

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

NATÁLIA MARIANO PRADO DE OLIVEIRA

**DIFRAÇÃO DE RAIOS X EM MATERIAIS EQUIVALENTES AO
TECIDO MAMÁRIO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2016

NATÁLIA MARIANO PRADO DE OLIVEIRA

**DIFRAÇÃO DE RAIOS X EM MATERIAIS EQUIVALENTES AO
TECIDO MAMÁRIO**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação apresentado à disciplina de Trabalho de Diplomação do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Departamento Acadêmico de Física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do grau de Tecnólogo.

Orientadora: Dr^a Jaqueline Kappke Zambianchi
Coorientador: Dr. André Luiz Coelho Conceição

CURITIBA

2016



FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO

“Difração de raios X em materiais equivalentes ao tecido mamário”

por

Natália Mariano Prado de Oliveira

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 10h00min do dia 13 de dezembro de 2016. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 206**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

Profa. Jaqueline Kappke, Dra
UTFPR. Presidente

Prof. Pedro Zambianchi Júnior, Dr
UTFPR

Profa. Alana Caroline França, MSc
UTFPR

Visto:

Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr
Coordenador de TCC do CSTR

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a professora Jaqueline Kappke Zambianchi pela orientação deste e muitos outros trabalhos, além do apoio em questões não apenas acadêmicas, como também pessoais.

Ao professor André Conceição por me receber em sua equipe e idealizar este trabalho.

Aos colegas do laboratório de Espectroscopia de Raios X da UTFPR por todo o suporte, em especial as colegas Camila de Almeida Salvego e Alana França Fagundes.

A minha família, amigos e namorado, por toda a paciência e apoio desprendidos durante minha graduação.

RESUMO

OLIVEIRA, Natália Mariano Prado. **Difração de raios X em materiais equivalentes ao tecido mamário**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso. Departamento Acadêmico de Física. Graduação em Tecnologia em Radiologia. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

O presente trabalho avaliou o perfil de espalhamento de quatro materiais equivalentes ao tecido mamário: água destilada, isopropanol, glicerina e formol tamponado a 10%. A técnica empregada foi a difração de raios X no difractômetro XRD-7000 da Shimadzu, operando com 40 kVp e 20 mAs. As medidas foram realizadas no modo contínuo, variando o ângulo de espalhamento de 6° a 76° com passo de 1/3 de grau. A velocidade selecionada foi de um grau por minuto. Os perfis de espalhamento encontrados foram comparados com perfis de tecidos mamários já publicados na literatura, incluindo tecido adiposo, neoplasias benignas e malignas. O perfil de espalhamento dos materiais analisados estavam em conformidade com o de tecidos mamários publicados por diversos pesquisadores. A água destilada apresentou um perfil de espalhamento similar ao das neoplasias benignas, o isopropanol e a glicerina mostraram-se similares ao tecido adiposo e o formol tamponado a 10% às neoplasias malignas.

Palavras-chave: Materiais equivalentes. Tecido mamário. Difração de raios X. Espalhamento de raios X.

ABSTRACT

OLIVEIRA, Natália Mariano Prado. **X-ray diffraction on breast-equivalent materials**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso. Departamento Acadêmico de Física. Graduação em Tecnologia em Radiologia. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

The present essay evaluated the scattering profile of four breast-equivalent materials: distilled water, isopropanol, glycerin and 10% formalin. The technique used was X-ray diffraction with a XRD-7000 Shimadzu diffractometer operating with 40 kVp and 20 mAs. The measurements were performed in the continuous mode, ranging the scattering angle from 6° to 76° , with steps of $1/3$ degree. The selected speed was 1 degree per minute. The scattering profiles found were compared with profiles of breast tissues already published in the literature, including adipose tissue, malign and benign tumors. The scattering profile of the breast-equivalent materials analysed were in compliance with breast tissue's profiles published by some researchers. Distilled water presented a similar scattering profile to benign tumors, isopropanol and glycerin's profiles were similar to adipose tissue and formalin's to malign tumors.

