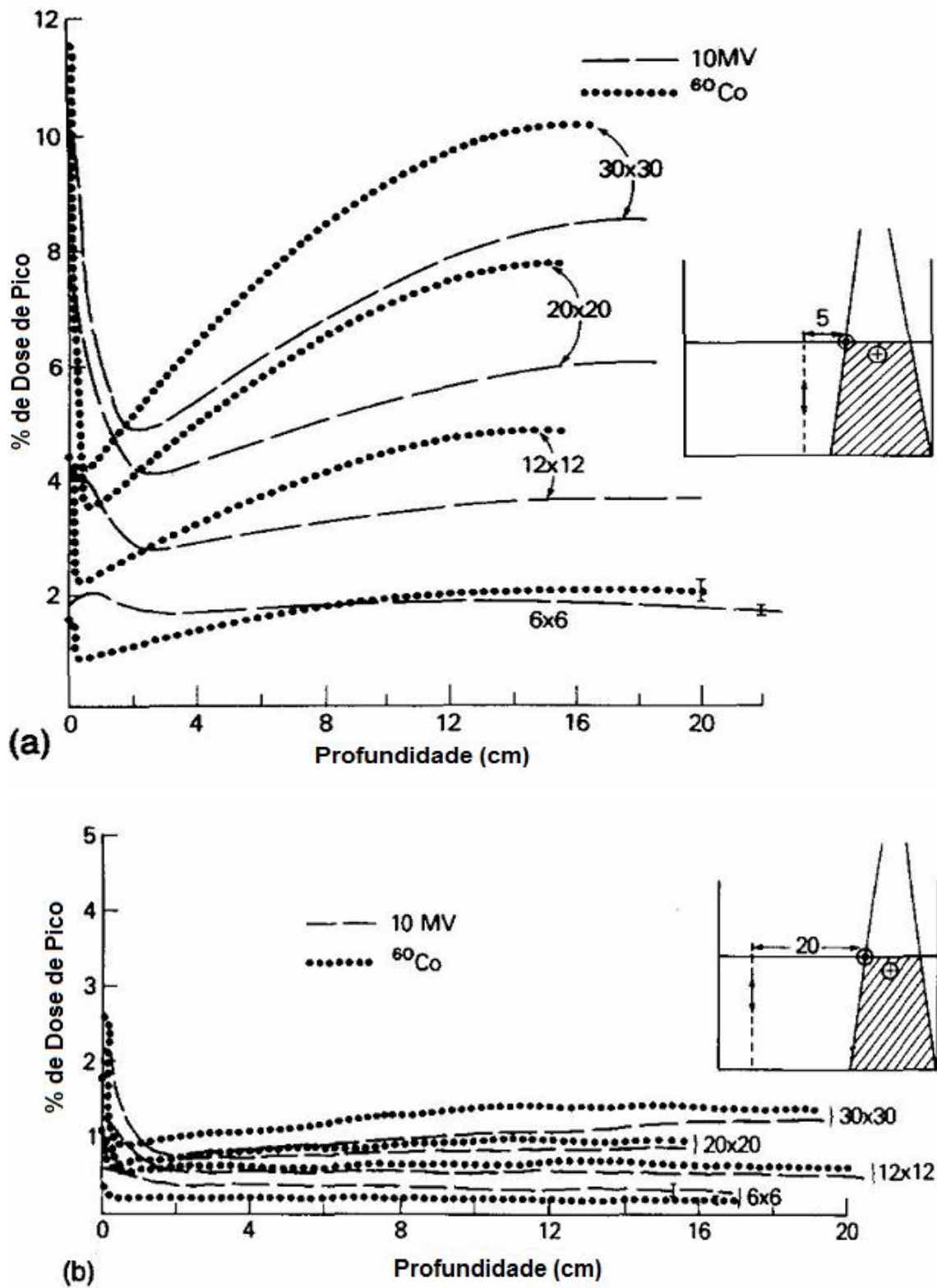


Figura 5 – Comportamento da dose periférica para feixes de  $^{60}\text{Co}$  e de 10 MV, a (a) 5 cm do limite do campo, e a (b) 20 cm do limite do campo. [27]

Tabela 2 – Medidas da dose periférica (porcentagem do pico de dose no raio central). [27]

Energia	Tamanho do campo	Distância do limite do campo (cm)									
		5	10		20		30		40		
		Profundidade: 10	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$	$d_{max}$
$^{60}\text{Co}$	6×6	1.9	0.95	0.67	0.45	0.33	0.34	0.23	0.27	0.22	...
	20×20	7.0	3.5	3.1	1.6	0.95	0.62	...	0.30	...	...
	40×40	10	4.5	5.0	2.2	...	0.80	...	...	...	...
4 MV	6×6	1.5	0.73	0.59	0.53	0.21	0.16	0.06	0.05	0.03	0.04
	20×20	6.2	3.2	2.8	1.5	0.80	0.45	0.26	0.17	0.11	0.07
	40×40	7.0	4.9	4.0	2.0	1.1	0.60	0.42	0.27	0.15	0.15
6 MV	6×6	1.5	1.05	0.60	0.56	0.15	0.15	0.06	0.06	0.04	0.05
	20×20	5.4	3.6	2.5	1.6	0.80	0.59	0.28	0.23	...	0.16
	30×30	8.1	3.5	3.8	2.05	1.2	0.70	0.45	0.32	...	0.23
10 MV <sup>a</sup>	6×6	1.6	1.45	0.60	0.66	0.16	0.17	0.07	0.07	0.04	0.04
	20×20	4.8	4.5	2.0	1.9	0.61	0.57	0.22	0.19	0.11	0.11
	35×35	7.0	5.8	3.0	2.0	0.73	0.50	0.30	0.24	0.13	0.12
10 MV <sup>b</sup>	6×6	1.75	1.7	0.94	1.1	0.33	0.35	0.20	0.22	0.12	...
	20×20	5.3	4.1	2.5	1.8	0.84	0.70	0.40	0.33	...	...
	35×35	7.0	4.9	3.5	2.2	1.05	0.65	...	...	...	...

<sup>a</sup> Clinac 18.

<sup>b</sup> Mevatron XII.

### 3.3.2.3 Efeitos da radiação ao feto

Os principais efeitos da radiação ionizante ao feto incluem: letalidade, malformações, crescimento enfraquecido, retardo mental, indução de malignidades e efeitos hereditários. [31]

#### 3.3.2.3.1 Letalidade

Pouco se sabe sobre a influência da radiação ionizante na morte embrionária, uma vez que a presença de um ovo fertilizado no primeiro mês gestacional não é certa e há uma grande frequência de morte embrionária neste período. [31]

Conclusões foram obtidas a partir de experimentos *in vivo* e *in vitro* realizados em ratos e camundongos. Doses *in vitro* a partir de 0,10 Gy podem causar morte embrionária no período de maior sensibilidade, antes do início da síntese do DNA na célula fertilizada. Experimentos *in vivo* realizados em ratos irradiados de nove a 16 horas após o acasalamento mostraram um grande aumento na mortalidade fetal após uma exposição de 0,05 Gy em relação à morte embrionária com exposições de 0,10 a 0,25 Gy. [31]

Dados, em humanos, sobre a letalidade fetal relacionam-se às altas doses terapêuticas (na região do abdômen) no período embrionário ou de organogênese (de oito a 56 dias pós-concepção). Casos mostram que doses de 3,6 Gy e 5,0 Gy entregues em qualquer um dos dois períodos induzem ao aborto. [31]

Realizou-se um estudo com 26 mulheres grávidas que receberam radiação ionizante na região abdominal, tendo como resultado a morte de seis crianças. Uma faleceu 24 horas (de anemia, hemorragia generalizada e atrofia do sistema linfóide) após o nascimento e recebeu, durante a gravidez, uma exposição de 20.000 R no sexto mês. A mãe da segunda criança recebeu 1.100 R durante o período de 10 a 12 semanas. A criança faleceu 13 anos após o nascimento, e a autópsia acusava atrofia dos rins, hipoplasia do cérebro e órgãos genitais, fibrose parcial da medula óssea e hiperplasia da paratireóide. A terceira criança recebeu uma exposição de 600 R entre a 5ª e a 7ª semanas gestacionais e faleceu sete meses após o nascimento de meningite séptica. As outras crianças apresentaram anomalias freqüentes da infância. [32]

Devido ao fato de o ovo fertilizado possuir poucas células (que são as genitoras de muitas outras células), o dano a elas faz com que o blastocisto não consiga se implantar no útero, causando a morte embrionária. Os que sobrevivem tendem a apresentar alguma anomalia congênita. [33]

### **3.3.2.3.2 Malformações anatômicas**

As malformações acontecem esporadicamente em humanos e em outras populações de mamíferos e sua incidência varia entre as populações e entre os grupos sociais dentro das populações. Em todo o mundo, a média de incidência de malformações em neonatos vivos é de 6%. Um aumento no risco associado a exposições à radiação ionizante e a teratógenos ambientais tem sido observado, especialmente durante o início da organogênese (quando os órgãos são compostos por um limitado número de células e são vulneráveis a qualquer dano). [31]

As maiores informações sobre a taxa de malformações como função da dose e taxa de dose relacionam-se a experimentos com animais (especialmente ratos). Uma curva de dose-resposta característica é dada pela figura 6. Nesta curva, há dados sobre o aumento dos efeitos da radiação nove dias após a concepção (em



ratos). Observaram-se 286 ratos irradiados e 291 não expostos, e concluiu-se que a taxa de malformação foi de 0,4% em exposições de 0,125 Gy, vindo a dobrar em exposições maiores que 0,4 Gy e para 1,0 Gy 17% dos animais nasceram malformados. [31]

Dados em humanos diferem dos dados em animais em diversos aspectos. Malformações em humanos geralmente ocorrem após doses de 0,5 Gy, mas os efeitos sobre o sistema nervoso central (em particular o pequeno tamanho de cabeça – *small head size* - SHS) dominam. Em muitos estudos sobre malformação morfológica induzida pela exposição à radiação, o indivíduo também apresenta retardo mental ou alguma anomalia no sistema nervoso central. [31]

Pessoas irradiadas *in utero* durante a bomba atômica de Hiroshima e Nagasaki também se tornaram uma grande fonte de informação do aumento significativo da frequência do SHS após a irradiação durante a primeira metade da gestação. A incidência de SHS foi maior em Hiroshima e a figura 7 mostra a distribuição dos casos observados pela idade gestacional e pelo kerma. Um significativo excesso de SHS ocorreu para valores do kerma entre 0,10 e 0,19 Gy. A incidência de SHS entre todos os sobreviventes da bomba atômica ficou em 28% para aqueles expostos entre quatro e 13 semanas pós-concepção, e 7% no restante da gestação. [31]

O risco da exposição à radiação é maior no período embrionário, menor no segundo trimestre e ainda menor no terceiro trimestre gestacional. O período fetal (de oito semanas ao final da gestação) é o período de redução da sensibilidade aos agentes ambientais. Entretanto, o sistema nervoso central continua a se desenvolver durante esta fase, mantendo a sensibilidade à radiação. [34]

Alguns estudos foram realizados, em sobreviventes das bombas atômicas, para se verificar a incidência de pequeno tamanho de cabeça, com ou sem retardo mental severo. Para irradiações ocorridas entre 0 e 7 e entre 8 e 15 semanas pós-concepção, a incidência do pequeno tamanho de cabeça foi bem ajustada a uma curva de dose-resposta linear ou linear quadrática, com um excesso de risco de 40% para doses acima de 0,5 Gy. O aumento é significativo para doses entre 0,1 e 0,5 Gy, mas não para doses entre 0,01 e 0,09 Gy. Entre essa última faixa, houve três casos de pequeno tamanho de cabeça, com um caso esperado entre 43 sujeitos expostos entre 0 e 7 semanas pós-concepção. Houve também, um

caso observado com 0,6 caso esperado entre 45 expostos, no período de 8 a 15 semanas gestacionais. [31]

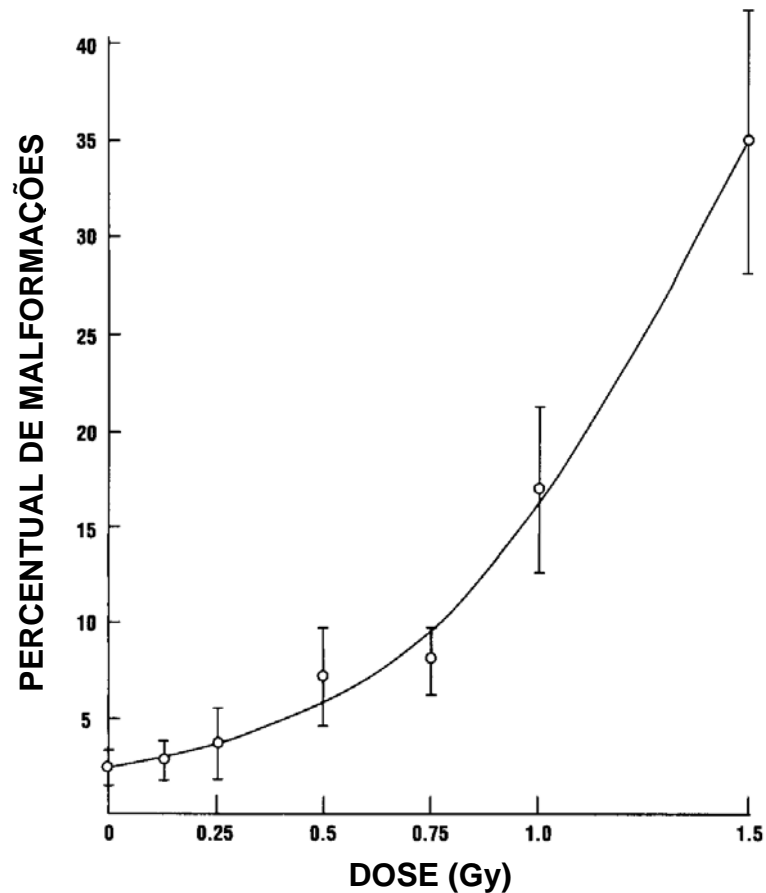


Figura 6 – Curva de dose-resposta para todas as malformações em camundongos após uma irradiação fetal nove dias após a concepção com raios X de 250 kV. O desvio padrão é de  $\pm 1$ . [31]

Neste estudo, verificou-se que para doses acima de 2 Gy (entregues na faixa de 8 a 15 semanas), o retardo mental severo ocorreu em 12 das 29 crianças que apresentaram pequeno tamanho de cabeça. Entretanto, o retardo não ocorreu em 17 crianças que foram irradiadas entre 0 e 7 semanas. Para doses menores que 1 Gy entregues aos fetos após 15 semanas gestacionais, não houve um aumento significativo do número de casos de SHS nem do retardo mental severo. [31]

Foi realizado um estudo com 1.613 crianças de Hiroshima e Nagasaki, com três grupos (divididos de acordo com a distância da mãe ao hipocentro): de 0 a 1.999 m, de 3.000 a 4.999 m e fora da cidade onde estavam as bombas atômicas. As idades gestacionais eram diversas. Verificou-se, por exemplo, que para os indivíduos que estavam a uma distância de 2.000 m do hipocentro, a circunferência peitoral era menor comparada com as dos sujeitos mais distantes, uma vez que a

dose reduz com o aumento da distância elevado ao quadrado. Logo, os efeitos fetais da radiação devem ser menos severos nas gestantes localizadas fora da cidade.

[35]

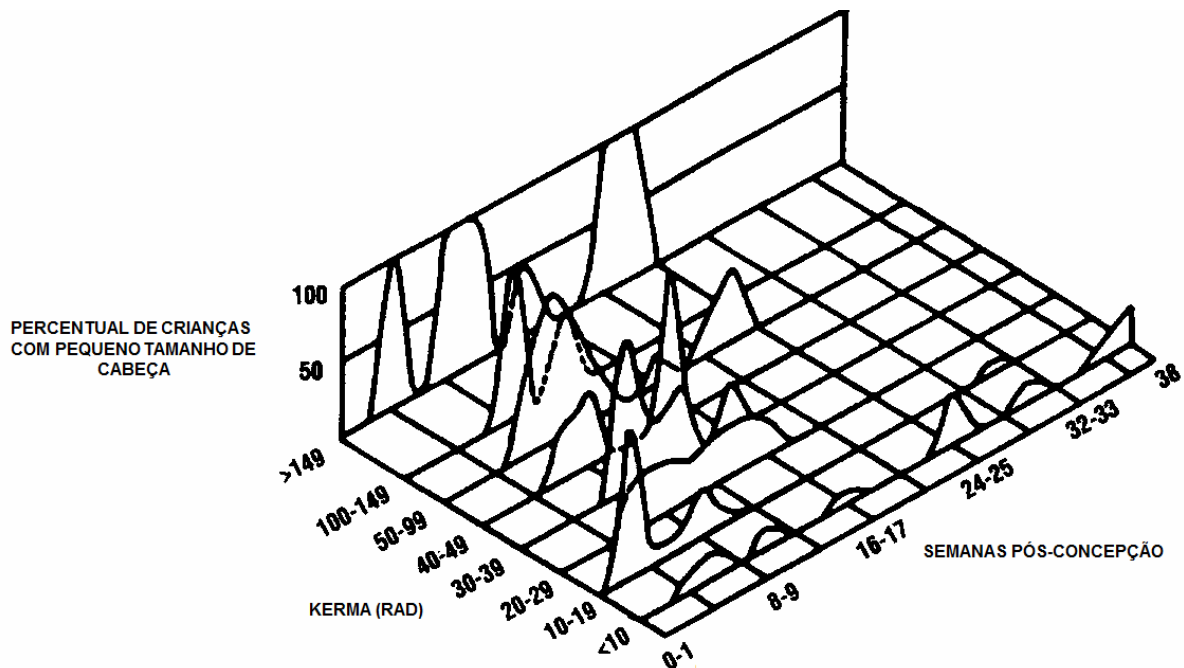


Figura 7 – Percentual de crianças com pequeno tamanho de cabeça irradiadas com vários níveis de dose (kerma) entre 2 e 11 semanas pós-concepção. [31]

### 3.3.2.3.3 Retardo mental severo

Sobreviventes japoneses das bombas atômicas em Hiroshima e Nagasaki foram as primeiras fontes de informações sobre o retardo mental severo (*severe mental retardation* – SMR) em pessoas expostas, à radiação ionizante, *in utero*. O risco, por gray, da exposição entre 8 e 15 semanas foi quatro vezes maior do que para a exposição no período de 16 a 25 semanas pós-concepção. O retardo mental severo não foi observado entre os sobreviventes, da bomba atômica japonesa, expostos antes do 56º dia gestacional, tendo sido observado apenas entre os dias 56 e 175. Entretanto, há estudos que mostram que o retardo mental severo foi identificado em 9 de 26 indivíduos irradiados pela utilização da radioterapia, no período gestacional de 4 a 8 semanas. [31]

A figura 8 mostra a incidência do SMR relacionada com a dose uterina, em sobreviventes das bombas atômicas, no período de 8 a 15 semanas e de 16 a 25 semanas gestacionais. Percebe-se um limiar de dose de 0,65 Gy no segundo

período estudado, para o surgimento do retardo. Para o período de 8 a 15 semanas, o risco para doses acima de 0,39 Gy é de 0,74 por gray, mas não há um correto valor para o limiar de dose. Isto ocorre, pois fatores ambientais (desnutrição e doenças geradas pelas conseqüências das bombas atômicas) podem ter afetado a incidência do retardo mental severo. [31]

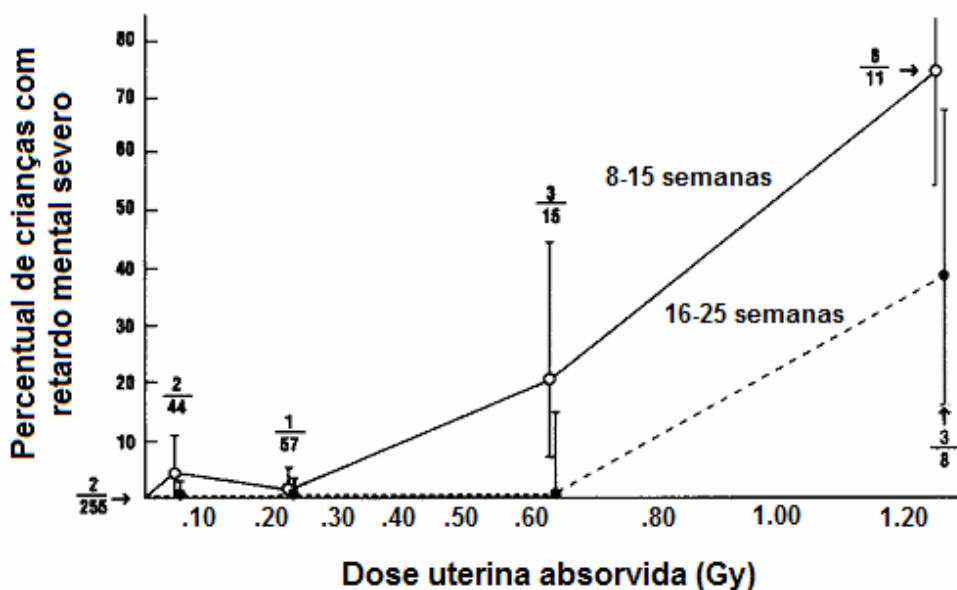


Figura 8 – Percentual de crianças com retardo mental severo irradiadas durante o período pré-natal, exceto casos de Síndrome de Down. [31]

Outro indicador do dano ao córtex cerebral é a performance de crianças irradiadas, durante a gestação, nos testes de inteligência. A figura 9 mostra um estudo realizado com crianças de 10 a 11 anos, expostas *in utero* pelas bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki. Uma queda substancial do QI nos indivíduos expostos durante o período de 8 a 15 ou de 16 a 25 semanas gestacionais confirma o risco de retardo mental para doses maiores que 0,5 Gy. No grupo de 8 a 15 semanas pós-concepção, houve um queda de 30 pontos no QI por gray; entretanto, a queda não é significativa para doses menores que 0,1 Gy. [31]

Outro estudo, analisando os efeitos da radiação ionizante (também devido às bombas atômicas) no feto, verificou o desempenho escolar dos alunos desde o primeiro ao quarto ano do ensino fundamental de 44 escolas de Hiroshima (esses dados foram coletados em agosto e setembro de 1956). O estudo contou com 1.090 crianças, sendo que 14 estavam diagnosticadas como tendo retardo mental severo. Verificou-se que, o desempenho médio dos alunos na escola declinou

significativamente nas crianças expostas no período de oito a 15 ou entre 15 e 25 semanas gestacionais. O dano cerebral nas crianças expostas no primeiro período é linear com a dose. Há uma grande diferença nas performances escolares (principalmente nas primeiras séries) entre os indivíduos expostos em diferentes fases gestacionais. Não houve qualquer evidência da relação entre a dose e o desempenho escolar nos indivíduos expostos antes das oito semanas ou depois das 25 semanas de gestação. [36]

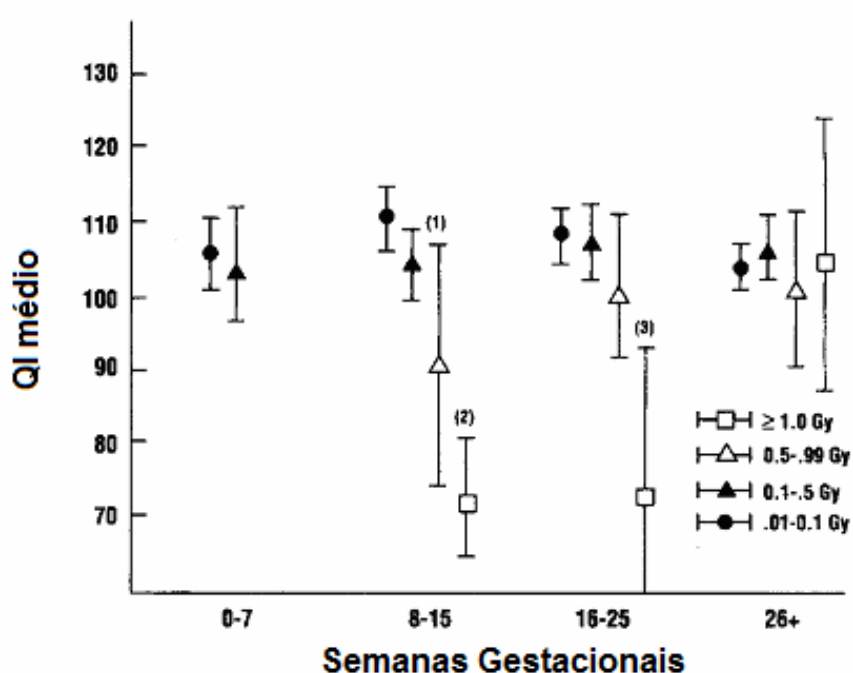


Figura 9 – Valores médios de QI relacionados com o período gestacional em que ocorreu a exposição à radiação. [31]

#### 3.3.2.3.4 Retardo no crescimento

O crescimento retardado (incluindo a redução de peso e de altura) tem sido observado em mamíferos, especialmente em humanos, irradiados durante a organogênese. Este efeito é atribuído à morte celular e ocorre com menor frequência (somente com doses acima de 0,5 Gy) caso a irradiação aconteça durante a fase fetal. [31]

### 3.3.2.3.5 Esterilidade

A esterilidade tem sido observada em pessoas que foram irradiadas durante a organogênese e a fase fetal da gestação. Devido a sua sensibilidade no estado imaturo, as células das gônadas femininas e masculinas podem ser reduzidas com a morte celular tanto na fase fetal inicial quanto na final. Esterilidade masculina e perda de fertilidade nas mulheres podem ser produzidas quando o feto é irradiado com doses bem menores ( $< 1$  Gy) que as requeridas para produzir o mesmo efeito em adultos. [31]

### 3.3.2.3.6 Indução ao câncer

Nenhum outro agente carcinogênico (com exceção do tabaco) tem sido estudado tão fortemente quanto à radiação ionizante, que pode causar uma indução da doença. [37] A radiação também pode induzir a doença durante a infância ou na fase adulta, se o feto receber certos níveis de dose (principalmente durante o primeiro trimestre). [31]

Estudos demonstram que muitos tipos de câncer podem ser induzidos pela radiação ionizante, embora ela seja um agente carcinogênico fraco – parte disso, por sua habilidade na morte celular. A título de ilustração, o risco nominal de um indivíduo em desenvolver câncer fatal durante a sua vida, após a irradiação homogênea de corpo inteiro de 1Sv, é de 10%/Gy. Entretanto, uma dose aguda em todo o corpo de 4 Sv matará cerca de metade da população irradiada, em um prazo de 60 dias. Além disso, um excesso no risco de câncer pode ocorrer se, por exemplo, um material radioativo estiver localizado em um tecido e irradiar uma alta dose, mas não tão elevada a ponto de matar as células. [37]

Há duas categorias de grupos que estudam o risco de pessoas em desenvolver a doença, após uma irradiação no período pré-natal. A primeira compara a frequência de mortes em crianças, devido ao câncer, que foram irradiadas *in utero* com crianças sem câncer. [31] Em um estudo, realizado pela Oxford, concluiu-se que crianças com câncer possuíam uma probabilidade maior de terem sido irradiadas durante o terceiro trimestre gestacional, com doses uterinas em torno de 0,01 Gy. [38] Outra pesquisa revelou que o risco relativo de mortalidade pelo câncer, antes dos 10 anos de idade, em crianças expostas na fase fetal era de

1,5, com um risco absoluto de 570 mortes: 10.000 pessoas por Gray de dose fetal e 50% das mortes causadas por leucemia. [39]

A segunda categoria de estudos compara a incidência (ou a mortalidade) de câncer nos sobreviventes, expostos *in utero* pelas bombas atômicas japonesas, com o esperado para a população japonesa em geral, considerando a mesma faixa etária e sexo. Uma investigação, feita com 1.250 crianças expostas na fase pré-natal (com doses de 0,84 Gy), não encontrou um excesso da incidência de câncer nos 10 primeiros anos de vida. [31] Entretanto, em outro estudo com 1.630 crianças, no período de 1950 a 1984, houve 18 casos de câncer. Dessas, duas foram obtiveram leucemia antes dos 15 anos, e o restante (com idades superiores) obteve cânceres mais frequentes em adultos. [40] O risco absoluto de câncer infantil, baseado nos dois estudos, foi de 55 casos; e até os 39 anos, houve um excesso de 223 casos da doença. O risco excessivo de câncer japonês após uma exposição *in utero* é de 6,57 casos, e é semelhante ao risco de mortalidade por câncer em sobreviventes das bombas atômicas, expostos durante a primeira década de vida. (6,2 mortes). [31]

Em nenhum dos estudos acima, os pacientes atingiram idades mais avançadas (período em que o câncer aparece com mais frequência, portanto é provável que o risco de câncer em crianças avaliadas pelos estudos seja maior que para adultos expostos). Ainda, pose-se afirmar que o risco de mortalidade em crianças expostas durante a fase fetal é semelhante ao de crianças expostas à radiação durante os primeiros 10 anos de vida. Ao se realizar uma extrapolação na idade, verifica-se um risco de 1.404 mortes (14% de mortalidade por Gray). [31]

### **3.3.2.3.7 Efeitos genéticos**

Efeitos genéticos envolvem mutação hereditária dos genes e danos cromossomais que causam problemas deletérios em futuras gerações. Devido ao fato da irradiação nas células germinativas masculinas ou em mulheres não grávidas introduzir um risco genético, a irradiação abdominal de uma mulher grávida envolve um risco adicional aos descendentes do feto. [31]

O risco genético, normalmente, é expressado pela dose gonadal que dobrará a incidência espontânea de aberrações genéticas nas populações mamíferas; isto é conhecido como dose dupla. Embora haja uma incerteza considerável, há um consentimento geral entre alguns institutos de pesquisa

(*National Academy of Sciences - NAS, UNSCEAR e International Commission on Radiological Protection - ICRP*) de que 1 Gy é um valor razoável para a dose dupla, para baixas taxas. A estimativa para o número de desordens genéticas induzidas pela radiação, em todas as gerações do indivíduo, após exposições (fracionadas ou em baixa-taxa) com doses de 1 Gy é de 100 incidências para cada 10.000 natos vivos (1% por Gray). [31]

### **3.3.2.4 Efeitos da radiação ao feto de acordo com a idade gestacional**

Durante o período de pré-implantação (até oito dias pós-concepção), a morte embrionária ou a prematuridade são os principais efeitos da exposição à radiação, sendo que a sensibilidade depende do estágio do ciclo celular. [31] O risco máximo ao embrião/feto de ratos, segundo um estudo, sugere uma chance de 1% a 2% de morte precoce após doses na ordem de 0,1 Gy. A maior parte dos estudos com animais irradiados durante este período não demonstra um aumento no risco de malformações. [41]

O principal risco durante o período embrionário é a malformação de alguns órgãos, incluindo neuropatologias (devido à irradiação durante o processo de diferenciação). Em homens, o maior risco é o desenvolvimento de SHS (pequeno tamanho de cabeça), entretanto sem retardo mental. Um estudo realizado em Hiroshima mostrou a incidência de 17% para o kerma estimado no ar de 0,1 a 0,2 Gy recebido por indivíduos no período de duas a 11 semanas gestacionais. Contudo, em Nagasaki não houve um aumento significativo de SHS para um kerma menor que 1,5 Gy. [31] Em um estudo, concluiu-se que o risco progressivamente aumenta com doses acima de um limiar de poucos cGy e é, em torno de, 40% para uma dose uterina de 0,5 Gy. Porém, verificou-se que não há um aumento significativo nos riscos para doses: abaixo de 0,1 Gy entregues nesse período e quaisquer doses entregues após a fase embrionária. [42] Outras investigações, com ratos, sugerem um limiar efetivo de dose para malformações, na faixa de 0,05 a 0,25 Gy, variando com a idade gestacional. Verifica-se, também, em mamíferos, um risco para um retardo no crescimento que varia com o limiar citado acima. [31]

Caso a irradiação *in utero* tenha ocorrido entre o 56º e o 105º dia de gestação, SHS e o retardo mental são os principais riscos observados em crianças. Durante a primeira fase deste período, o risco no desenvolvimento de SHS é similar



àquele durante a organogênese, vindo a diminuir após a 11<sup>a</sup> semana. Já o retardo mental (não muito evidente dentre os sobreviventes das bombas atômicas japonesas irradiados na primeira fase gestacional) atinge o máximo risco neste período, sendo o limiar de dose de 0,12 Gy. Exposições nesta fase, também, acarretam certo retardo no crescimento, entretanto é menos frequente que na organogênese. Caso a dose fetal seja maior ou igual a 1 Gy, há um risco de esterilidade e de um câncer subsequente. [31]

Exposições durante o 105<sup>o</sup> e o 175<sup>o</sup> dia não induzem, tão fortemente, as malformações. O retardo mental severo foi observado com um limiar de dose de 0,65 Gy, entre as pessoas irradiadas *in utero* durante as bombas atômicas. Irradiações durante esta fase, com doses superiores a 0,5 Gy, podem causar SHS e redução no peso e na altura. [32] Contudo, há um risco contínuo de desenvolvimento do câncer. Doses fetais entregues nesta fase gestacional possuem riscos menores de esterilidade e neuropatologias, ao se comparar com irradiações em fases anteriores. [43]

Na fase fetal final, os riscos, aparentemente, de malformações e retardo mental são ínfimos, entretanto o risco de retardo mental apresenta-se após dose de 0,5 Gy. O principal efeito causado pela exposição à radiação nesta fase é o desenvolvimento de câncer durante a vida. Uma pesquisa sobre câncer infantil, proveniente de Oxford, relaciona, fortemente, a doença com radiação X diagnóstica, durante o terceiro trimestre de gravidez. Neste estudo, também, verifica-se uma probabilidade de 14% por gray para uma dose aguda única. [44]

A tabela 3 mostra os efeitos da dose fetal, de acordo com cada idade gestacional em que ocorre cada exposição.

Tabela 3 – Risco associado com a irradiação durante o desenvolvimento fetal. [31]

	Pré-implantação	Organogênese	Fase Fetal Inicial	Fase Fetal Intermediária	Fase Fetal Final
Dias Pós-Concepção	0 a 8	9 a 50	51 a 105	106 a 175	> 175
Semanas Pós-Concepção	1	2 a 7	8 a 15	16 a 25	> 25
Efeitos					
Letalidade	+++	+	+	-	-
Malformações	-	+++	+	+	-
Retardo no Crescimento	-	+++	++	+	+
Retardo Mental	-	-	+++	+	-
Esterilidade	-	+	++	+	+
Catarata	-	+	+	+	+

Efeitos	Pré-implantação	Organogênese	Fase Fetal Inicial	Fase Fetal Intermediária	Fase Fetal Final
Neuropatologia	-	+++	+	+	+
Câncer	-	+	+	+	+

- efeito não demonstrado

+ efeito demonstrado

++ efeito facilmente demonstrado

+++ efeito demonstrado com frequência

### 3.4 Dosimetria

#### 3.4.1 Grandezas dosimétricas

##### 3.4.1.1 Exposição (X)

A exposição (X) é definida como sendo o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , sendo  $dQ$  o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar  $dm$  são completamente freados no mesmo. [45] A expressão que demonstra essa relação é dada por:

$$X = dQ / dm \quad (1).[45]$$

A unidade do Sistema Internacional para exposição é coulomb por quilograma (C/kg), e a unidade antiga era o roentgen (R). A relação entre as duas unidades é:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg. [46]}$$

A grandeza exposição foi a primeira grandeza definida, para fins de radioproteção, como sendo a capacidade da radiação X e gama em produzir ionizações no ar. [46]

##### 3.4.1.2 Dose absorvida (D)

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, pois é válida para quase todos os tipos de radiações ionizantes (X,  $\gamma$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ), e deve ser definida para qualquer tipo de material absorvedor. [46]

A dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria num determinado elemento de volume conhecido.

É representada pela razão entre a energia média  $dE$  depositada pela radiação ionizante e a massa  $dm$  do volume que foi irradiado:

$$D = dE / dm \quad (2).[45]$$

A unidade especial atual de dose absorvida é o gray (Gy), sendo definida por 1J / kg. [45] A dose absorvida (D) em um meio de interesse pode ser relacionada com a exposição (X) por meio da relação:

$$D = X \cdot f_{\lambda} \quad (3)$$

sendo  $f_{\lambda}$  o fator de conversão da exposição em dose absorvida, cujo valor depende da energia da radiação e do tipo de material que está sendo irradiado. [47]

### 3.4.1.3 Kerma (K)

A grandeza kerma é definida como sendo o quociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  representa a soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas por partículas não carregadas (fótons) num material de massa  $dm$ . A relação é dada por:

$$K = dE_{tr} / dm \quad (4).[45]$$

A unidade de kerma é a mesma utilizada para a dose absorvida, ou seja, o J/kg. O kerma no ar pode ser relacionado com a grandeza exposição (X) por meio de:

$$K_{ar} = X \frac{\left(\frac{W_{ar}}{e}\right)}{(1-g)} \quad (5)$$

onde:  $W_{ar}$  é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, e é a carga eletrônica e  $g$  é a fração de energia do elétron perdida como radiação de frenamento ("*Bremsstrahlung*"). [46]

Se a produção de "*Bremsstrahlung*" for desprezível, e havendo equilíbrio eletrônico, o kerma será igual à dose absorvida no ar. [46]

### 3.4.1.4 Equilíbrio eletrônico

Os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar, e as cargas do mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume,

produzindo cargas que não serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. [46]

Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição. [48]

O equilíbrio eletrônico ocorre em um meio de densidade e composição atômica homogêneas, onde não haja campos elétricos ou magnéticos não homogêneos e onde haja um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante. [49]

Desta forma, "as capas de equilíbrio eletrônico" das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico desejada. [45]

#### **3.4.1.5 Teoria cavitária**

Para medir a dose absorvida num meio é necessário introduzir um instrumento sensível à radiação nesse meio. Em geral, esse instrumento (detector de radiação) difere em número atômico e densidade do meio onde é inserido, representando uma descontinuidade, ou seja, constitui uma cavidade nesse meio. O tamanho da cavidade, quando comparado com o alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada. [45]

O propósito da teoria da cavidade é relacionar a dose absorvida numa cavidade ou num detector de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida num meio de número atômico ou composição diferentes. Existem vários modelos de teoria cavitária; dentre eles o que mais se destaca é a teoria de Bragg-Gray, por ter sido o primeiro modelo e o mais simples, apesar de muitas considerações terem sido feitas posteriormente para se chegar a uma teoria mais elaborada. [45]

Em 1929, Gray foi o primeiro a enunciar o princípio cavitário. O desenvolvimento dado por Gray foi baseado na ionização do ar provocada pela radiação gama. Considerando o meio uniformemente irradiado e existindo o equilíbrio eletrônico, a energia depositada por elétrons secundários num elemento

de volume é igual à energia perdida por fótons por meio de suas interações no elemento de volume, supondo desprezíveis as radiações de freamento. [45]

Desta forma, o princípio de equivalência, enunciado por Gray, diz que "a energia perdida pelos elétrons na cavidade, por unidade de volume é  $1/p$  vezes a energia perdida pela radiação gama, por unidade de volume do sólido", sendo  $1/p$  a razão entre os poderes de freamento dos elétrons na cavidade e no meio. [45]

Assim sendo, a relação de Bragg-Gray pode ser dada pela relação:

$$D_{meio} = D_{cavidade} \cdot mS_{meio,cavidade} \quad (6)$$

onde  $D_{meio}$  e  $D_{cavidade}$  representam a dose absorvida no meio e na cavidade, respectivamente, e  $mS_{meio,cavidade}$  é a razão entre os poderes de freamento médio de massa do meio e da cavidade. [48]

A relação de Bragg-Gray é um modelo de perda contínua de radiação, pois não leva em conta a produção dos raios delta que depositam energia fora do volume de interesse, mas considera que toda energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons. [45]

### 3.4.2 Câmara de ionização

A câmara de ionização é um dos detectores mais utilizados, o mais prático tipo de dosímetro para medidas precisas da dose absorvida no meio pelo feixe de radiação usado em radioterapia e sua operação está baseada em coletar todas as cargas criadas por ionização direta, por meio da aplicação de um campo elétrico. Ao se determinar a dose absorvida, se está calibrando o feixe de radiação. [45],[50]

As câmaras são recomendadas para dosimetria absoluta (quando o dosímetro produz o sinal para a dose em seu volume sensível, que pode ser determinada sem a calibração exigida em um campo de calibração conhecido). Também, podem ser usadas na dosimetria relativa (quando o dosímetro exige calibração). Feixes de fótons e elétrons para o uso clínico são comumente calibrados com câmaras de ionização empregadas como dosímetros absolutos e possuem seus coeficientes de calibração determinados no ar ou na água. [50]

Elas podem ter várias formas e tamanhos dependendo da finalidade, mas, em geral, consistem de uma cavidade, com um eletrodo central coletor (comumente

a um potencial próximo ao terra [51]), envolvida por uma parede externa condutora. O eletrodo e a parede são separados por um material isolante de alta qualidade que age de forma a reduzir a fuga de corrente (um eletrodo de guarda é projetado para essa finalidade) quando uma tensão de polarização é aplicada à câmara. O eletrodo de guarda intercepta a corrente de fuga e permite que essa seja aterrada, evitando, dessa forma, o eletrodo coletor. [50] Também possui a finalidade de prevenir irregularidades do campo elétrico próximo às bordas do eletrodo coletor. [51] O esquema de uma câmara de ionização está representado na figura 10.