Keywords: Equivalent materials. Breast tissue. X ray diffraction. X ray scatter.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estruturas mamárias macroscópicas	13
Figura 2 - Anatomia da mama	14
Figura 3 - Origens anatômicas das lesões comuns da mama.....	16
Figura 4 - <i>Phantom</i> antropomórfico mamário da CIRS Modelo 010-011A.....	18
Figura 5 - Elementos internos do <i>phantom</i> mamário da CIRS.....	18
Figura 6 - Imagem tomográfica (acima) e radiográfica (abaixo) do <i>phantom</i> mamário da CIRS	19
Figura 7 - Esquema de um tubo gerador de raios X	21
Figura 8 - Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 keV	22
Figura 9 - Esquematização do Efeito Rayleigh - fóton incidente λ_1 interage com o átomo e o fóton λ_2 é espalhado com exatamente mesma energia e comprimento de onda	24
Figura 10 - Perfis de espalhamento obtidos por diversos autores para tecido mamário adiposo, neoplasias malignas e benignas	28
Figura 11 - Difratômetro Shimadzu XRD-7000 externamente à esquerda e internamente à direita.....	30
Figura 12 - Esquematização do difratômetro XRD-7000	31
Figura 13 – Dimensões do porta-amostra.....	32
Figura 14 - Amostra recoberta por filme PVC no porta-amostra de PLA.....	33
Figura 15 - Esquematização do arranjo experimental	33

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Perfil de espalhamento da água destilada	35
Gráfico 2 - Perfil de espalhamento do isopropanol	36
Gráfico 3 - Perfil de espalhamento da glicerina	36
Gráfico 4 - Perfil de espalhamento do formol tamponado a 10%	37
Gráfico 5 – Comparação entre os perfis de espalhamento de materiais equivalentes à mama	38
Gráfico 6 – Comparação do perfil de espalhamento da água destilada e neoplasias benignas	39
Gráfico 7 - Comparação entre o perfil de espalhamento do isopropanol, glicerina e tecido adiposo.....	40
Gráfico 8 - Comparação entre o perfil de espalhamento do formol 10% e neoplasias malignas	41

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

CAE	Controle Automático de Exposição
ddp	Diferença de Potencial
DMF	Dimetilformamida
EDXRD	Energy dispersive X-ray diffraction
FCC	Fibrocystic changes
FSH	Hormônio Folículo Estimulante
Gnrh	Gonadotropin-releasing hormone
LH	Hormônio Luteinizante
NaI	Iodeto de Sódio
PLA	Polylactic acid
PVC	Policloreto de Polivinila
WAXS	Wide angle X-ray scattering
SAXS	Small angle X-ray scattering

LISTA DE SÍMBOLOS

Z	Número atômico
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
γ	Raios gama
λ	Comprimento de onda
σ	Seção de choque

SUMÁRIO

Natália Mariano Prado de Oliveira	11
1 INTRODUÇÃO	11
1.1 OBJETIVOS	12
1.1.1 Objetivo Geral	12
1.1.2 Objetivos Específicos	12
2 EMBASAMENTO TEÓRICO	13
2.1 TECIDO MAMÁRIO	13
2.1.1 Anatomia da mama	13
2.1.2 Fisiologia da mama	15
2.1.3 Patologias associadas à mama	15
2.2 MATERIAIS EQUIVALENTES	17
2.3 FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE	19
2.3.1 Tubo de raios X	20
2.4 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	22
2.4.1 Espalhamento elástico	24
2.5 DIFRAÇÃO DE RAIOS X	26
2.5.1 Fundamentos	26
2.5.2 Padrões de difração de tecidos mamários na literatura	27
2.5.3 Padrões de difração de materiais equivalentes na literatura	28
2.5.4 Equipamento XRD-7000 Shimadzu	29
3 METODOLOGIA	32
3.1 PREPARO DAS AMOSTRAS	32
3.2 CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL	33
3.3 ANÁLISE DOS DADOS OBTIDOS	34
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	35
4.1 PERFIL DE ESPALHAMENTO DOS MATERIAIS EQUIVALENTES À MAMA	35
4.2 COMPARAÇÕES COM TECIDOS MAMÁRIOS	38
5 CONCLUSÕES	42
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	43
REFERÊNCIAS	44

1 INTRODUÇÃO

A introdução da mamografia na medicina propiciou reduzir a mortalidade por câncer de mama, pois foi a primeira técnica a permitir a identificação de tumores assintomáticos e impalpáveis (INCA, 2014). A mamografia utiliza raios X, que são modulados em intensidade pela mama do paciente e impressionam um receptor, no qual é formada a imagem usada para diagnóstico. A imagem é um resultado das diferenças entre os coeficientes de atenuação linear dos diversos tipos de tecido, mostrando corpos de diferentes densidades e formas nos tecidos mamários (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; CULLINAN, 1996).

Equipamentos mamográficos devem passar por testes de controle de qualidade periodicamente para avaliar seu funcionamento. Para isso são utilizados objetos simuladores ou *phantoms*, produzidos com materiais equivalentes à mama, ou seja, materiais que apresentem composição elementar e densidade similar ao tecido mamário real e que reproduzam as características de atenuação do tecido humano. Pode-se supor que suas propriedades de espalhamento são também similares (POLETTI, GONÇALVES E MAZZARO, 2002).

O perfil de espalhamento de um material é a distribuição do número de fótons espalhados elasticamente em função do ângulo de espalhamento (ou do momento transferido), sendo esta distribuição decorrente dos efeitos coletivos de espalhamento devido ao átomo, molécula ou arranjos supramoleculares presentes no material. O padrão de difração é único e caracteriza um material. Esses padrões podem ter um papel importante na escolha dos materiais equivalentes à mama ou no desenvolvimento de uma nova modalidade de imagem, que se baseie não apenas na diferença de atenuação dos tecidos, mas também nas suas características de espalhamento (KANE *et al.*, 1985 *apud* CONCEIÇÃO, 2008; POLETTI, GONÇALVES E MAZZARO, 2001).

Alguns materiais equivalentes à mama já foram analisados. Kosanesky *et al.* (1987) apresentaram padrões de difração de tecidos biológicos e alguns materiais utilizados em *phantoms* de forma geral, não específicos para mama. O trabalho de Evans *et al.* (1991) também o fez, porém utilizando uma energia maior que a usada na mamografia e uma técnica de baixo ângulo de espalhamento. Poletti *et al.* (2002) apresentaram o padrão de espalhamento de alguns materiais equivalentes, incluindo *phantoms* mamários comerciais e tecidos mamários.

Neste trabalho foram analisados materiais que representam uma variedade de composições mamárias encontradas na mamografia clínica: água destilada, glicerina,

isopropanol e formol tamponado a 10%. Seus perfis de espalhamento foram comparados aos de tecidos mamários, publicados por diversos autores.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Analisar o perfil de espalhamento de materiais equivalentes ao tecido mamário por meio da difração de raios X em médio ângulo.

1.1.2 Objetivos Específicos

1.1.2.1 Embasamento teórico das técnicas a serem utilizadas;

1.1.2.2 Preparo das amostras de materiais equivalentes à mama: água destilada, glicerina, dimetilformamida, isopropanol e formol tamponado a 10%;

1.1.2.3 Análise do perfil de espalhamento das amostras por meio da técnica de difração de raios X em médios ângulos (WAXS);