A forma geométrica da cavidade não é definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, mas devem ser levados em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos (para o caso da recombinação dos íons), e a espessura da parede a fim de se obter a condição de equilíbrio eletrônico. [45]

O volume sensível da câmara é preenchido com ar e as medidas de dose e de taxa de dose são feitas por meio da carga de ionização,  $Q$ , ou da corrente de ionização,  $I$ , produzidas pela radiação na massa de ar da câmara,  $m_{ar}$ . A carga e a massa estão relacionadas à dose absorvida no ar pela equação:

$$D_{ar} = \frac{Q}{m_{ar}} \left( \frac{W_{ar}}{e} \right) \quad (7)$$

Em que  $(W_{ar} / e)$  é a energia média necessária para produzir um par elétron-íon no ar por unidade de carga. [50]

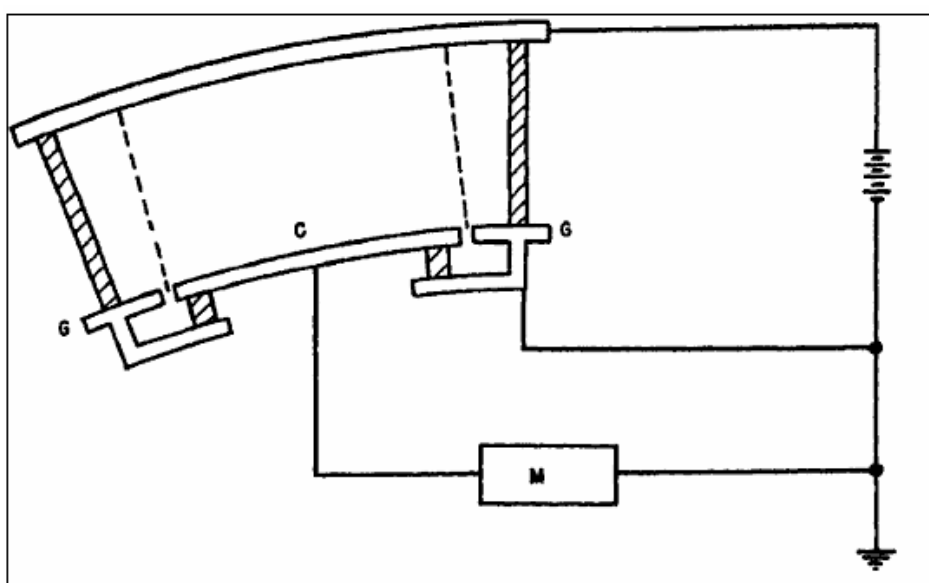


Figura 10 – Esquema de uma câmara de ionização. C é o eletrodo coletor; G é o eletrodo guarda e M é o instrumento de medição (ao qual o coletor está ligado). [51]

As câmaras de ionização normalmente não são seladas, ou seja, o ar no seu interior é o mesmo do ambiente, por isso é necessário fazer a correção das leituras para as condições ambientais. A umidade também pode afetar as leituras obtidas com esses instrumentos, produzindo uma corrente denominada "corrente de fuga", o que torna necessário o controle da umidade no ambiente do laboratório por meio de desumidificadores de ar e aparelhos de ar condicionado. Além disso, costuma-se manter as câmaras, quando não estão sendo utilizadas, em desumidificadores contendo sílica. A correção da leitura de uma câmara de ionização para as variações de temperatura e pressão deve ser feita utilizando-se o fator de correção determinado pela seguinte expressão:

$$F_{T,P} = \frac{(273,15+T)}{(273,15+T_0)} \cdot \frac{p_0}{p} \quad (8)$$

onde  $F_{T,P}$  é o fator de correção de temperatura e pressão,  $T$  e  $p$  são a temperatura e pressão ambientes, e  $T_0$  e  $p_0$  são a temperatura e pressão padrões. Em geral, os valores de  $T_0$  e  $p_0$  são tomados como referências e iguais a 20°C e 101,3 kPa respectivamente. [45]

O efeito da umidade sobre a resposta de uma câmara de ionização pode ser importante; a resposta é praticamente constante para a faixa de umidade relativa de 20 a 80%, em que a resposta da câmara é aproximadamente 0,3% maior que no ar seco. [45]

O evento inicial de interação da radiação ionizante com a câmara é caracterizado pela liberação de elétrons de alta energia na parede da câmara através do efeito fotoelétrico, espalhamento Compton ou produção de pares. Alguns desses elétrons entram no volume sensível da câmara e ionizam as moléculas de ar, produzindo íons positivos e elétrons de baixa energia no gás sensível da câmara (no caso, o ar). Esses elétrons de baixa energia se ligam às moléculas de oxigênio eletronegativas no ar, formando os íons negativos. Assim, a câmara de ionização coleta pares de íons positivos e negativos. [45]

### 3.4.2.1 Câmara de ionização cilíndrica

O seu funcionamento baseia-se não apenas no princípio de equilíbrio eletrônico, mas também na teoria cavitária de Bragg-Gray. A combinação destes

dois princípios torna possível a determinação da exposição no intervalo entre 40 keV e 3 MeV, usando-se apenas um instrumento de medida. [45]

Este tipo de câmara não mede diretamente a exposição e, por isso, precisa ser calibrada em relação a um dosímetro do tipo padrão primário, sendo, neste caso, denominada de padrão secundário. [45]

A câmara de ionização cilíndrica consiste de um instrumento de pequenas dimensões, com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. Neste volume está inserido, no centro, um eletrodo para coleta dos íons formados no ar. A fim de não causar perturbação no campo de radiação, tanto o material da parede da câmara quanto o do eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa que a parede se comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede, e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede possui uma espessura sempre maior que o alcance dos elétrons secundários gerados fora da câmara. Isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico. [45]

A transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo do ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara. Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300 keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de  $^{60}\text{Co}$  (1,25 MeV), a espessura da parede é aumentada por meio de uma capa de equilíbrio eletrônico ("build-up cap"), geralmente feita de polimetil metacrilato (PMMA), com cerca de 4,0 mm de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma. [45]

#### **3.4.2.1.1 Câmara tipo "Farmer"**

A Câmara Farmer é uma câmara de ionização cilíndrica capaz de medir a exposição causada por energias de radiação da ordem de MeV. Foi desenvolvida em 1955 por Farmer, com o objetivo de prover um estável e confiável padrão para



raios X e gama de todas as energias de radiação terapêutica. Essa câmara é conectada a um eletrômetro (instrumento para medir a carga de ionização) específico, conhecido como “Baldwin-Farmer”. [52]

O “design” da câmara “Farmer” foi modificado por Air e Farmer, e está mostrada na figura 11. A parede é feita de grafite puro e o eletrodo central de alumínio puro. O isolante consiste de politrifluoretileno. O volume coletor da câmara é nominalmente  $0,6 \text{ cm}^3$ . [52]

As câmaras Farmer são comercialmente utilizadas. A câmara usada atualmente é similar à desenvolvida por Farmer, variando apenas na composição da parede do material ou do eletrodo central. [52]

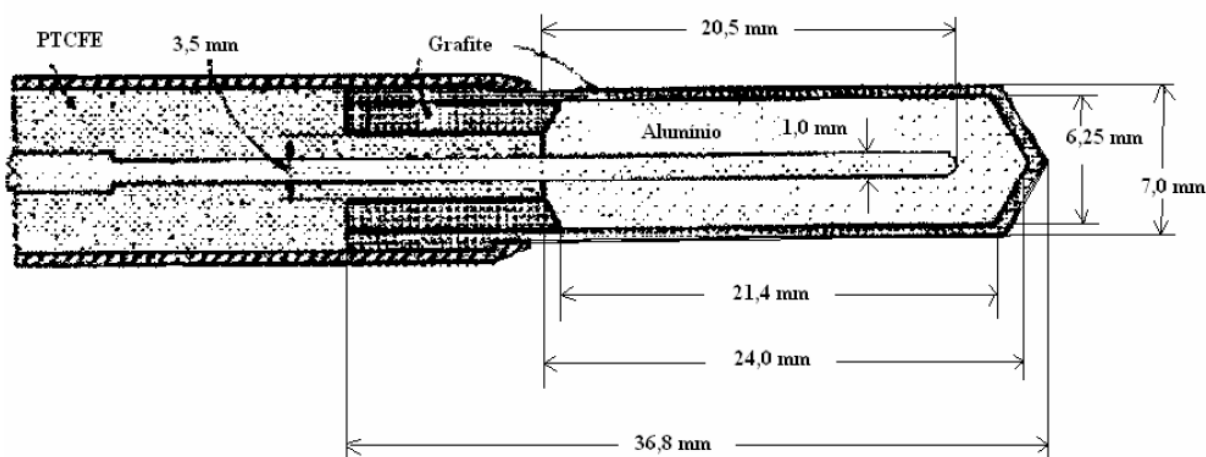


Figura 11 - Câmara de grafite/alumínio Farmer [52]

### 3.4.3 Objetivos da dosimetria na medicina

Na radioterapia, o objetivo da dosimetria é certificar-se que a dose recebida pelo volume alvo seja o prescrito, sendo mínima nos tecidos normais adjacentes. A dosimetria é uma ferramenta importante para o controle de qualidade, que varia de uma verificação do funcionamento do equipamento a uma investigação de novos procedimentos. [53]

A radiação ionizante é utilizada para fins diagnósticos e terapêuticos na medicina. Isto abrange uma ampla faixa de diferentes doses de radiação e a maior parte das aplicações faz uso de fótons de raios X (para o radiodiagnóstico e radioterapia) ou de raios gama (na medicina nuclear e radioterapia). Além desses

fótons, têm-se os raios beta ou elétrons que são produzidos por aceleradores lineares ou betatrons. [53]

Os dois objetivos principais na dosimetria clínica são a proteção radiológica e a garantia de qualidade. Embora não haja limites de valores que possam ser usados para restringir a dose aos pacientes, considerações sobre segurança na radiação ainda levam em consideração a otimização de procedimentos. É essencial avaliar as doses de radiação aos pacientes para estimar o risco associado à exposição. Isto é particularmente importante para os procedimentos de triagem, como a mamografia, na qual a maior parte dos pacientes é saudável e está exposta à radiação, a fim de detectar alguma doença. [53]

### 3.5 *Phantom* dosimétrico

Como o objetivo da calibração de um acelerador linear em radioterapia é permitir a correta entrega da dose prescrita aos vários tecidos do corpo, pode ser argumentado que a dose transferida será acompanhada com o mínimo nível de incerteza. Isto ocorre se o *phantom* dosimétrico possuir uma composição atômica e uma densidade mássica similares às dos tecidos que estão sendo tratados. Em todos os protocolos de dosimetria, a água é o material recomendado para *phantoms*, bem como o material ao qual se refere a dose de calibração. O protocolo apresentado pelo “*A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*” recomenda que o polietileno e o acrílico, além da água, possam ser usados em *phantoms* dosimétricos, mas em concordância com outros protocolos, a dose de calibração deve se referir à água. [54]

A condição para que o material do *phantom* e a água sejam considerados equivalentes é que três grandezas físicas, do material, sejam idênticas às da água: *stopping power* linear de colisão ( $S_{col}$ ), *stopping power* linear radiativo ( $S_{rad}$ ) e poder de espalhamento linear ( $T$ ). [55] Estas quantidades influenciam a energia e as distribuições angulares dos elétrons dentro do *phantom* e, conseqüentemente, a distribuição de dose na profundidade. Essas distribuições (energia, angular e dose) devem ser teoricamente idênticas, a qualquer profundidade em um *phantom* de material equivalente-água, àquelas obtidas em um *phantom* de água (na mesma profundidade). Para dosimetria, a distribuição de dose é a mais importante. [56]

Há materiais plásticos que são considerados equivalentes-água e são utilizados como substituto da água para dosimetria na radioterapia. Neste caso é necessário relacionar profundidades medidas em um *phantom* que não é de água com as medidas em um *phantom* equivalente-água. [56] De acordo com as recomendações da IAEA para o poliestireno, PMMA e água sólida WT1, discrepâncias entre as curvas de dose na profundidade na água e nos materiais acima são desprezíveis. [57] Este resultado poderia significar que as distribuições angulares e de energia em uma dada profundidade deve ser a mesma àquelas nos *phantoms* de plásticos. [54]

No caso de se empregar feixes de elétrons, há a necessidade de se modificar as distâncias fonte-superfície (SSD) habitualmente empregadas na dosimetria de raios X, e transferir a dose no *phantom* plástico para a água. A modificação do SSD é feita (enquanto que a distância fonte-detector permanece a mesma) para se obter a mesma atenuação do feixe em plásticos que em *phantoms* de água. Devido à concentração eletrônica no poliestireno ser muito próxima à da água, as mesmas SSDs podem ser usadas nesses *phantoms* com erro desprezível. Entretanto, como a concentração eletrônica do acrílico é maior que a da água, modificações pequenas nas SSDs devem ser realizadas quando *phantoms* acrílicos são usados na dosimetria dos raios X. A transferência da dose de um *phantom* plástico para um *phantom* de água é acompanhada pela aplicação da razão entre o coeficiente mássico de absorção de energia da água e do plástico. Como esse parâmetro é precisamente estabelecido e muda muito pouco com a energia do feixe, a transferência de dose pode ser feita com baixa incerteza. A transferência de dose do plástico para a água é acompanhada pela aplicação da razão entre o *stopping power* mássico de colisão da água e do plástico, e por um fator de correção devido às diferenças na fluência eletrônica no  $d_{\text{máx}}$  no plástico em comparação com a água. As razões entre o *stopping power* da água e do poliestireno ou entre o da água e o acrílico são independentes da energia eletrônica, de forma que a transferência de dose introduz pouca incerteza na calibração da dose. Correções devido a diferenças na fluência eletrônica no  $d_{\text{máx}}$  na água e no plástico são de 1%. [54]

Estudos mostram que *phantoms* dosimétricos compostos de plástico introduzem um erro desprezível quando eles são submetidos a altas energias. Pequenas variações na densidade mássica do acrílico e do poliestireno são perceptíveis. Com isso, torna-se importante que esse parâmetro seja

experimentalmente determinado. [58] Algumas propriedades físicas da água, do poliestireno e do acrílico são listadas na tabela 4, comparados com a formulação do ICRU para o músculo. [59]

Tabela 4 – Propriedades da água, do poliestireno, do acrílico e do músculo. [59]

	Água	Acrílico	Poliestireno	Músculo
Composição	H <sub>2</sub> O	C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>	C <sub>8</sub> H <sub>8</sub>	
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	1,00	1,17	1,04	1,00
Número Atômico Médio (Z <sub>m</sub> )	7,22	6,24	5,62	7,10
Z <sub>m</sub> Relativo à Água	1,00	0,86	0,78	0,98
Densidade Eletrônica (e <sup>-</sup> /g)	3,346 x 10 <sup>23</sup>	3,253 x 10 <sup>23</sup>	3,243 x 10 <sup>23</sup>	3,320 x 10 <sup>23</sup>
Concentração Eletrônica (e <sup>-</sup> /cm <sup>3</sup> )	3,346 x 10 <sup>23</sup>	3,806 x 10 <sup>23</sup>	3,373 x 10 <sup>23</sup>	3,320 x 10 <sup>23</sup>
Concentração Eletrônica Relativo à Água	1,00	1,137	1,008	0,992

As dimensões de um *phantom* dosimétrico devem fornecer uma margem de 5 cm em todos os quatro lados do maior tamanho de campo a ser empregado, e uma profundidade suficiente para fornecer máximo retroespalhamento no ponto em que a determinação da dose é realizada. Segundo o “*A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*”, para raios X e elétrons, uma distância de 10 cm do *phantom* em relação ao dosímetro é adequada. [54]

Para raios X, a profundidade de calibração depende do diâmetro interno da câmara de ionização e da energia do feixe, como mostra a tabela 5. Quando a profundidade de dose máxima (d<sub>máx</sub>) varia com o tamanho de campo, é recomendado que a profundidade de calibração esteja na porção exponencial decrescente da curva de dose profunda. Calibrações não devem ser feitas a profundidades em que o gradiente da curva de dose profunda esteja mudando de zero (no d<sub>máx</sub>) ao máximo valor, uma vez que as correções no gradiente não foram estudadas nesta região. [60]

Tabela 5 – Razões entre os coeficientes mássicos de absorção de energia. [60]

Potencial Nominal de Aceleração (MV)	$\frac{\mu_{en}}{\rho}^{med}$			
	Água	Poliestireno	Acrílico	Nylon
2	1,111	1,072	1,078	1,090
Co <sup>60</sup>	1,111	1,072	1,078	1,092
8	1,109	1,068	1,075	1,090
10	1,108	1,066	1,072	1,087
15	1,105	1,053	1,063	1,075

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Objeto simulador

O trabalho constituiu-se em irradiar a mama esquerda do *phantom*, simulando um tratamento radioterápico, e obter as medidas de dose na região abdominal (com a presença de um filtro físico e dinâmico; blindado e não). O *phantom* representa um manequim comercial (de polietileno), preenchido com água, com uma peça acrílica, fixada sobre o abdômen do manequim. Esta peça possui as seguintes dimensões: 23 cm de comprimento; 8 cm de largura; 7 cm de altura (medido na extremidade cranial); 10,5 cm de altura (medido na extremidade caudal) e 2,2 cm de altura (medido na parte central). A figura 12 representa o manequim com a peça e a figura 13 apresenta as dimensões da mesma. O objetivo de se ter essa peça é para que a câmara, posicionada no interior do manequim, permaneça paralela entre si, durante as irradiações, não seguindo a curvatura da barriga do *phantom*.

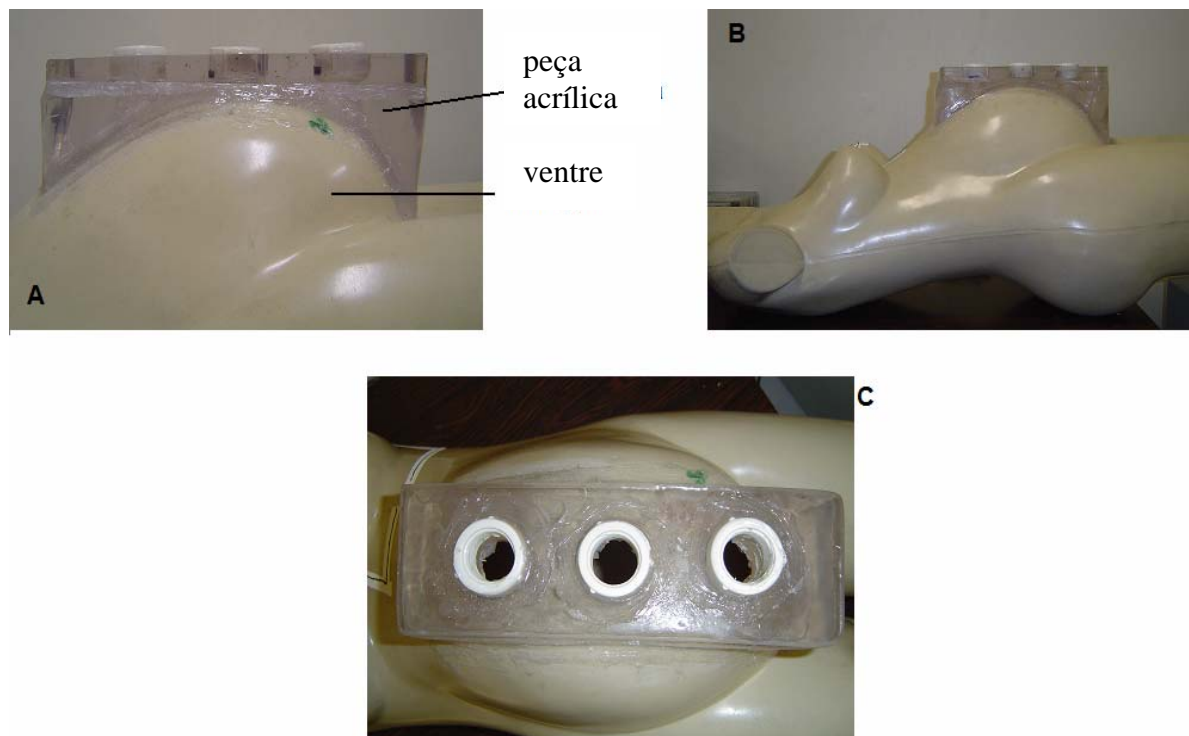


Figura 12 – A) peça acrílica fixada sobre a região abdominal do manequim; B) manequim com a peça acrílica; C) furos na peça (vista superior).

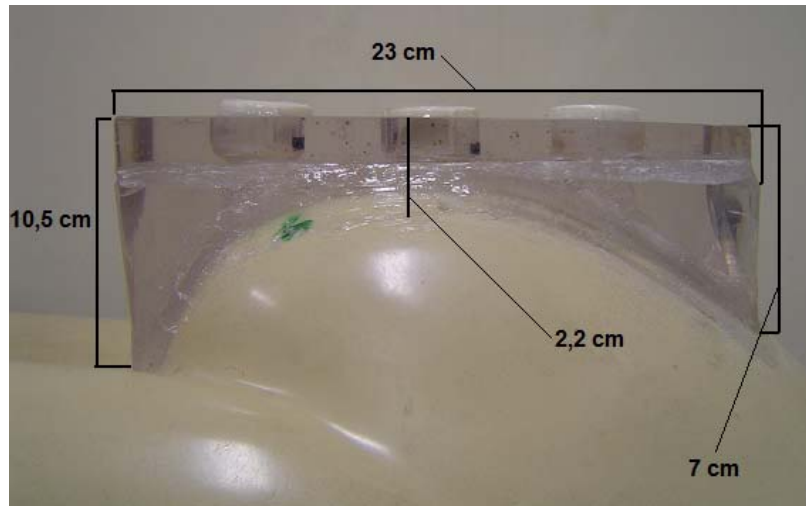


Figura 13 – Dimensões da peça acrílica.

Há três orifícios no acrílico, dentro dos quais foram alocadas hastes de *nylon*. Dentro de cada uma dessas hastes há uma perfuração, para que no seu interior fosse posicionada a câmara de ionização (ver figura 14). As dimensões externas das hastes são: 24,0 cm de comprimento (até a rosca); 2,0 cm de comprimento da rosca; 1,2 cm de comprimento da “cabeça” da haste; 4,4 cm de diâmetro da “cabeça” da haste e 1,9 cm de diâmetro da haste. As dimensões internas das hastes são: 23 cm de comprimento e 1,6 cm de diâmetro.

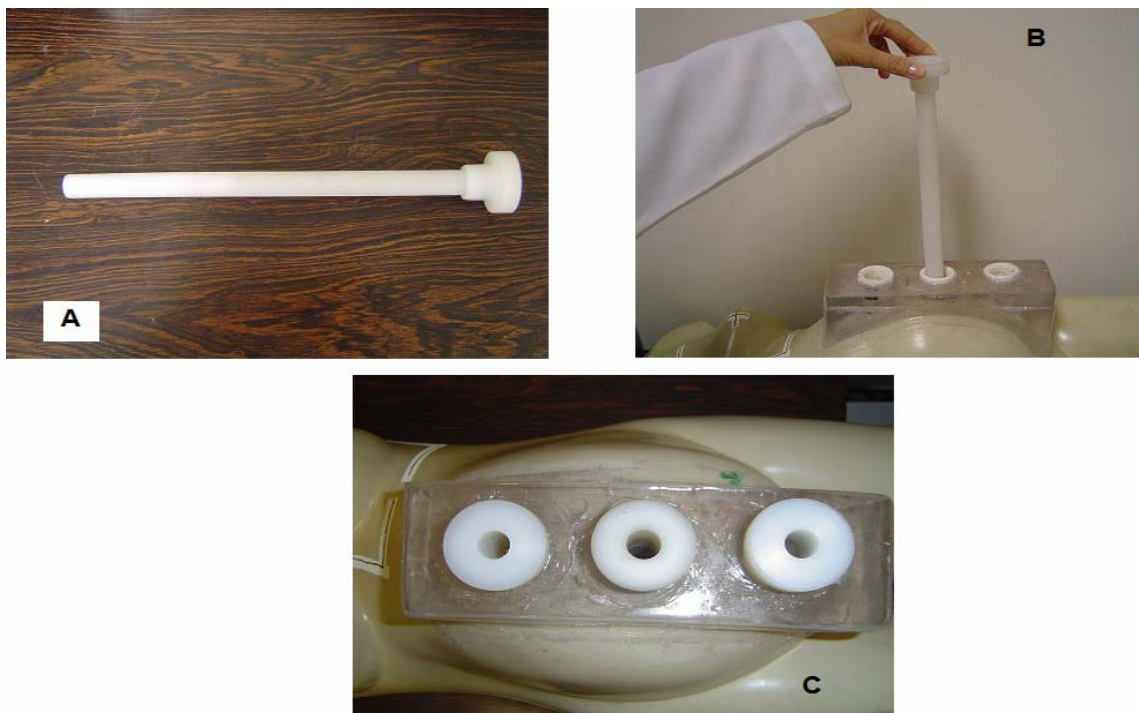


Figura 14 - A) haste, de nylon; B) haste sendo colocada em um dos furos da peça; C) todas as hastes (perfuradas internamente) colocadas nos furos da peça

Segundo a anatomia do manequim, o orifício mais próximo da mama foi chamado de orifício superior, o seguinte de orifício medial e o mais distante de orifício inferior. Por meio dos orifícios se pôde preencher o manequim com água (aproximadamente 54 litros) e esvaziá-lo.

## 4.2 Proteção plumbífera

Em um estudo realizado em 2008, o mesmo objeto simulador do utilizado neste trabalho foi irradiado na mama esquerda sem a proteção de chumbo e verificou-se que a blindagem se faz sim necessária (as doses verificadas estavam entre 5,3 e 37 cGy – suficientes para se tornarem prejudiciais ao feto [10], [31]). Entretanto, para que as medidas pudessem ser realizadas com a utilização de uma proteção, foram empregados placas e blocos de chumbo, sendo as primeiras construídas e os últimos emprestados de uma empresa de Medicina Nuclear, que os utiliza para a blindagem de radiofármacos. As placas foram posicionadas sobre e sob o ventre do *phantom*, sendo as superiores apoiadas sobre uma placa de policarbonato para fornecer sustentação.

O objeto simulador foi irradiado por dois campos: um interno (próximo ao osso esterno) e outro externo (próximo à axila). Logo, as placas deveriam abranger a área superior e inferior da região abdominal do manequim.

As dimensões das placas deveriam respeitar duas questões: a região a ser blindada e o peso, para que não se tornasse inviável a um técnico da área o seu posicionamento sobre o ventre do *phantom*. A área compreendida pelas placas é de 30 cm de comprimento e 52 cm de largura. Para se avaliar a massa que as placas deveriam obter, fez-se a seguinte análise: o chumbo possui uma densidade de 11,34 g/cm<sup>3</sup>, o que faz com que um cubo de chumbo, de 10 cm de lado, possua 11,34 kg. Estendendo essa análise para um cubo que tenha uma massa de 15 kg, verifica-se que o seu volume deva ser de 1.322,75 cm<sup>3</sup>.

Se construíssemos uma única placa com 30 x 52 cm<sup>2</sup>, sua espessura seria em torno de 0,8 cm, para que obtivéssemos uma massa em torno de 15 kg. Entretanto, um material plumbífero, com grandes dimensões e baixa espessura, pode facilmente dobrar e deformar-se, além de não ser um eficiente atenuador. Logo, era necessário que a placa tivesse uma espessura de, no mínimo, 1 cm, aumentando-se sua eficiência na proteção e evitando-se que haja deformações.

Assim, pensou-se em construir quatro placas (cada uma com massa menor que 15 kg), sendo duas placas posicionadas na parte anterior e as outras na parte posterior do manequim. Chegaram-se, então, às dimensões de 30 cm de comprimento, 26 cm de largura e 1,5 cm de espessura, obtendo-se uma massa de 13,27 kg por placa. Uma das placas está mostrada na figura 15.

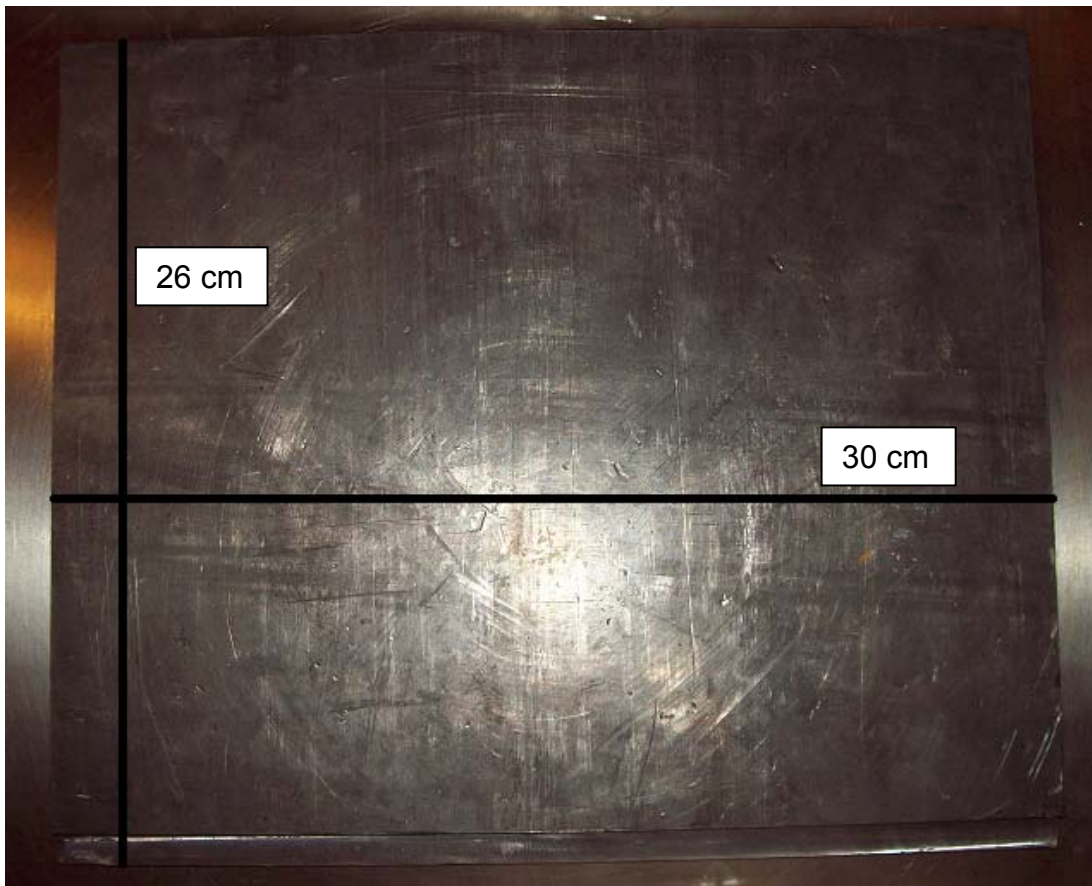


Figura 15 – Placa de chumbo construída com as dimensões de comprimento e largura.

Os blocos (cada um obtendo 13,8 cm de comprimento; 10,7 cm de largura e 4,0 cm de espessura), empregados na proteção lateral, foram emprestados por uma empresa de Medicina Nuclear, para que pudéssemos realizar as irradiações. Essa proteção deveria abranger 30 cm de comprimento e 41,4 cm de altura e foi realizada através da utilização de 18 blocos dispostos da maneira como mostra a figura 16. Esta figura também mostra um único bloco com as suas dimensões.



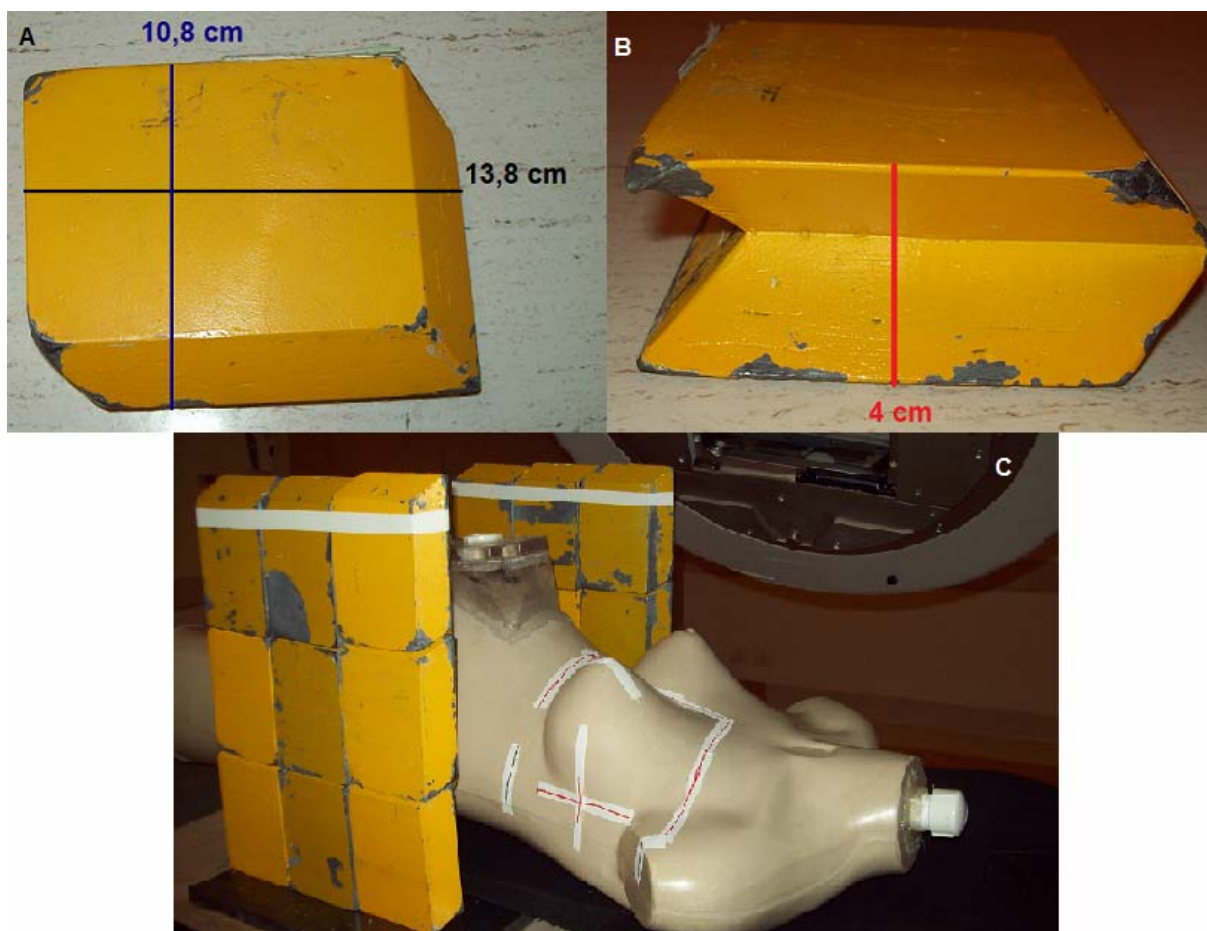


Figura 16 – A) Dimensões do comprimento e da largura do bloco; B) Dimensão da espessura do bloco; C) Disposição dos 18 blocos (9 em cada lado do manequim) para realizar a proteção lateral do sistema.

### 4.3 Montagem experimental: linearidade do feixe de radiação

Para a detecção de dose na região fetal, foi utilizada uma câmara de ionização cilíndrica, que coletou cargas na ordem de pC. Devido à grandeza dos valores, era necessário saber se as respostas da câmara e as unidades monitoras (UMs) aplicadas são lineares. Para isso, realizou-se um teste de linearidade. Nele, colocou-se o dosímetro a 10 cm de profundidade dentro d'água (estando a sua superfície a 100 cm de distância do cabeçote do aparelho) irradiando-o com diferentes UMs. Colocou-se a câmara a essa profundidade, devido ao fato de, nessa região, ocorrer um razoável equilíbrio eletrônico.

Realizou-se esse teste da seguinte maneira: a câmara (uma câmara Farmer à prova d'água – “Exradin A12”) foi posicionada dentro de um *phantom* cúbico de acrílico – dimensões de  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  – preenchido com água. Foi aberto um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , por um acelerador linear de 6 MV, diretamente sobre o

dosímetro, estando o seu volume sensível na metade do campo. A câmara foi conectada a um eletrômetro (“Dose 1” – produzido pela “Scaditronix”), para que o mesmo pudesse fornecer as leituras das cargas coletadas pela câmara, e aplicarem-se as seguintes unidades monitoras no aparelho: 100, 50, 10, 5 e 1. A Figura 17 mostra a câmara e o eletrômetro utilizado. A figura 18 mostra o *setup* da experiência.

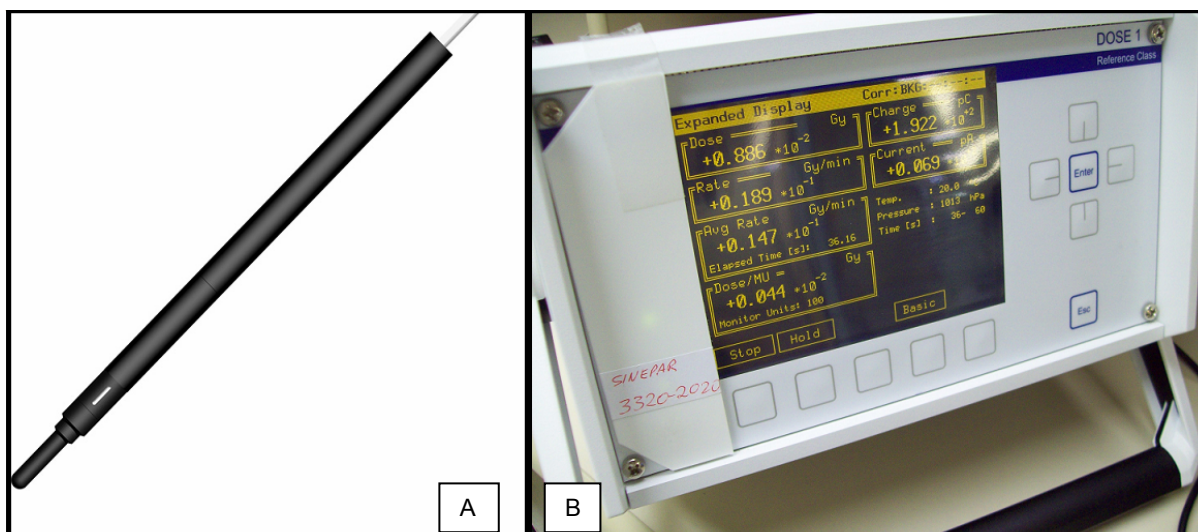


Figura 17 – A) Câmera “Exradin A12”; B) Eletrômetro “Dose 1”.

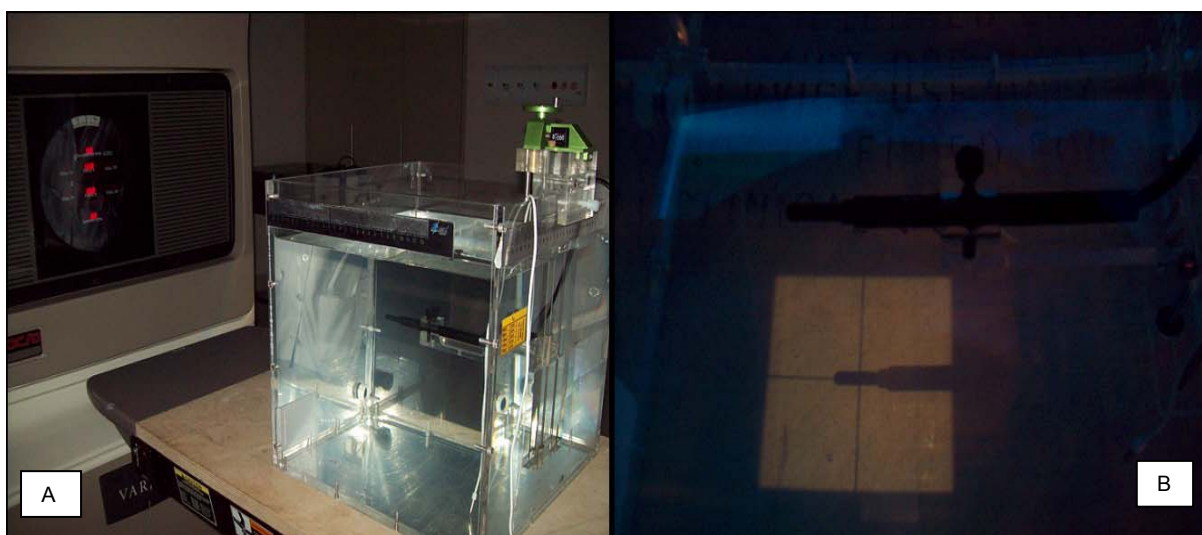


Figura 18 – A) Câmera “Exradin A12” posicionada, irradiada por um campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (aberto a 100 cm do gantry) (B).

#### 4.4 Montagem experimental: medida da dose absorvida. Utilização do objeto simulador, blindagem, câmara de ionização “Exradin A12” e filtros

A medida da dose absorvida pelo feto foi feita irradiando-se o manequim preenchido com água no acelerador “CLINAC 600C” da “Varian Medical Systems”, instalado em um centro de radioterapia, em Curitiba (ver figura 19). Este acelerador produz feixes de raios X a partir do freamento de elétrons que atingem potenciais de 6 MV, que é o clinicamente eleito para os tratamentos de mama.



Figura 19 – Acelerador linear “Clinac 600C” da “Varian Medical Systems”.

O *phantom* foi posicionado sobre a mesa do acelerador linear e irradiado, seguindo a técnica de tratamento SSD (*Source Skin Distance* – Distância Fonte Pele). Nela, o tamanho de campo é definido na pele do paciente, que está a 100 cm do cabeçote do aparelho. Seu emprego, normalmente, se dá nos tratamentos de lesões superficiais tratáveis com apenas um campo de irradiação, como por exemplo, tumores de pele. Embora indicada para lesões superficiais, as lesões profundas também são tratadas pela técnica da SSD, mesmo quando são utilizados campos paralelos e opostos.

Ao se utilizar essa técnica, haverá uma maior distância entre a fonte e a pele do paciente, o que torna esta técnica vantajosa quando há objetos atenuadores na região percorrida pelo feixe. Com uma maior distância até a pele, não haverá grande contaminação eletrônica na pele do paciente devido à atenuação sofrida pela radiação. [61]

Durante as irradiações, o objeto simulador foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma rampa (similar ao posicionamento de um tratamento real), sendo aplicados à mama do *phantom* dois campos de tratamento com as seguintes configurações:

- Interno: giro do *gantry* até  $310^\circ$ , colimador rotacionado a  $100^\circ$  e tamanho de campo igual a 15 cm na direção “X” e 10 cm na “Y” (sendo  $Y_1 = 10$  cm e  $Y_2 = 0$  cm);
- Externo: giro do *gantry* até  $130^\circ$ , colimador rotacionado a  $260^\circ$  e tamanho de campo igual a 15 cm na direção “X” e 10 cm na “Y” (sendo  $Y_1 = 0$  cm e  $Y_2 = 10$  cm).

As linhas correspondentes aos limites do campo, bem como o cruzamento dos lasers de posicionamento da sala foram marcados com uma fita no manequim e estão representados na figura 20.