1.1.2.4 Comparação dos perfis de espalhamento encontrados com os de tecidos mamários humanos.

2 EMBASAMENTO TEÓRICO

2.1 TECIDO MAMÁRIO

2.1.1 Anatomia da mama

As mamas humanas são estruturas glandulares pares, situadas na parede anterior e superior do tórax, apoiadas sobre o músculo peitoral maior (na altura da segunda à sexta costela no plano vertical e do esterno à linha axilar anterior no plano horizontal). Derivam de glândulas sudoríparas modificadas e apresentam uma aréola e uma papila em sua região central. A mama é formada por tecido glandular, por tecido fibroso de conexão e por tecido gorduroso no intervalo entre os lobos (PRADA *et al.*, 2016; OLIVEIRA, 1997). As estruturas mamárias são apresentadas nas Figuras 1 e 2.

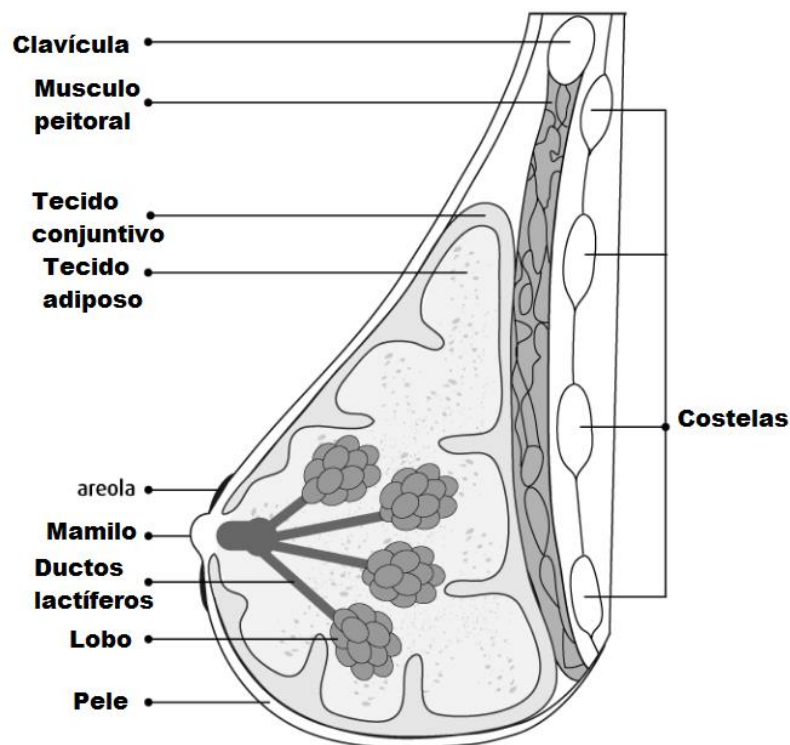


Figura 1 – Estruturas mamárias macroscópicas

Fonte: Adaptado de Canadian Cancer Society (2016).

Na papila mamária exteriorizam-se de 6 a 20 orifícios ductais, que correspondem às vias de drenagem das unidades funcionantes, que são os lobos mamários. A aréola, que circunda a papila, possui tecido pigmentado mais espesso que o resto da pele mamária. A presença de numerosas glândulas sebáceas promove elevações em sua superfície, conferindo-lhe aspereza.

Essas glândulas secretam material lipóide que lubrifica e protege a papila durante a amamentação. A aréola também possui folículos pilosos e glândulas sudoríparas (OLIVEIRA, 1997; REGATTIERI, 2012).

A gordura subcutânea mamária possui espessura variável e circunda o cone parenquimatoso, porém não o isola completamente. Pode ser encontrado epitélio ductal imediatamente abaixo da derme. Os ligamentos de Cooper são estruturas fibrosas que atravessam, sustentam e dividem a mama em compartimentos. Esses ligamentos sobrepõem-se e projetam formas irregulares e espiculadas. Suas extensões superficiais são conhecidas como *retinacula cutis* e dão sustentação primária às mamas, conectando-as à pele (REGATTIERI, 2012).