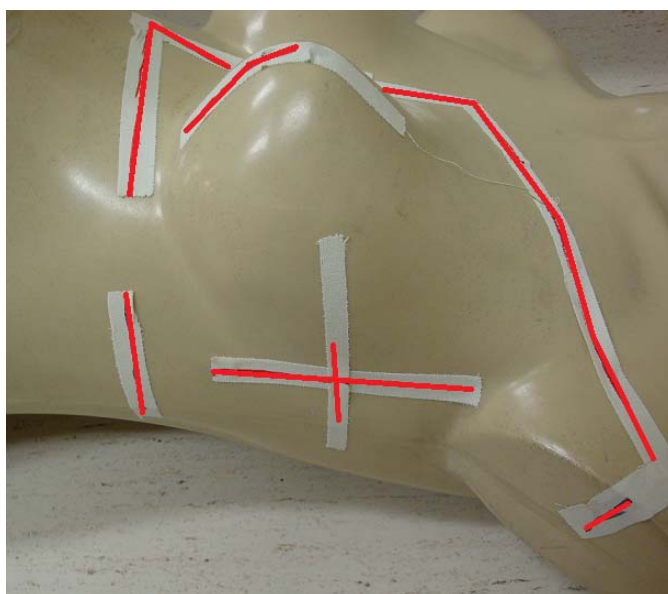


Figura 20 – Marcações dos lasers de posicionamento e dos limites dos campos de radiação.

O objeto simulador foi então irradiado com elevadas unidades monitoras (mínima de 500 UM). Apesar dessa dose não ser a usual aplicada para tratamento



de mama, optou-se por um valor maior porque as hastes ficam em uma região distante da mama, sendo difícil a coleta de dados caso as UMs fossem baixas, devido à atenuação.

A figura 21 mostra as duas regiões da haste onde a câmara de ionização cilíndrica foi posicionada. As posições, segundo a anatomia do manequim, foram chamadas de região posterior e anterior.



Figura 21 - Haste com as indicações das regiões onde foram feitas as medidas

Para o posicionamento da câmara em cada região da haste, foram utilizados espaçadores e cápsulas, mostrados na figura 22. Para a colocação da câmara na região posterior, colocou-se um espaçador no fundo da haste e a câmara de ionização sobre o mesmo. A câmara, nessa região, estava a 18,0 cm da superfície anterior da haste. Em seguida, colocou-se o dosímetro na região anterior: sobre o primeiro espaçador foi colocada uma cápsula, seguida por mais 2 espaçadores e pela câmara (estando a 7,5 cm da superfície anterior da haste). Cada espaçador possui 4 cm de comprimento e 1,6 cm de diâmetro. As cápsulas possuem 3 cm de comprimento e 1,6 cm de diâmetro.

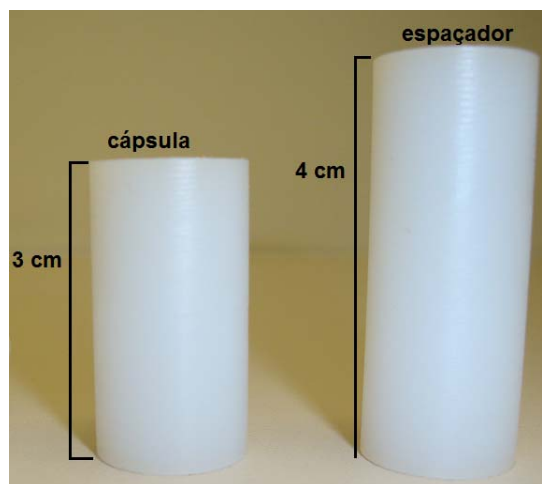


Figura 22 – Cápsula e espaçador contendo as dimensões de comprimento.

Foram feitas 48 irradiações, seguindo o seguinte esquema:

- Campo interno e externo, com a blindagem e filtro físico de 30°, estando a câmara nas posições anterior e posterior, em cada uma das três hastes;
- Campo interno e externo, com a blindagem e filtro dinâmico, estando a câmara nas posições anterior e posterior em cada uma das três hastes;
- Campo interno e externo, sem a blindagem e filtro físico de 30°, estando a câmara nas posições anterior e posterior nas hastes superior e inferior;
- Campo interno e externo, sem a blindagem e filtro dinâmico, estando a câmara nas posições anterior e posterior nas hastes superior e inferior.

Uma gestante, ao realizar um tratamento radioterápico, deve fazê-lo com o emprego de uma proteção plumbífera, que é imprescindível. Logo, as medidas sem a blindagem servem apenas para mostrar a necessidade do seu uso, podendo ser feitas em menor quantidade (ao invés de se medir as doses nas três hastes, as medidas foram feitas na haste superior e inferior).

Nas figuras 23 e 24 temos o manequim irradiado pelo campo interno e externo, respectivamente, sendo a primeira com a blindagem e a segunda, sem. Na figura 25, vê-se o campo aberto na mama, para a irradiação do campo externo.

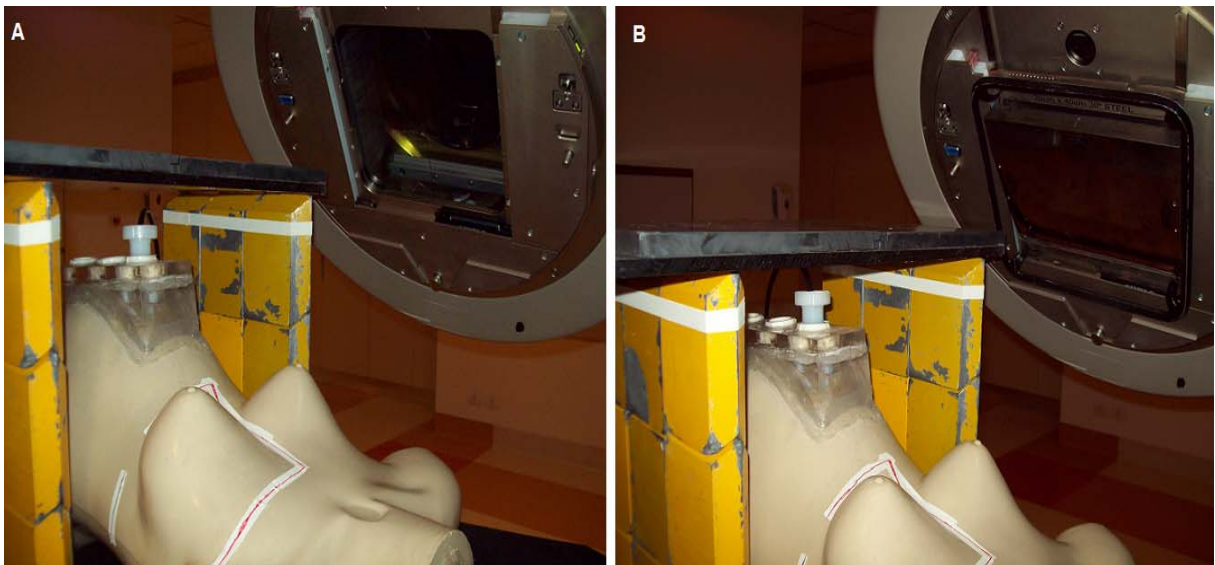


Figura 23 – A) Irradiação do campo interno (câmara posicionada na haste superior) com o uso do filtro dinâmico, B) Irradiação do campo interno com o uso do filtro físico de 30° e câmara na haste superior. Ambas com a blindagem.

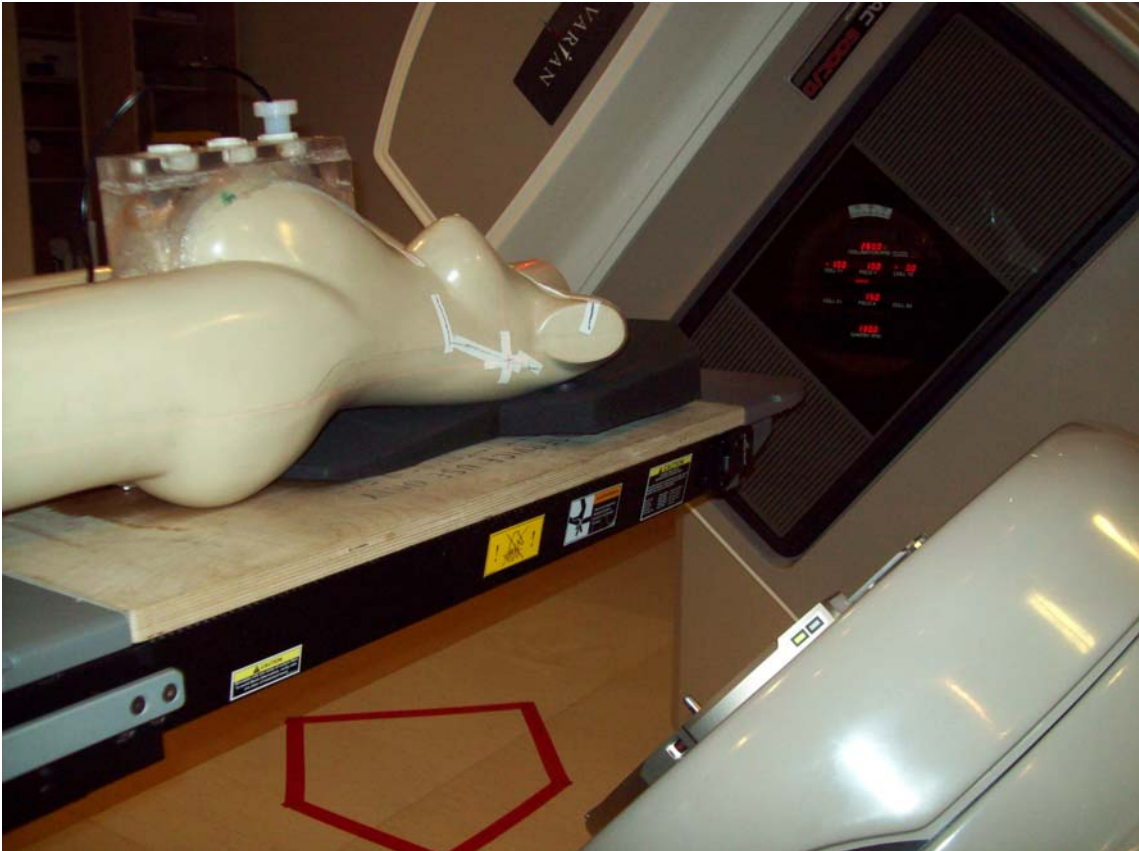


Figura 24 – Irradiação do campo externo (com o uso do filtro dinâmico) sem a blindagem. Câmera na haste superior.



Figura 25 – Abertura do campo, na mama esquerda, pelo campo interno. As fitas indicam os limites do campo e os lasers de posicionamento.

#### 4.5 Montagem experimental: influência dos espaçadores, cápsula e haste na dose absorvida

Apesar de se saber que as propriedades físicas do *nylon* são similares às da água, foram feitas irradiações para se conhecer, de fato, a interferência dos objetos utilizados na dose absorvida na região fetal. Realizaram-se medidas da dose absorvida, com a câmara de ionização cilíndrica (“Exradin A12”), estando a mesma posicionada dentro de uma das hastes e fora dela. Essas verificações de dose foram feitas em um objeto simulador cúbico preenchido com água (mantendo sua superfície a 100 cm de distância do cabeçote), sendo que tanto a haste de *nylon* quanto a câmara fora dela foram posicionadas a 10 cm de profundidade.

Primeiramente, posicionou-se a câmara de ionização dentro da haste. Devido ao tamanho da haste, a mesma não pode ser posicionada na horizontal dentro do *phantom* acrílico, sendo posicionada na vertical. Girou-se o *gantry* a 270°, colocou-se a superfície do objeto simulado a 100 cm do cabeçote e a haste a 9 cm de profundidade, dentro d’água (já que 1 cm equivale à espessura do *phantom*). Após o posicionamento, a câmara foi colocada na posição posterior da haste (no fundo dela, colocou-se um espaçador seguido pela câmara). Depois, o dosímetro foi posicionado na posição anterior da haste. Sobre o primeiro espaçador, foi colocada a cápsula, dois espaçadores e a câmara.

Depois de irradiada dentro da haste, a câmara foi retirada da mesma e posicionada dentro do *phantom* cúbico, dentro d’água. Para essa irradiação, o dosímetro foi colocado na horizontal, com o *gantry* a 0° e a superfície da água a 100 cm do acelerador.

O dosímetro, nas três configurações descritas, foi irradiado por um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, tendo sido emitidas 100 unidades monitoras.

A configuração da irradiação da câmara dentro da haste está demonstrada na figura 26. O *setup* da irradiação do dosímetro fora da haste está representado na figura 18.



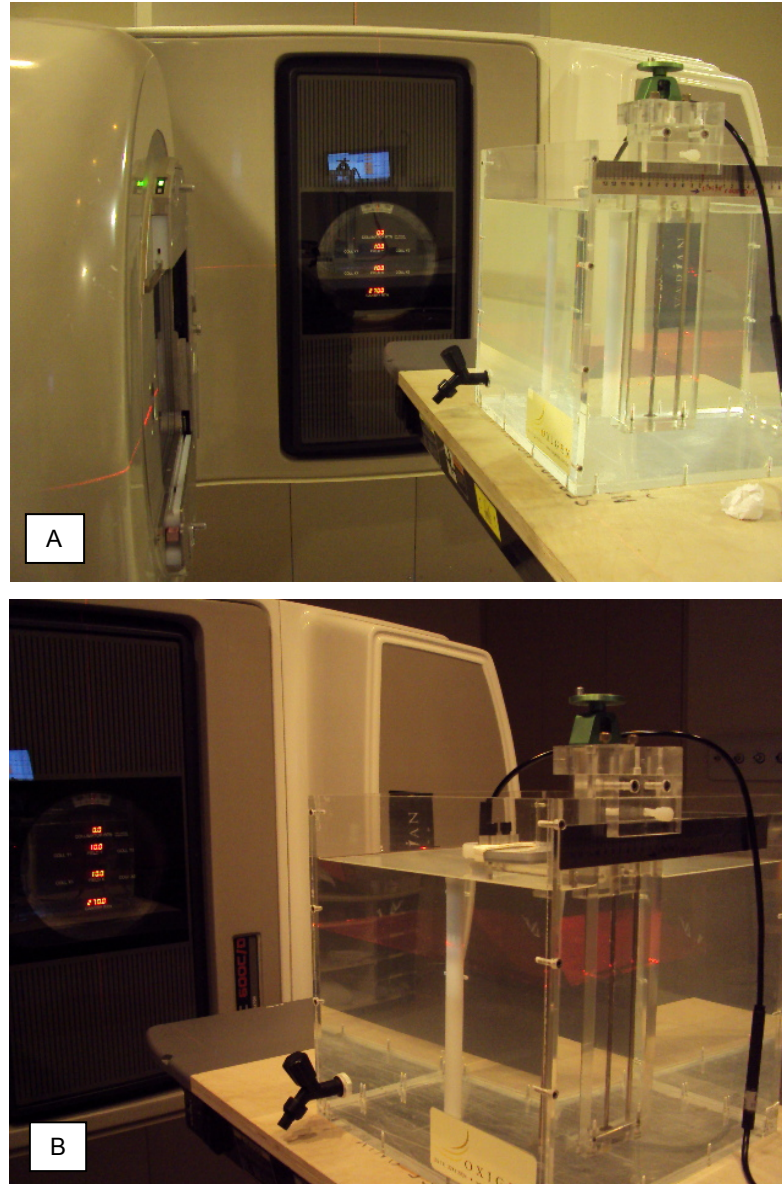


Figura 26 – A) Haste de *nylon*, na vertical, dentro do *phantom* acrílico e o *gantry* a 270°. B) Haste de *nylon* com o espaçador, a cápsula seguida de mais dois espaçadores e a câmara. O laser de posicionamento está na metade da região sensível da câmara.

#### 4.6 Montagem experimental: conversão das cargas fornecidas pela câmara de ionização em dose absorvida

Para que as cargas coletadas pela câmara de ionização cilíndrica pudessem ser relacionadas a valores de dose, é necessário saber a dose quando se irradia a câmara em uma profundidade conhecida e, para isso, é preciso que o dosímetro esteja calibrado.

A câmara de ionização cilíndrica usada, “Exradin A12”, não estava calibrada. Logo, para que a conversão entre carga e dose fosse possível, fez-se uma calibração cruzada com outra câmara de ionização.

Essa segunda câmara (“Scanditronix FC65”) foi irradiada na profundidade de 10 cm dentro do *phantom* cúbico com água. Abriu-se um tamanho de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> e colocou-se a superfície da água a 100 cm do cabeçote do aparelho (que estava posicionado a 0°), que emitiu 100 UM.

Coletaram-se três valores de carga, calculando-se a média entre eles. Para a conversão do valor médio das cargas (em nC) em dose (cGy) fizeram-se os seguintes cálculos: anotaram-se os valores de temperatura (22,1°C) e pressão (905,8 mbar) da sala. Obtendo-se esses dados, calculou-se o  $F_{T,P}$  (fator de correção devido à temperatura e pressão) a partir da fórmula (8). Obteve-se o valor de 1,127.

Em seguida, verificaram-se os valores para o  $k_{POL}$ ,  $K_Q$  e  $k_S$ , sendo, respectivamente, 1,000, 0,9856 e 1,002. Depois, calculou-se a medida da carga média, corrigida pelos fatores de  $F_{T,P}$ ,  $k_S$  e  $k_{POL}$ , através da fórmula:

$$Q_C = Q_{méd} \cdot F_{T,P} \cdot k_{POL} \cdot k_S \quad (9),$$

em que,  $Q_C$  equivale à leitura corrigida e  $Q_{méd}$  à leitura média. Obteve-se o valor de 13,671 nC. Após esse cálculo, verificou-se a dose absorvida, na água, na profundidade de referência (10 cm), usando-se a equação (10):

$$D (ref) = Q_C \cdot F_C \cdot K_Q \quad (10),$$

sendo que  $F_C$  é o fator de calibração da câmara dedal utilizada (4,8294 cGy/nC). Com a equação 10, chegou-se ao valor de 65,731 cGy.

Depois de verificada essa dose, irradiou-se a câmara Farmer (com as mesmas configurações usadas para a câmara Dedal), para se fazer a calibração cruzada (determinar o seu fator de calibração e, por fim, poder converter as medidas de carga em dose). A montagem do experimento está demonstrada na figura 18.

#### **4.7 Montagem experimental: relação entre as cargas devido à presença de um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico**

Nos tratamentos convencionais, por vezes, utilizam-se filtros para compensar a heterogeneidade de um determinado tecido (mama, cabeça e pescoço, por exemplo) e, dessa forma, fazer com que a distribuição de dose seja homogênea ou melhorar o gradiente de dose dentro dele. [62]

Os filtros físicos (constituídos de chumbo ou aço) são colocados no caminho do feixe de radiação, acoplados ao cabeçote do acelerador linear, de forma a produzir um gradiente na intensidade dos fótons. Eles causam um decréscimo na intensidade do feixe uma vez que alteram a qualidade do feixe de fótons. Possuem a função de bloquear os fótons de menor energia, permitindo a passagem dos feixes energéticos, ou seja, diz-se que ocorreu o “endurecimento” do feixe. [50] Devido à alteração na intensidade do feixe, mudam a angulação das curvas de isodoses (curvas que demonstram pontos que possuem a mesma dose em certo tecido) e podem ser de diferentes angulações: 15°, 30°, 45° e 60°. [62], [63]

O filtro dinâmico é um filtro não físico, uma vez que nenhum modificador externo é utilizado para criar o perfil de dose. Ele gera distribuições de dose com perfil oblíquo, devido ao movimento de colimadores e ajuste da taxa de dose durante o tratamento. O filtro dinâmico é criado pela ação de varredura de um dos colimadores do cabeçote do acelerador, desde o campo aberto até o seu fechamento, enquanto o feixe está ligado. O tratamento com filtro dinâmico se inicia com uma fração de dose sendo liberada no campo total (aberto), ou seja, antes que o colimador se mova até o fechamento do campo. Nessa fase, a taxa de dose é constante e igual à selecionada pelo operador. [50], [64]

O feixe de radiação, ao ser emitido, atravessa o filtro físico (se houver); sendo então atenuado. Logo, para que a mesma dose seja entregue no volume alvo, as unidades monitoras (UM) aplicadas ao acelerador devem ser diferentes, ao se comparar a irradiação com filtro físico e dinâmico.

Com o objetivo de se verificar a relação entre as UMs aplicadas nesses casos, levando-se em consideração a entrega da mesma dose na profundidade requerida, foram feitas irradiações (utilizando-se a câmara de ionização cilíndrica, “Scanditronix FC65”) com os dois tipos de filtro.

Primeiramente, o objeto simulador cúbico (preenchido com água) foi tomografado e suas imagens foram encaminhadas à física médica de um centro de radioterapia em Curitiba. A partir dessas imagens, realizou-se um planejamento com dois campos de irradiação, de 6 MV: um utilizando um filtro físico de 30° e outro, um virtual. O planejamento forneceu as UMs que devem ser aplicadas a cada caso, considerando-se que à profundidade de 6 cm sejam entregues 180 cGy.

Para se averiguar a relação fornecida pelo sistema de planejamento, o *phantom* foi posicionado na mesa do acelerador, com a câmara de ionização

alocada em seu interior, a 6 cm de profundidade (em geral, a metade do DLL – distância látero-lateral – de uma mama), considerando-se a superfície da água a 100 cm do *gantry*. Foram aplicadas 100 UM (a um campo de 10 x 15 cm<sup>2</sup> – sendo  $X_1 = 10$  cm e  $X_2 = 0$  cm) e mediu-se a carga coletada pelo eletrômetro, com a aplicação do filtro físico de 30°. Com o mesmo procedimento, e configurações, realizaram-se medidas das cargas para o uso do filtro dinâmico. A figura 27 mostra o posicionamento da câmara no objeto simulador.

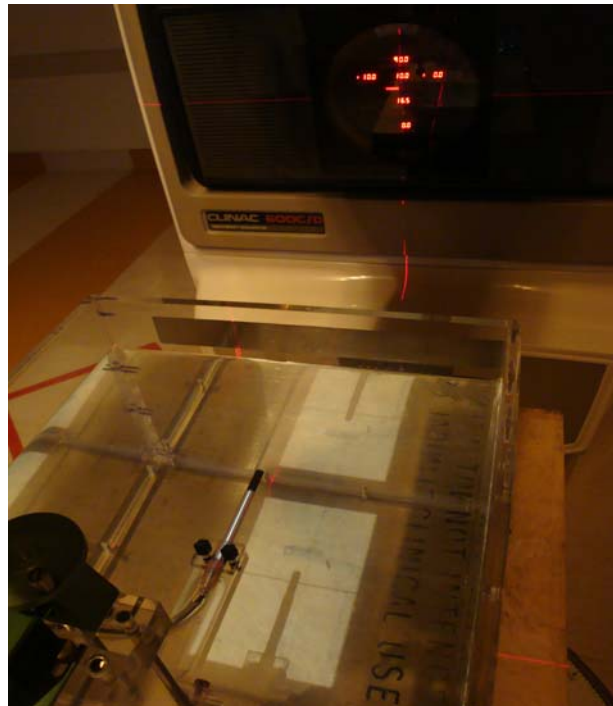


Figura 27 – Câmara de ionização cilíndrica posicionada a 6 cm de profundidade na água, irradiada por um campo de 10 x 15 cm<sup>2</sup>. A coleta das cargas foi feita com um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico, de mesma angulação.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 5.1 Observações sobre o objeto simulador (manequim) utilizado

A metodologia empregada na realização das medições de doses periféricas baseou-se no trabalho “Avaliação Da Dose Fetal Em Radioterapia – Em Casos De Gestação Avançada – Usando Câmara De Ionização Cilíndrica” desenvolvido em 2008 pelas Tecnólogas em Radiologia Danielle Filipov e Karina Cristina Mafra. Nesse trabalho, o manequim foi adaptado, preenchido com água, tomografado e irradiado em dois campos de tratamento radioterápico mamário.

O manequim utilizado neste trabalho (o mesmo do utilizado no trabalho descrito acima) é usado para servir de expositor de roupas de adultos, em lojas. É dimensionalmente adequado para representar um ser humano sendo irradiado e mostrou rigidez suficiente – suportou as modificações; apresentou pequenos vazamentos (os quais foram corrigidos); manteve-se íntegro e, aparentemente, não deformou ao ser transportado, mesmo estando cheio.

### 5.2 Linearidade do feixe de radiação

Depois de montada a experiência, que teve como objetivo verificar a linearidade do feixe de radiação, a câmara de ionização “Exradin A12” forneceu as leituras das cargas, ao se aplicar diferentes doses monitoras. Os dados estão demonstrados na tabela 6.

Tabela 6 – Leitura da câmara de ionização, em nC, para diferentes unidades monitoras.

Unidade Monitora (UM)	Leituras Da Câmara (em nC)	Valor Médio Das Leituras (em nC)
100	12,10	12,11
	12,11	
	12,12	
50	6,07	6,07
	6,06	
	6,07	
30	3,65	3,65
	3,66	
	3,65	
10	1,23	1,23
	1,23	
	1,22	

Unidade Monitora (UM)	Leitura Da Câmara (em nC)	Valor Médio Das Leituras (em nC)
5	0,62	0,61
	0,61	
	0,61	
1	0,13	0,13
	0,13	
	0,12	

Com essas leituras, montou-se um gráfico das UMs em relação às leituras, que está na figura 28.

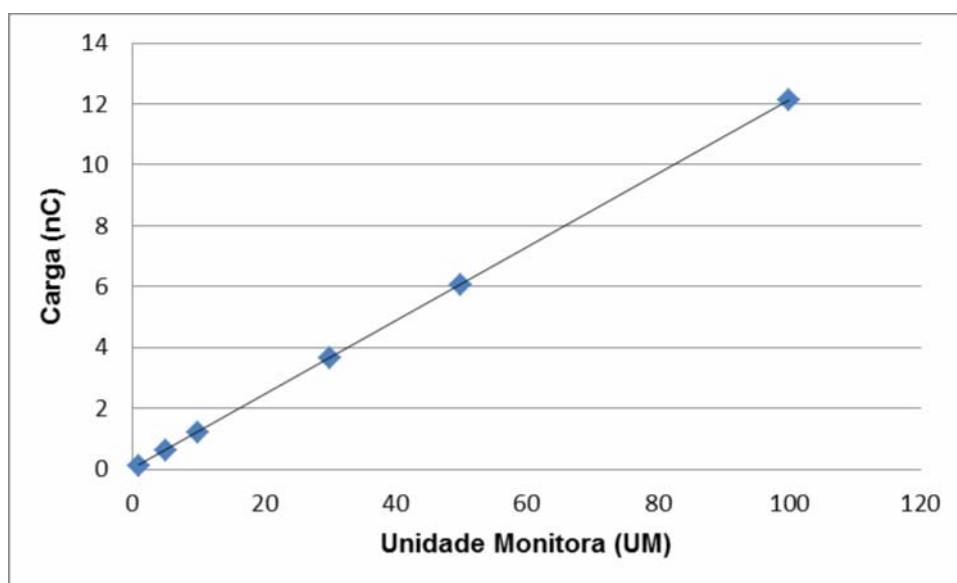


Figura 28 – Gráfico das unidades monitoras aplicadas pelo acelerador (UM) em função das cargas coletadas (nC).

O gráfico mostra que, mesmo para baixas doses monitoras (e consequentemente baixas cargas), a relação entre UM e carga permanece linear. Além disso, através dos dados da tabela 6, tem-se a equação do gráfico da figura 29:  $y = 0,121x + 0,0136$ . Os erros das leituras são da ordem de 1%.

### 5.3 Relação entre as cargas devido à presença de um filtro físico de 30° e um filtro dinâmico

Devido à heterogeneidade do tecido, deve-se realizar um tratamento radioterápico mamário com a aplicação de um filtro, sendo que neste trabalho comparou-se a dose periférica devido ao emprego do filtro dinâmico e físico de 30°.

Com a presença de um material atenuador na saída do feixe (ao se empregar o filtro físico), as unidades monitoras aplicadas ao acelerador linear devem ser maiores que ao se empregar um filtro dinâmico. Para verificar a relação entre essas duas UMs, um *phantom* cúbico foi tomografado e, com as suas imagens, foi feito um planejamento (pelo sistema “Eclipse” – *Varian Medical Systems*) com dois campos: um com filtro físico de 30° e o outro com filtro virtual. Para que se fosse entregue a mesma dose à profundidade de 6 cm na água (180 cGy), seria necessário se aplicar 448 UM com o uso do filtro físico e 240 UM com o dinâmico, gerando uma relação de 1,867 entre as unidades. Deseja-se que 180 cGy sejam entregues nesta profundidade, pois este é o valor que o volume da mama tratada deve receber diariamente, na metade do DLL (em geral, 12 cm). Essa razão foi verificada na prática: irradiou-se o mesmo objeto simulador tomografado, nas mesmas condições do planejamento, com a câmara de ionização cilíndrica na profundidade especificada, aplicando-se 100 UM para cada tipo de filtro e os dados estão na tabela 7.

Tabela 7 – Cargas coletadas pela câmara de ionização com a utilização de um filtro físico e dinâmico. Os erros das leituras são, na ordem de, 1%.

Filtro	Carga Coletada (em nC)	Carga Média (em nC)
Físico de 30°	7,55	7,56
	7,55	
	7,56	
Dinâmico	14,06	14,07
	14,07	
	14,07	

Segundo os dados mostrados pela tabela 8, temos uma média de 7,56 nC coletados pela câmara de ionização, quando a mesma foi irradiada tendo o filtro físico no cabeçote do aparelho. Para o caso de um filtro virtual, tem-se uma carga coletada de 14,07 nC. Isso gera uma relação de 1,863 entre as medidas com filtro físico e virtual; representando uma diferença de 0,21% com a relação apresentada pelo “Eclipse”, sendo desprezível.

Percebe-se que, os valores das cargas coletadas pela câmara se mostraram maiores para o filtro dinâmico, ao se realizar essas medidas com dosímetro posicionado no meio da região irradiada.

Isso se deve ao fato de que, ao se realizar essas medidas com o filtro virtual, não há um objeto atenuador na saída do feixe, como no caso da irradiação com o filtro físico. Isso faz com que os feixes sejam emitidos e saiam do cabeçote do aparelho sem sofrer atenuações. Com isso, quando incidem sobre a câmara de ionização, uma grande quantidade de fótons ioniza o ar presente na mesma, gerando as cargas que serão coletadas. Em contrapartida, no caso da irradiação com o filtro físico, os fótons de raios X, ao serem emitidos são atenuados. O filtro reduz a quantidade de feixes (eliminando os fótons de raios X menos energéticos), fazendo com que cheguem em menor quantidade na câmara de ionização.

#### 5.4 Presença da haste, cápsulas e espaçadores na dose periférica

Como explicado anteriormente, foram feitas medidas de dose, sendo a câmara de ionização cilíndrica posicionada dentro da haste de *nylon* na região posterior e anterior da mesma. Também, verificou-se a dose no dosímetro, estando o mesmo fora do sistema descrito acima. Os valores das cargas coletadas, em nC, estão na tabela 8, com erros de 1%.

Tabela 8 – Cargas, em nC, verificadas com e sem a presença da haste, cápsula e espaçadores.

Local do Dosímetro	Carga (nC)	Carga Média (nC)	
Dentro da haste de <i>nylon</i>	Posição Posterior	11,69	11,69
		11,69	
		11,70	
	Posição Anterior	11,83	11,83
		11,83	
		11,82	
Fora da haste de <i>nylon</i>	11,80	11,80	
	11,80		
	11,81		

Os valores mostrados na tabela acima mostram diferenças entre os valores dentro e fora da haste. Entretanto, elas são, em valores percentuais, desprezíveis. Na posição posterior, a presença da haste, dos espaçadores e da cápsula, causou um resultado 0,93% diferente da leitura fora da haste. Na posição anterior, a diferença foi ainda menor: 0,25%.

Esses valores mostram que o *nylon* pode ser utilizado como um material equivalente a água, sem causar grandes alterações nas medidas de dose.



## 5.5 Leitura das cargas, na região fetal, pela câmara de ionização

Depois de verificada a linearidade da câmara e as UMs que devem ser aplicadas para cada situação (filtro físico e virtual), a câmara de ionização cilíndrica foi posicionada dentro das hastes de *nylon* e irradiada. Ela foi conectada a um eletrômetro que coletou as cargas devido à ionização da radiação na cavidade de ar. Essas leituras, com erro de 1%, estão organizadas nas tabelas 9, 10, 11 e 12.

Para essa irradiação foram emitidas, pelo aparelho, 933 UM no campo com filtro físico e 500 UM ao se empregar o filtro dinâmico. Isso se deve ao fato de haver uma relação de 1,867 entre das doses monitoras (verificada pelo “Eclipse”) para que no volume alvo seja entregue a mesma dose.

Tabela 9 – Cargas, em pC, do campo interno com a blindagem

Campo Interno Com Blindagem			
Haste Superior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
		941,4	140,6
		941,4	140,7
	Posição Posterior	941,5	140,7
		740,5	125,3
		740,4	125,3
Haste Medial	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
		230,6	42,0
		230,7	42,1
	Posição Posterior	230,7	42,1
		201,9	46,2
		201,9	46,1
Haste Inferior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
		65,4	18,9
		65,4	18,9
	Posição Posterior	65,3	19,0
		58,1	21,5
		58,1	21,4
		58,0	21,5

Tabela 10 – Cargas, em pC, do campo interno sem a blindagem

Campo Interno Sem Blindagem			
Haste Superior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
		1369	345,5
		1370	345,5
		1370	345,6

Haste Superior	Posição Posterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		964,5	226,7	
		964,6	226,8	
		964,5	226,8	
Haste Inferior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		397,9	57,0	
		397,8	57,1	
			397,9	57,0
	Posição Posterior	324,1	56,5	
		324,1	56,6	
324,0		56,6		

Tabela 11 – Cargas, em pC, do campo externo com a blindagem

Campo Externo Com Blindagem				
Haste Superior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		354,3	225,1	
		354,4	225,2	
			354,4	225,2
	Posição Posterior	354,6	179,1	
		354,5	179,0	
354,6		179,0		
Haste Medial	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		117,2	77,8	
		117,2	77,7	
			117,1	77,8
	Posição Posterior	109,0	66,2	
		109,1	66,1	
109,0		66,2		
Haste Inferior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		47,1	27,6	
		47,1	27,7	
			47,0	27,7
	Posição Posterior	48,0	27,2	
		47,9	27,1	
48,0		27,2		

Tabela 12 – Cargas, em pC, do campo externo sem a blindagem

Campo Externo Sem Blindagem				
Haste Superior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		874,5	350,5	
		874,5	350,6	
			874,4	350,5
	Posição Posterior	865,5	262,1	
		865,5	262,1	
865,6		262,1		
Haste Inferior	Posição Anterior	Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico	
		269,5	56,6	
		269,5	56,5	

		Filtro Físico	Filtro Dinâmico
Haste Inferior	Posição Anterior	269,5	56,5
	Posição Posterior	297,1	57,8
		297,1	57,9
		297,0	57,8

A partir dos dados das tabelas mostradas anteriormente, calcularam-se os valores médios, em pC, das cargas coletadas pela câmara de ionização em casa ponto de medida. A partir desses valores, verificou-se a carga, em cGy, relacionada a cada valor de carga.

### 5.6 Relação entre carga e dose absorvida na região fetal

A câmara utilizada na leitura das cargas, na região fetal, não estava calibrada. Ou seja, não era possível se saber a dose em certa profundidade de referência. Logo, para se ter o fator de calibração da câmara e, desse modo, calcular a dose a partir dos valores de carga, fez-se uma calibração cruzada (com uma câmara Dedal, previamente calibrada) e, assim, determinar o fator de calibração da câmara Farmer.

Depois de irradiado (tendo sido a câmara posicionada a 10 cm de profundidade na água e irradiada em um campo 10x10 cm<sup>2</sup>), o dosímetro “Exradin A12” forneceu as leituras de 11,75, 11,76 e 11,76 nC, sendo o valor médio de 11,757 nC. Com a equação 10, temos a dose na profundidade de referência. O valor da dose entregue nessa região (65,731 cGy) é o mesmo para as duas câmaras. Logo, para calcularmos Fc para a câmara Farmer, fazemos:

$$(Q_c \cdot F_c \cdot K_Q)_{dedal} = (Q_c \cdot F_c \cdot K_Q)_{farmer}$$

$$12,1100 \cdot 4,8294 \cdot 0,9956 = 11,7570 \cdot F_{C_{farmer}} \cdot 0,9956$$

$$F_{C_{farmer}} = 4,9744 \text{ cGy/nC.}$$

Substituindo a equação (9) na (10), temos:

$$D = Q_{méd} \cdot F_{C_{farmer}} \cdot k_{T,P} \cdot k_{POL} \cdot k_S \cdot K_Q \quad (11)$$

Usando a equação (8) e os dados de pressão e temperatura no dia das leituras das cargas na região fetal (24,1°C e 912,4 mbar), calculamos o fator F<sub>T,P</sub>. O valor obtido foi de 1,126. Substituindo os valores na equação (11), temos:

$$D = Q_{méd} (nC) \cdot 5,5891 (cGy/nC) \quad (12).$$

A partir dessa relação, calculamos a carga média ( $Q_{méd}$ ) dos valores das tabelas de 9 a 12 e a convertemos em carga. Os dados estão nas tabelas de 13 a 16.

Tabela 13 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo interno com a blindagem

Campo Interno Com Blindagem					
Haste Superior	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	941,4	5,26	140,7	0,79
	Posição Posterior	740,4	4,14	125,3	0,70
Haste Medial	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	230,7	1,29	42,1	0,24
	Posição Posterior	201,9	1,13	46,2	0,26
Haste Inferior	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	65,4	0,37	18,9	0,11
	Posição Posterior	58,1	0,32	21,5	0,12

Tabela 14 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo interno sem a blindagem

Campo Interno Sem Blindagem					
Haste Superior	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	1369,5	7,65	345,8	1,93
	Posição Posterior	964,5	5,39	226,8	1,27
Haste Inferior	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	397,9	2,22	57,0	0,31
	Posição Posterior	324,1	1,81	56,6	0,32

Tabela 15 – Carga média ( $Q_{méd}$ ) e dose (cGy) do campo externo com a blindagem

Campo Externo Com Blindagem					
Haste Superior	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	354,4	1,98	225,2	1,26
	Posição Posterior	354,6	1,98	179,0	1,00
Haste Medial	Filtro Físico de 30°			Filtro Dinâmico	
		$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)	$Q_{méd}$ (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	117,2	0,65	77,8	0,43
	Posição Posterior	109,0	0,61	66,2	0,37

Haste Inferior		Filtro Físico de 30°		Filtro Dinâmico	
		Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)	Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	47,1	0,26	27,7	0,15
	Posição Posterior	48,0	0,27	27,2	0,15

Tabela 16 – Carga média (Q<sub>méd</sub>) e dose (cGy) do campo externo sem a blindagem

Campo Externo Sem Blindagem					
Haste Superior		Filtro Físico de 30°		Filtro Dinâmico	
		Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)	Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	874,5	4,89	350,5	1,96
	Posição Posterior	865,5	4,84	262,1	1,46
Haste Inferior		Filtro Físico de 30°		Filtro Dinâmico	
		Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)	Q <sub>méd</sub> (pC)	Dose (cGy)
	Posição Anterior	269,5	1,51	56,5	0,32
	Posição Posterior	297,1	1,66	57,8	0,32

Entretanto, esses valores são obtidos em apenas uma aplicação. Para se ter os dados das doses, devido a um completo tratamento radioterápico, devem-se calcular as doses periféricas total.

### 5.7 Cálculo da dose periférica total (considerando-se um tratamento radioterápico completo)

Para que se tenha o valor total das doses periféricas, ao se levar em consideração todas as irradiações na mama, fez-se a seguinte avaliação: em um tratamento radioterápico mamário, tem-se como objetivo entregar, diariamente, 180 cGy, na mama. Entretanto, essa dose é dividida em dois campos: 90 cGy no interno e o mesmo valor no externo. Assim, para cada campo de tratamento, tem-se o objetivo de se entregar 2520 cGy (90 cGy x 28 dias) no volume alvo.

Quando se utiliza um filtro dinâmico, são aplicadas 3360 UM (120 UM x 28 dias de tratamento). O valor apresentado pelo “Eclipse” era de 240 UM, contudo estamos falando de dois campos de tratamento. Os valores obtidos pelas tabelas 7 a 10 são referentes a doses periféricas devido a uma única aplicação com 500 UM. Logo, pra sabermos a dose total, recebida durante um tratamento completo, multiplicamos os resultados obtidos por 3360 e dividimos por 500 UM.

O mesmo procedimento para as doses no caso do filtro físico. Entretanto, nesse caso, multiplicamos as doses periféricas por 6272 UM (224 UM x 28 dias) e

dividimos por 933 UM. O valor da unidade monitora apresentada pelo sistema de planejamento, 448 UM, foi reduzido da mesma forma que para o filtro em cunha. Os dados obtidos estão nas tabelas 17, 18, 19, e 20.

Tabela 17 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo interno com a blindagem.

Campo Interno Com Blindagem			
Haste Superior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	35,36	5,31
	Posição Posterior	27,83	4,70
Haste Medial		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	8,67	1,61
	Posição Posterior	7,60	1,75
Haste Inferior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	2,49	0,74
	Posição Posterior	2,15	0,81

Tabela 18 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo interno sem a blindagem.

Campo Interno Sem Blindagem			
Haste Superior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	51,43	12,97
	Posição Posterior	36,23	8,53
Haste Inferior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	14,92	2,08
	Posição Posterior	12,16	2,15

Tabela 19 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo externo com a blindagem.

Campo Externo Com Blindagem			
Haste Superior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	13,31	8,47
	Posição Posterior	13,31	6,72
Haste Medial		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	4,37	2,89
	Posição Posterior	4,10	2,49
Haste Inferior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	1,75	1,01
	Posição Posterior	1,82	1,01

Tabela 20 – Doses totais, em cGy, referentes ao campo externo sem a blindagem.

Campo Externo Sem Blindagem			
Haste Superior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	32,87	13,17
	Posição Posterior	32,54	9,81
Haste Inferior		Filtro Físico de 30°	Filtro Dinâmico
	Posição Anterior	10,15	2,15
	Posição Posterior	11,16	2,15

Esses valores foram plotados em gráficos que comparam as doses periféricas totais recebidas na região fetal em um tratamento com filtro em cunha e dinâmico. Os gráficos estão mostrados nas figuras de 29 a 32.

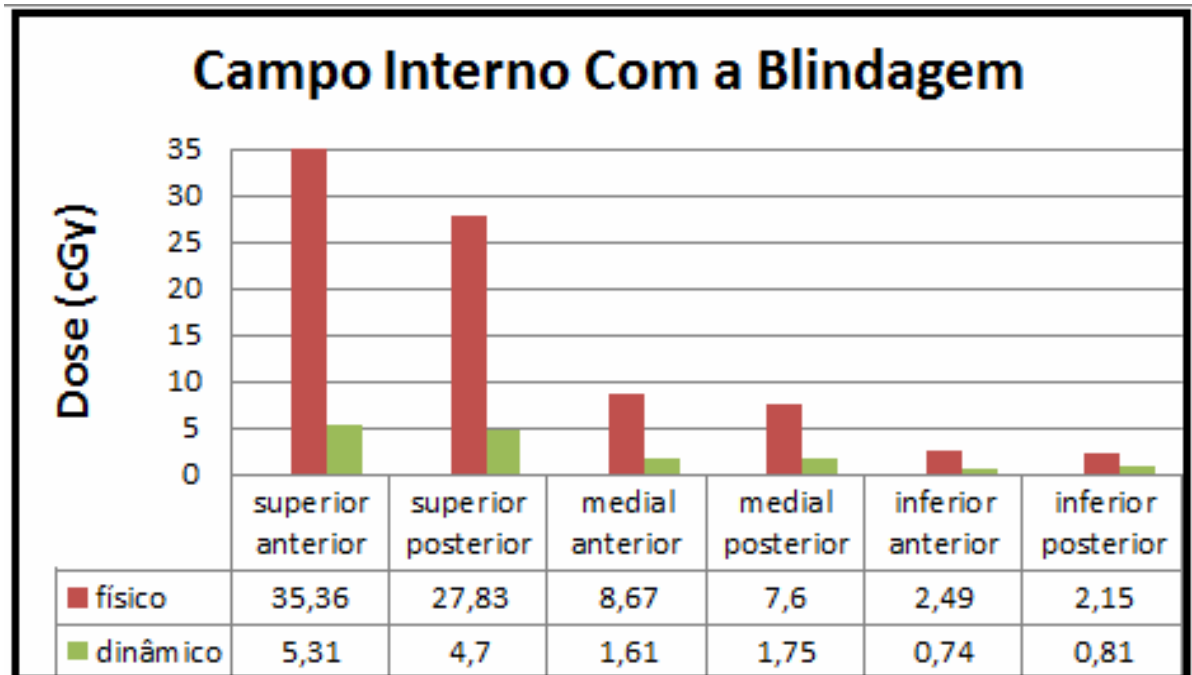


Figura 29 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do *phantom* ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo interno com a blindagem.

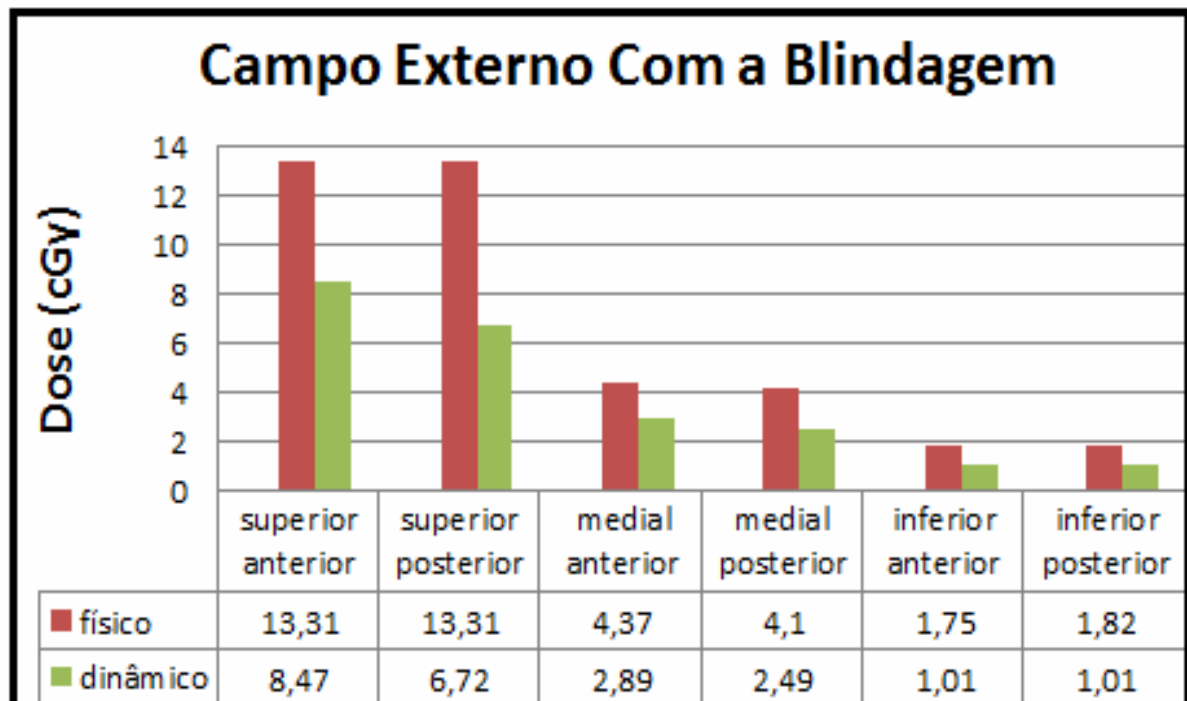


Figura 30 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do *phantom* ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo externo com a blindagem.

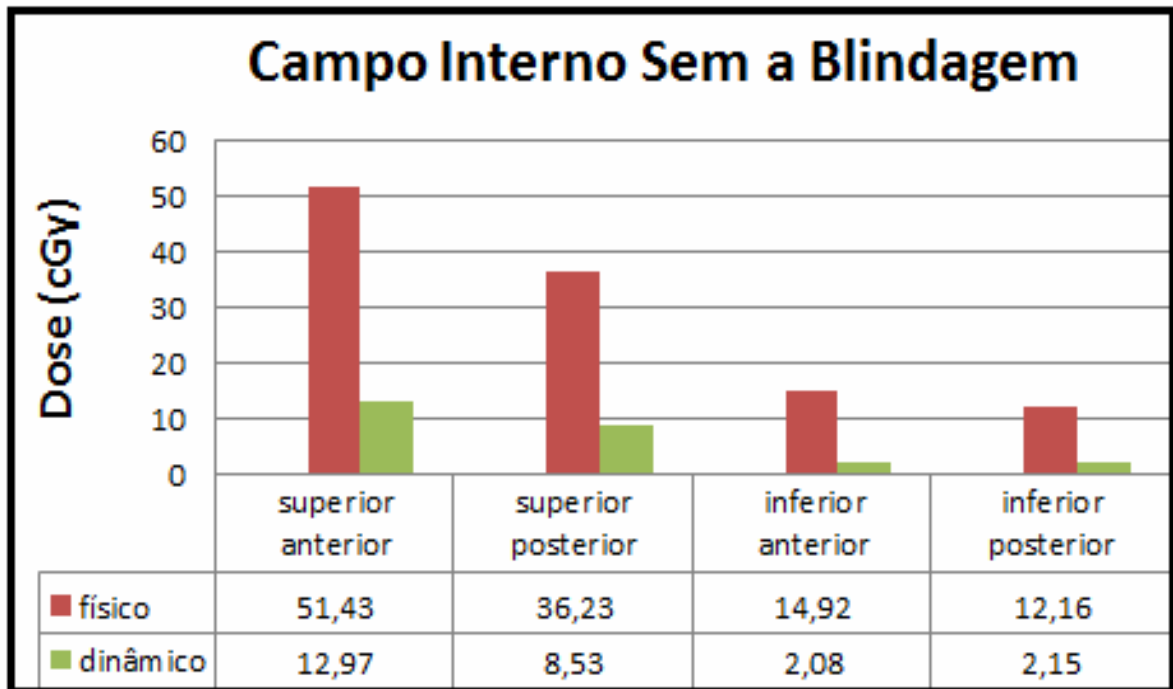


Figura 31 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do *phantom* ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo interno sem a blindagem.

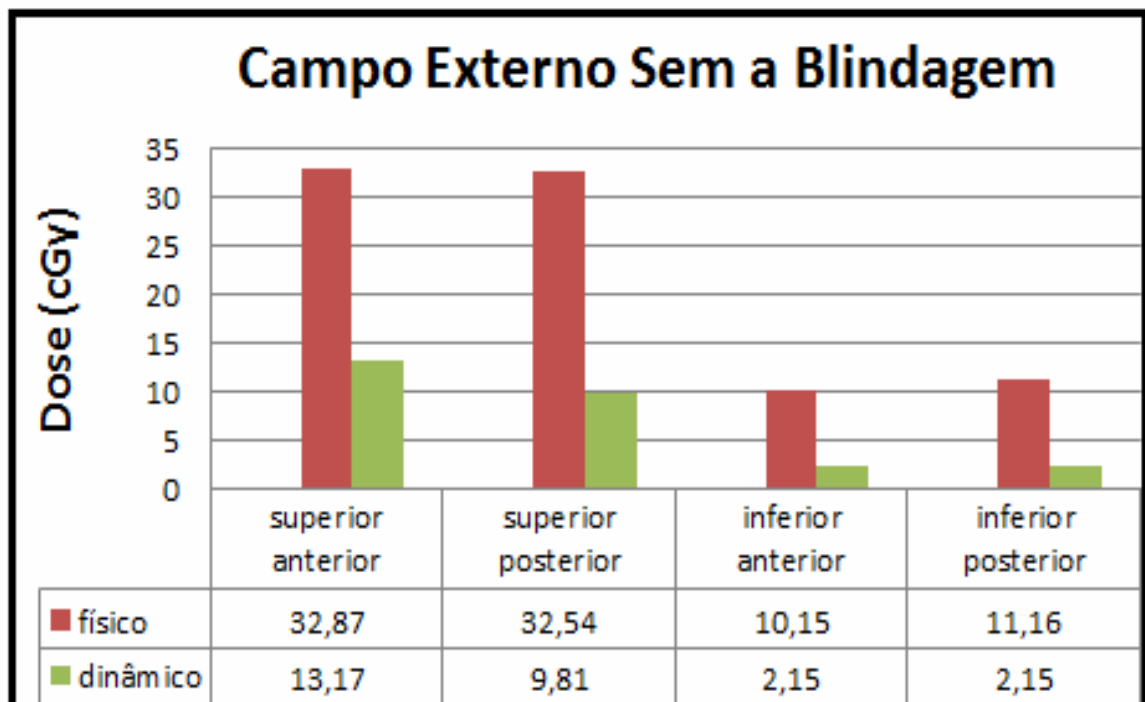


Figura 32 – Gráfico comparando as doses periféricas totais, em cGy, recebidas pela região fetal do *phantom* ao se empregar um filtro em cunha (coluna em vermelho) e dinâmico (em verde), no campo externo sem a blindagem.



As cápsulas e os espaçadores foram construídos de forma a se ajustarem perfeitamente aos orifícios das hastes. Como o sistema é rígido (todas as cápsulas possuem as mesmas dimensões; bem como os espaçadores), estima-se que a câmara de ionização cilíndrica alocada na parte posterior das três hastes, manteve-se sempre na mesma posição. Da mesma forma que para o posicionamento do dosímetro na parte anterior das hastes.

Nos quatro gráficos, percebemos que as cargas coletadas ao se irradiar o campo com um filtro em cunha de 30° foram maiores que para o filtro virtual. Essas cargas se devem à ionização causada pela radiação periférica que atinge o dosímetro, que, nesse caso, se deve a:

- Espalhamento da radiação devido à presença do filtro físico (quando há);
- Espalhamento da radiação devido à colimação (relacionada ao tamanho de campo);
- Espalhamento da radiação no objeto simulador e no ambiente da sala;
- Fuga da radiação no cabeçote do aparelho. Ela é caracterizada por toda radiação não pertencente ao feixe principal ou útil, mas que, no entanto, consegue atravessar a cúpula de proteção do tubo de raios X, ou sistema de colimação do equipamento. Quanto maiores as UMs aplicadas, maior será a intensidade da radiação de fuga. [63]

Nos campos em que se utilizou o filtro físico de 30°, houve a necessidade de se emitir mais unidades monitoras para que fosse entregue a mesma dose no volume requerido. Assim, o aumento nas doses monitoras faz com que mais radiação de fuga seja produzida e interaja com a câmara nas hastes (que recebe, também, a radiação espalhada devido aos itens mencionados anteriormente).

Quando se irradia a mama com o filtro virtual, as unidades monitoras são menores, o que ocasiona uma radiação de fuga de menor intensidade que a produzida devido à presença do filtro físico. Além disso, não há espalhamento da radiação pelo filtro em cunha, uma vez que ele não está presente. Logo, a radiação secundária, que atinge o dosímetro, para este campo, deveu-se ao espalhamento pelo colimador, objeto simulador e sala, além da fuga.

Assim, ao se comparar a composição da radiação periférica, nos dois filtros, percebe-se que a intensidade da mesma que atinge as três hastes é maior para a irradiação com o filtro físico, razão pela qual as cargas foram maiores.

Observa-se, também que as cargas coletadas na haste superior (independente do tipo de filtro) foram maiores que nas seguintes. Isso se deve à atenuação da radiação espalhada. Ela é composta de elétrons, provenientes da interação fotoelétrica, e de fótons (oriundos do espalhamento Compton). Tanto os elétrons quanto os fótons possuem baixa energia cinética, o que faz com que não possuam grande alcance dentro de um meio material, sendo rapidamente atenuados. Além disso, a radiação reduz sua intensidade, naturalmente, seguindo a lei do inverso do quadrado da distância, que diz que a energia de um feixe de radiação é inversamente proporcional ao quadrado da distância. Assim, a grandes distâncias do campo (na haste inferior, por exemplo), a radiação presente se deve, somente, à radiação de fuga do acelerador.

O emprego da proteção plumbífera, no campo interno, reduz as cargas coletadas em uma porcentagem maior na haste superior, com o filtro dinâmico (31,3% e 23,2% com o filtro físico e 59,3% e 44,7% com o filtro virtual, nas posições anterior e posterior, respectivamente). Esse fato se explica pela menor intensidade da radiação periférica existente com o filtro dinâmico, facilitando o seu bloqueio. Com o filtro em cunha, a radiação secundária é mais energética, tornando mais difícil a sua blindagem. Na haste inferior, a redução foi maior com o filtro físico (83,6% e 82,1% com o filtro físico e 66,7% e 62,1% com o filtro dinâmico, nas posições anterior e posterior, respectivamente). Na haste mais distante da mama, a radiação periférica, para os dois filtros, é de baixa intensidade, entretanto, é maior para o físico. Assim, a atenuação é mais expressiva que para o dinâmico.

No campo externo, ao se utilizar a proteção plumbífera, a redução das cargas coletadas foi maior, na haste superior, com o filtro físico (59,5% e 59,0% com o filtro físico e 35,8% e 31,7% com o filtro dinâmico, nas posições anterior e posterior, respectivamente). O limite do campo externo está mais distante da primeira haste que no campo interno. Isso ocasiona uma maior atenuação da radiação, antes da mesma interagir com a haste. Uma vez que a intensidade da radiação periférica é maior para o filtro em cunha, sua blindagem foi mais expressiva. Na haste inferior, a redução foi maior também com o filtro físico (84,7% e 83,8% com o filtro físico e 50,9% e 53,0% com o filtro dinâmico, nas posições anterior e posterior, respectivamente) pela mesma razão da dita para a haste superior.

No campo interno, a dose fetal máxima, com o filtro físico e sem a blindagem, foi de 51,43 cGy, tendo sido reduzida para 35,36 cGy após a colocação da proteção. No campo externo com o mesmo filtro, sem a blindagem, a dose máxima foi de 32,87 cGy, sendo de 13,31 cGy após a aplicação da barreira. Ao se verificar as doses, com e sem blindagem, para a aplicação do filtro dinâmico, obtiveram-se valores menores que os apresentados acima. No campo interno, a maior dose, com a blindagem, foi de 5,31 cGy, e de 12,97 cGy sem a mesma. Já no externo, as maiores doses foram de 8,47 e 13,17 cGy, com e sem a proteção, respectivamente. O espalhamento devido à presença do material atenuador e a radiação de fuga são os fatores para essa grande diferença entre os filtros.

Ao somarmos as doses periféricas dos campos interno e externo, com a blindagem, para cada tipo de filtro, temos valores entre: 3,90 e 48,67 cGy, para o filtro físico, e 1,75 e 13,78 cGy, para o filtro dinâmico. Ao fazermos essa soma, sem a blindagem, as medidas apresentadas estão entre: 22,31 e 84,30 cGy com o filtro físico, e 4,23 e 26,14 cGy com o dinâmico.

Os valores referentes sem o emprego da blindagem nos mostram que o seu emprego foi capaz de reduzir as doses periféricas em até 58,6% no tratamento com o filtro dinâmico e em 82,5% com o filtro físico. Essa redução foi capaz de diminuir, drasticamente, os riscos de retardo mental e de câncer (os efeitos mais presentes ao se irradiar a região fetal durante a fase final da gestação).

No tratamento com o filtro em cunha, mesmo com a blindagem, a dose máxima recebida foi de, aproximadamente, 0,5 Gy. De acordo com a literatura, na fase fetal final, os efeitos que podem ocorrer ao feto são: retardo mental e indução ao câncer. O limiar de dose para o desenvolvimento de retardo mental é de 0,5 Gy, o que torna o tratamento com o filtro físico, mesmo com a proteção, inviável. Além disso, há uma probabilidade de 7% de que o feto desenvolva algum tipo de câncer durante a vida, uma vez que, é de 14% por gray. [31]

No caso do tratamento com o filtro dinâmico, verifica-se que não há risco de aparecimento de retardo mental, uma vez que a dose máxima foi de 0,14 Gy. O risco de desenvolvimento de câncer também foi reduzido; de 7% para 1,96%.

A partir desses valores, podem-se fazer as seguintes sugestões:

- Realizar o tratamento radioterápico mamário, em gestantes, com a técnica SSD. Nela, o cabeçote do aparelho está mais distante da região tratada, o que reduz a intensidade da radiação periférica ao se comparar

com a técnica SAD. Nesse trabalho optou-se por irradiar o *phantom* por essa técnica, pois ao se tentar irradiar o objeto simulador pela técnica SAD, verificou-se que a presença da blindagem limitava a aproximação do *gantry*, tornando a realização das medidas inviável.

- Sempre realizar o tratamento com o emprego da blindagem.
- Irradiar a mama que vai ser tratada com o filtro dinâmico. A partir dos resultados obtidos, observou-se que as doses periféricas foram muito menores que com a aplicação de um filtro físico. Segundo os valores medidos, os riscos de danos ao feto são reduzidos, chegando a ser ínfimos.

## 5.8 Blindagem

A blindagem foi constituída de duas partes: placas e blocos. As placas, sendo destinadas à proteção superior e inferior da região abdominal, foram construídas (encomendadas por uma empresa de equipamentos hospitalares), possuindo  $30 \times 26 \times 1,5 \text{ cm}^3$ , 13,27 kg de massa e custando R\$212,50 cada. Foram utilizadas 4 placas, sendo o custo total de R\$850,00. Este material foi adquirido, particularmente, pelo professor Msc. Danyel Scheidegger Soboll e pela aluna Danielle Filipov. Os blocos, blindando a parte lateral do objeto simulador, foram emprestados por uma clínica de Medicina Nuclear. Foram fornecidos 20 blocos para a realização das medidas, sendo que 18 foram utilizados (9 em cada lado do manequim). Os blocos possuem encaixes que facilitam a disposição dos mesmos, tanto na vertical quanto na horizontal. Foi utilizada outra placa, de policarbonato, sob as placas superiores, com o objetivo sustentá-las. Ela apresentou rigidez e suportou os, em torno de, 26,5 kg das placas de chumbo de forma satisfatória, não apresentando deformidades ou indícios de ruptura.

A dose de radiação em estruturas críticas, como no feto, deve ser minimizada e uma blindagem deve ser planejada para esse fim. Entretanto, o seu emprego pode trazer certas complicações para a execução do tratamento. A proteção plumbífera é, em geral, grande, pesada, de difícil sustentação junto ao paciente, cara e necessita certo tempo para o seu posicionamento (quando há mudança nos campos de radiação). Sua presença gera certo desconforto ao paciente, dando a sensação de perigo. [64] Contudo seu emprego, em outro

trabalho, mostrou-se bastante eficiente. Nele, irradiou-se o objeto simulador (o mesmo que foi utilizado neste trabalho) com e sem a blindagem, nos campos com e sem um filtro em cunha de 30°. Nesse trabalho, estimou-se que um total de 7.000 UM sejam empregadas num tratamento mamário completo, gerando doses de 9,0 cGy a 55,4 cGy sem a blindagem e de 4,9 cGy a 23,3 cGy com a blindagem. [65]

Apesar do grande aparato montado para realizar a proteção plumbífera, verifica-se que ainda há altos valores de dose detectados nos campos com o filtro físico, principalmente na haste superior, que estava mais próxima do campo irradiado. Nessa região, a dose verificada corresponde ao limiar de dose para o desenvolvimento de retardo mental e fornece 7% de risco na indução de câncer durante a vida pós-nascimento. Entretanto, ao se empregar o filtro dinâmico, a blindagem forneceu resultados satisfatórios, uma vez que os valores obtidos não fornecem grandes riscos à saúde fetal.

## 6 CONCLUSÃO

Para a medição das doses na região fetal, um objeto simulador humanóide foi empregado, além de uma barreira de proteção, constituída de quatro placas de chumbo (sendo cada par colocado sob e sobre o ventre do manequim) e de 18 blocos de chumbo, dispostos lateralmente ao manequim. As placas foram encomendadas e os blocos emprestados de uma empresa de Medicina Nuclear. O emprego dessa barreira se deveu a alguns resultados obtidos em trabalho anteriores (sobre a medição da dose fetal) que mostraram a necessidade da utilização da blindagem. [10], [65]

Durante a realização das medidas, colocou-se a câmara em duas posições, dentro da haste: a 7,5 cm e a 18 cm de distância da superfície, chamadas de posição anterior e posterior, respectivamente. Para que o posicionamento da câmara fosse correto em cada região da haste, foram construídos espaçadores, de 4 cm de comprimento, e cápsulas, de 3 cm de comprimento, os dois com o mesmo diâmetro e material da haste. Assim, evitava-se erro no posicionamento da câmara (uma vez que ela sempre estava na mesma posição, nas três hastes). Acredita-se que a mobilidade dentro da haste, pelo dosímetro, foi de 1 a 2 mm, sendo desprezível.

Entretanto, antes das coletas dos dados na região fetal, foram feitos dois testes: da linearidade do feixe e a influência dos materiais usados no objeto simulador. Irradiou-se a câmara de ionização posicionada em um *phantom* cúbico, acrílico, segundo a configuração descrita na seção 4.3. Foram aplicadas diferentes UMs ao acelerador linear e, com as cargas coletadas, fez-se um gráfico (figura 29) que mostrou a linearidade do feixe. Ou seja, tanto a baixos, quanto a altos valores de UMs aplicados, o feixe continua tendo comportamento linear. Após essa verificação, analisou-se a presença dos materiais utilizados no objeto simulador (acrílico, *nylon* e polietileno). Por não serem água, fez-se testes para se verificar a diferença que poderiam causar na atenuação da radiação. Montou-se o procedimento, descrito na seção 4.5, e verificou-se que os materiais possuem pouca diferença na atenuação quando comparados com a água, podendo ser facilmente implementados. Essa diferença é de, no máximo 0,93%.

Após essas análises, o objeto simulador acrílico foi tomografado e realizado um planejamento, sobre suas imagens. Nele, calculou-se qual a UM

aplicada ao acelerador linear para que a mesma dose seja entregue à profundidade de 6 cm, ao se considerar a aplicação do filtro físico de 30° e dinâmico. Chegaram-se aos valores de 448 e 240 UM, para o filtro físico e dinâmico, respectivamente, obtendo-se uma relação de 1,863 entre as duas. Essa relação foi verificada na prática, ao se seguir o procedimento descrito na seção 4.7. Chegou-se em uma relação de 1,867, sendo, a diferença entre as duas, desprezível (em torno de 0,21%).

Após essas verificações, partiu-se para a etapa de irradiação do objeto simulador na região mamária. Nela, o manequim foi preenchido com água e colocado em uma rampa sobre a mesa do acelerador, na posição de decúbito dorsal. Em seguida, abriu-se um campo interno na mama esquerda (de 10x15 cm<sup>2</sup>), com o *gantry* rotacionado a 310° e o colimador a 100°. A mama foi posicionada a 100 cm do cabeçote (aplicando a técnica SSD de irradiação). Em seguida, a mama foi irradiada por um campo externo (de mesma área que o interno): *gantry* a 130° e colimador a 260°. Posicionou-se a mama, também a 100 cm do acelerador. Nos dois campos, foram feitas 48 irradiações, organizadas em:

- Campo interno com filtro físico e dinâmico, com a blindagem;
- Campo interno com filtro físico e dinâmico, sem a blindagem;
- Campo externo com filtro físico e dinâmico, com a blindagem;
- Campo externo com filtro físico e dinâmico, sem a blindagem;

Para cada irradiação, posicionou-se a câmara de ionização cilíndrica (“Exradin A12”) em uma posição determinada (anterior ou posterior) dentro da haste, nas três hastes. Os valores médios das leituras da câmara, em pC, expostas nas tabelas de 10 a 13, foram convertidos em dose após a determinação do fator de calibração do dosímetro utilizado. A partir desses valores, que correspondem à uma irradiação, calcularam-se as medidas de dose quando se realiza um tratamento radioterápico total, estando os valores, em cGy, estão organizados nas tabelas de 18 a 21.

Obtendo-se essas medidas de dose, pode-se concluir que:

- A implementação do filtro físico de 30° causa uma dose periférica maior que o filtro dinâmico. A maior unidade monitora, que aumenta a intensidade da radiação de fuga, além do espalhamento devido à presença do filtro são fatores para essa dose mais elevada;

- Com o aumento da distância, das hastes em relação ao campo irradiado, as doses diminuem. A lei do inverso do quadrado da distância e a atenuação do espalhamento pelo próprio objeto simulador são causas para essa redução;
- Mesmo com a aplicação da blindagem percebe-se a presença da radiação secundária nas hastes. Isso se deve à radiação que fuga, que consegue passar pela proteção e pelo espalhamento dentro do próprio objeto simulador, apesar de esse ser de baixa intensidade;
- Ao se somar as doses provenientes dos campos interno e externo, para os dois tipos de filtro, verifica-se que a dose total que a região fetal recebe, com o filtro físico (em torno de 50 cGy) é suficiente para o desenvolvimento de retardo mental. Além disso, fornece um risco de 7% na indução ao câncer do feto durante a vida pós-nascimento. Já com a aplicação do filtro dinâmico, o risco no aparecimento do retardo mental desaparece e as chances de indução ao câncer chegam a 1,96%.

Com esses resultados, pode-se recomendar que a paciente realize o tratamento radioterápico mamário com a técnica SSD (que afasta a paciente do acelerador, reduzindo a dose periférica). Além disso, é essencial o emprego da blindagem, utilizada neste trabalho, e do filtro dinâmico (que foi capaz de reduzir os efeitos danosos ao feto).



## 7 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Para futuros trabalho, relacionados à radioterapia em gestante, sugere-se:

- Utilizar outro suporte sob as placas de chumbo, que foram colocadas sobre a manequim. A placa utilizada (de policarbonato) possuía um comprimento maior que a região compreendida pelas duas placas. Isso ocasionava em uma maior demora na realização das medidas (o que pode ser um fator complicador, caso o trabalho seja desenvolvido em um centro de radioterapia que disponibilize pouco tempo para as irradiações), além de dificultar o seu manuseio;
- Utilizar um invólucro para envolver as placas de chumbo. Durante as medições, cada vez que a câmara era trocada de haste ou de posição dentro da haste, o chumbo era manuseado e entrava em contato direto com a pele, podendo ser tóxico (caso não houvesse uma lavagem correta das mãos cada vez que ocorria o contato);
- Desenvolver um objeto simulador antropomórfico com maior diâmetro abdominal, no caso de gestação de gêmeos, trigêmeos, entre outros;
- Verificar a dose de radiação espalhada na região abdominal, ao considerar-se tratamento radioterápico para câncer em outras regiões que não a mama e com feixes de outras energias;
- Usar outro sistema dosimétrico, como os dosímetros termoluminescentes (TLD). As medições com a câmara de ionização podem se tornar inviáveis caso o tempo seja um fator limitador para o desenvolvimento do projeto. Durante a realização deste trabalho, necessitou-se de mais de dez horas para que todas as medidas pudessem ser feitas, sendo que, mais de 80% do tempo foi disponibilizado para a coleta dos dados na região fetal;
- Comparar as medidas de dose obtidas com o objeto simulador com medidas *in vivo*. Verificou-se que, os materiais utilizados neste trabalho (*nylon*, polietileno e acrílico) causam baixa interferência nas medidas. Entretanto, a blindagem construída possibilita sua utilização em torno de gestantes com diversos diâmetros de barriga, viabilizando as medidas *in vivo*, para fins de comparação.

## 8 REFERÊNCIAS

[1] ALMEIDA, C.A.; BARRY, S.A. **Cancer. Basic Science And Clinical Aspects.** Wiley-Blackwell, primeira edição, 2010.

[2] KO, A.H.; DOLLINGER, M.; ROSENBAUM, E.H. **Everyone's Guide To Cancer Therapy. How Cancer Is Diagnosed, Treated, And Managed Day To Day.** Quinta edição, 2008.

[3] PHIPPS, A.W.; HARRISON, J.D.; FELL, T.P.; ECKERMAN, K.F.; NOSSKE, D. **Some Aspects Of The Fetal Doses Given In ICRP Publication 88.** Radiation Protection Dosimetry, v.105, p.279-284, 2003.

[4] NUYTTENS, J.J.; PRADO, K.L.; JENRETTE, J.M.; WILLIAMS, T.E. **Fetal Dose During Radiotherapy: Clinical Implementation And Review Of The Literature.** Carcer/Radiothérapie, v.6, p.352-357, 2002.

[5] ANTYPAS, C.; SANDILOS, P.; KOUVARIS, J.; et al. **Fetal Dose Evaluation During Breast Cancer Radiotherapy.** International Journal Of Radiation Oncology, Biology And Physics, v.40, p.995-999, 1998.

[6] ISLAM, M.K.; SAEEDI, F.; RAJHI, N.AL-. **A Simplified Shielding Approach For Limiting Fetal Dose During Radiation Therapy Of Pregnant Patients.** International Journal Of Radiation Oncology, Biology And Physics, v.49, p.1469-1473, 2001.

[7] SNEED, P.K.; ALBRIGHT, N.W.; WARA, W.M.; et al. **Fetal Dose For Radiotherapy Of Brain Tumors During Pregnancy.** International Journal Of Radiation Oncology, Biology And Physics, v.32, p.823-830, 1995.

[10] FILIPOV, D; MAFRA, K.C. **Avaliação Da Dose Fetal Em Radioterapia – Em Casos de Gestação Avançada – Usando Câmara De Ionização Cilíndrica.** Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), trabalho de conclusão de curso, 2008.

[9] FILIPOV, D.; ROVERI, A.P.; SOBOLL, D.S.; SCHELIN, H.R.; MAFRA, K.C. **Avaliação Da Dose Fetal Em Radioterapia De Mama Utilizando Objeto Simulador E Câmara De Ionização, Com E Sem Blindagem de Proteção Abdominal.** Departamento De Radioterapia Do Hospital Erasto Gaertner, monografia de pós-graduação, 2008

[8] JONES, R.E.; LOPEZ, K.H. **Human Reproductive Biology.** Ed. Elsevier, terceira edição, 2006.

[9] RILEY, L. **Pregnancy. The Ultimate Week-By-Week Pregnancy Guide.** Ed. Meredith Books, primeira edição, 2006

[11] NIHIRA, M.A. **The First Trimester: Your Baby's Growth And Development In Early Pregnancy.** 2009. Acessado através de: <http://www.webmd.com/baby/1to3-months>

[12] MURTA, C.G.V.; FRANÇA, L.C. **Medida da Translucência Nucal No Rastreamento De Anomalias Cromossômicas.** Revista Brasileira De Ginecologia E Obstetrícia, v.24, p.167-173, 2002.

[13] BLACKBURN, S.T. **Maternal, Fetal & Neonatal Physiology: A Clinical Perspective.** Ed. Elsevier Health Sciences, terceira edição, 2007.

[14] ABREU, C.DE L.H.DE; BRASILEIRO, M. **Vernix Caseoso: Sujeira Ou Proteção?.** Universidade Católica De Goiás, 2007.

[15] CHEN, P.J. **Pregnancy Central. Staying Healthy During Pregnancy.** Department of Obstetrics & Gynecology. Hospital of the University of Pennsylvania, 2008.

[16] JUNIOR, J.M; JUNIOR, A.B; MAZZOCCATO, C; LAGINHA, F; et al. **Câncer De Mama Associado À Gravidez: Um Estudo Caso/Controle.** Revista Brasileira De Ginecologia E Obstetrícia, v.24, p.585-591, 2002.

[17] PETREK, J.A. **Breast Cancer During Pregnancy.** Cancer. Supplement: An Interdisciplinary International Journal Of The American Cancer Society, v.74, p.518-527, 1994.

[18] DONEGAN, W.L. **Cancer And Pregnancy.** A Cancer Journal For Clinicians, v.33, p.194-214, 1983.

[19] LISHNER, M. **Cancer In Pregnancy.** Annals Of Oncology (Supplement 3), v.14, p.31-36, 2003.

[20] PENTHEROUDAKIS, G. **Cancer And Pregnancy.** Annals Of Oncology (Supplement 5), v.19, p. 38-39, 2008.

[21] SINGH, G. **Cancer In Pregnancy.** Indian Journal Of Surgery, v.71, p. 374-379, 2009.

[22] DOLL, D.C.; RINGENBERG, Q.S.; YARBRO, J.W. **Management Of Cancer During Pregnancy.** Archives Of Internal Medicine, v.148, p. 2058-2064, 1988.

- [23] PARENTE, J.T.; AMSEL, M.; LERNER, R.; CHINEA, F. **Breast Cancer Associated With Pregnancy**. *Obstetrics & Gynecology*, v. 71, p. 861, 1988.
- [24] GEMIGNANI, M.L.; PETREK, J.A.; BORGEM, P.I. **Breast Cancer And Pregnancy**. *Surgical Clinics Of North America*, v. 79, p. 1157-1169, 1999.
- [25] NAKAGAWA, K.; AOKI, Y.; KUSAMA, T.; BAN, N.; et al. **Radiotherapy During Pregnancy: Effects On Fetuses And Neonates**. *Clinical Therapeutics*, v. 19, p. 770-777, 1997.
- [26] FENIG, E.; MISHAELI, M.; KALISH, Y.; LISHNER, M. **Pregnancy And Radiation**. *Cancer Treatment Reviews*, v.27, p. 1-7, 2001.
- [27] FRAASS, B.A.; GEIJN, J. VAN DE. **Peripheral Dose From Megavolt Beams**. *Medical Physics*, v.10, p.809-818, 1983.
- [28] RILEY, R.F. **The Effects On Populations Of Exposure To Low Levels Of Ionizing Radiation: 1980**. *Medical Physics*, v.8, p.920, 1981.
- [29] LAND, C.E. **Low-Dose Radiation – A Cause Of Breast Cancer?** *Cancer (Philadelphia)*, v.46, p.868-873, 1980.
- [30] MERRIAM, G.R.; FOCHT, E.F. **A Clinical Study Of Radiation Cataracts And The Relationship To Dose**. *American Journal Of Roentgenology*, v.77, p.759-775, 1957.
- [31] STOVALL, M.; BLACKWELL, C.R.; CUNDIFF, J.; NOVACK, D.H.; et al. **Fetal Dose From Radiotherapy With Photon Beams: Report Of AAPM. Radiation Therapy Committee Task Group No. 36**. *Medical Physics*, v.22, p.63-82, 1995.
- [32] DEKABAN, A.S. **Abnormalities In Children Exposed To X-Radiation During Various Stages Of Gestation: Tentative Timetable Of Radiation Injury To The Human Fetus, Part I**. *Journal Of Nuclear Medicine*, v.9, p.471-477, 1968.
- [33] CDC. CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. **Radiation And Pregnancy: A Fact Sheet For Clinicians**. 2006. Acessado através de: <http://www.bt.cdc.gov/radiation/prenatalphysician.asp>
- [34] PERGAMENT, E.; STEIN, A.K.; MILLER, J.L. **Radiation And Pregnancy**. *ITIS Newsletters*, v.2, 1993.
- [35] WOOD, J.W.; KEEHN, R.J.; KAWAMOTO, S.; JOHNSON, K.G. **The Growth And Development Of Children Exposed In Utero To The Atomic Bombs In**

**Hiroshima And Nagasaki.** American Journal Of Public Health, v.57, p.1374-1380, 1967.

[36] OTAKE, M.; SCHULL, W.J.; YOSHIMARU, H. **Brain Damage Among The Prenatally Exposed.** Journal Of Radiation Research, Supplement, p.249-264, 1991.

[37] WAKEFORD, R. **The Cancer Epidemiology Of Radiation.** Oncogene, v.23, p.6404-6428, 2004.

[38] STEWART, A.; WEBB, J.; HEWITT, D. **A Survey Of Childhood Malignancies.** British Medical Journal, v.1, p.1495-1508, 1958.

[39] STEWART, A.; KNEALE, G.W. **Radiation Dose Effects In Relation To Obstetric X-Rays And Childhood Cancers.** Lancet, v.1, p.1185-1188, 1970.

[40] YOSHIMOTO, Y.; KATO, H.; SCHULL, W.J. **Risk Of Cancer Among Children Exposed In Utero To A-Bomb Radiations 1950-1954.** Lancet, v.2, p.665-669, 1988.

[41] ROUX, C.; HORVATH, C.; DUPUIS, R. **Effects Of Pre-Implantation Low-Dose Radiation On Rat Embryos.** Health Physics, v.45, p.993-999, 1983.

[42] OTAKE, M.; SCHULL, W.J. **Radiation-Related Small Head Sizes Among Prenatally Exposed Survivors.** International Journal Of Radiation Biology, v.63, p.255-270, 1992.

[43] BRENT, R.L. **The Effect Of Embryonic And Fetal Exposure To X-Ray, Microwaves And Ultrasound.** Clinical Obstetrics And Gynecology, v.26, p-484-510, 1983.

[44] BITHELL, J.F.; STEWART, A.M. **Prenatal Irradiation And Childhood Malignancy. A review Of British Data From The Oxford Survey.** British Journal Of Cancer, v.31, p.271-287, 1975.

[45] ICRU. International Commission On Radiation Units And Measurements. **Radiation Quantities And Units.** Bethesda, Maryland, Report 33, 1980.

[46] BULLA, R.T. **Métodos De Calibração De Câmaras De Ionização De Placas Paralelas Para Dosimetria De Feixe De Elétrons.** São Paulo: Universidade De São Paulo (USP), dissertação de mestrado, 1999.

[47] IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Manual De Dosimetria En Radioterapia.** Viena: Technical Reports Series 110, 1971.

[48] ATTIX, F.H. **Introduction To Radiological Physics And Radiation Dosimetry.** John Wiley & Sons Inc, 1986.

[49] TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRINZIO, R.; PRINZIO, M.A.R.R. **Radioproteção E Dosimetria: Fundamentos.** Primeira Edição, Rio De Janeiro: IRD/CNEN, 1999.

[50] SILVA, R.A.DA. **Dosimetria De Filtros Dinâmicos Aprimorados.** São Paulo: Universidade De São Paulo (USP), dissertação de mestrado, 2006.

[51] ROSSI, B.B. **Ionization Chambers And Counters.** McGraw Hill Book Company Inc, terceira Edição, 2000.

[52] KHAN, F.M. **The Physics Of Radiation Therapy.** Lippincott Williams & Wilkins, quarta edição, 2010.

[53] ICRU. International Commission On Radiation Units And Measurements. **Determination Of Absorbed Dose In A Patient Irradiated By Beams Of X Or Gamma Rays In Radiotherapy Procedures.** Bethesda, Maryland: ICRU Report 24, 1976.

[54] TASK GROUP 21, RADIATION THERAPY COMMITTEE, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **A Protocol For The Determination Of Absorbed Dose From High-Energy Photon And Electron Beams.** Medical Physics, v.10, p.741-771, 1983.

[55] ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation Dosimetry: Electron Beams With Energies Between 1 And 50 MeV.** Bethesda, Maryland: ICRU Report 35, 1984.

[56] BORCIA, C.; MIHAILESCU, D. **Are Water-Equivalent Materials Used In Electron Beams Dosimetry Really Water Equivalent?** Romanian Journal Of Physics, v.53, p.851-863, 2008.

[57] IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed Dose Determination In External Beam Radiotherapy: An International Code Of Practice For Dosimetry Based On Standards Of Absorbed Dose To Water.** Viena: Technical Reports Series 398, 2000.

[58] SCHULZ, R.J.; NATH, R. **On The Constancy In Composition Of Polystyrene And Polymethylmethacrylate Plastics.** Medical Physics, v.6, p. 153, 1979.

[59] ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Physical Aspects Of Irradiation.** Washington, D.C., NBS Handbook No. 85, 1964.

[60] CUNNINGHAM, J.R.; SCHULZ, R.J. **On The Selection Of Stopping-Power And Mass-Energy Absorption Coefficient Ratios For High Energy X Ray Dosimetry.** Medical Physics, v.11, p.618-623, 1984.

[61] INCA. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Programa De Qualidade Em Radioterapia. Curso De Atualização Para Técnicos Em Radioterapia.**

[62] SOUZA, R.S.; CARDOSO, S.C.; BATISTA, D.V.S. **Determinação Do “Fator Filtro Dinâmico” Para Aceleradores Clínicos De Elétrons.** 34ª Jornada Paulista De Radiologia, São Paulo, 2004.

[63] SVS. SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA DO MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.** 1998.

[64] MUTIC, S.; KLEIN, E.E. **A Reduction In The AAPM Tg-36 Reported Peripheral Dose Distributions With Tertiary Multileaf Collimation.** International Journal Of Radiation Oncology, Biology And Physics, v.44, p.947-953, 1999.

[65] FILIPOV, D.; ROVERI, A.P.; SOBOLL, D.S.; SCHELIN, H.R.; MAFRA, K.C. **Avaliação Da Dose Fetal Em Radioterapia De Mama Utilizando Objeto Simulador E Câmara De Ionização, Com E Sem Blindagem de Proteção Abdominal.** Departamento De Radioterapia Do Hospital Erasto Gaertner, monografia de pós-graduação, 2008.