O espaço retro mamário é constituído por tecido adiposo e separa a glândula mamária do plano muscular localizado na parede anterior do tórax. O músculo peitoral maior é espesso e possui a forma de um leque. Está situado na parede torácica anterior, em sua porção superior. Sua ação permite flexionar, aduzir e girar o braço medialmente. O músculo peitoral menor é delgado e possui forma triangular. Está localizado na porção mais cranial do tórax, profundamente ao músculo peitoral maior. Estende-se do terceiro ao quinto arcos costais e insere-se no processo coracóide da escápula. Sua ação permite tracionar a escápula ventral e caudalmente. O parênquima mamário (tecido glandular) curva-se ao redor da margem lateral do músculo peitoral maior (REGATTIERI, 2012).

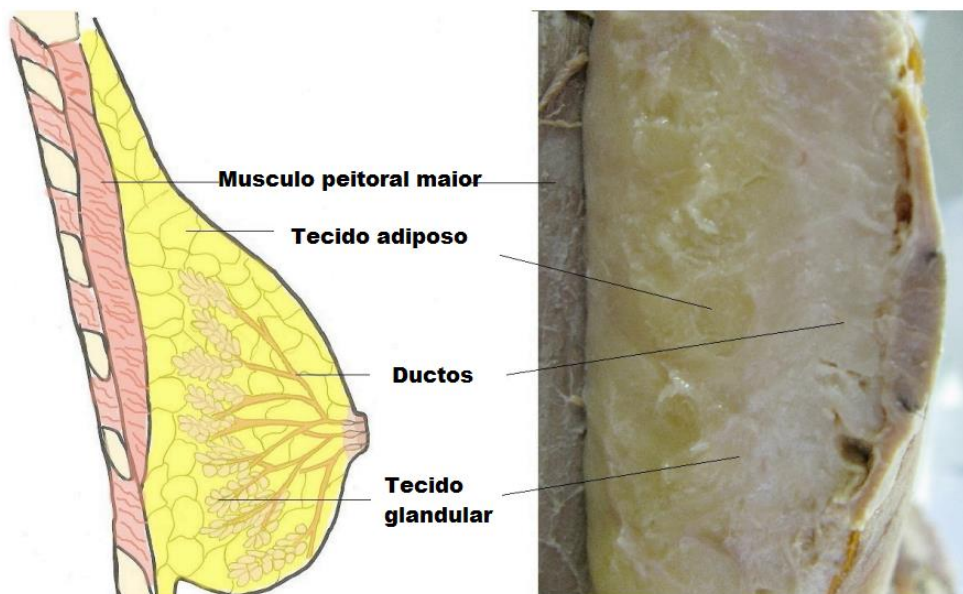


Figura 2 - Anatomia da mama

Fonte: Adaptado de acervo da UTFPR apud Regattieri (2012).

2.1.2 Fisiologia da mama

A função das mamas é produzir leite, fonte de alimento para a prole, proporcionando a este importante grau de imunidade durante os primeiros meses de vida. São consideradas órgãos acessórios do sistema reprodutor (GOSS, 1997; KOPANS, 2007; ROBBINS *et al.*, 2010).

O desenvolvimento das mamas começa na puberdade, devido ao estímulo hormonal. A partir de então a mama torna-se um órgão dinâmico susceptível a flutuações hormonais cíclicas (KOPANS, 2007; GUYTON e HALL, 2006). O processo inicia-se no hipotálamo, onde ocorre a liberação de um hormônio denominado hormônio liberador de gonadotrofina (GnRH), que atua na região anterior da hipófise promovendo a síntese de hormônios hipofisários sexuais: o hormônio folículo estimulante (FSH) e o hormônio luteinizante (LH). Estes agem nos ovários promovendo, como resposta, a secreção de estrogênio e progesterona (GUYTON e HALL, 2006).

O estrogênio é responsável pelo crescimento do tecido glandular nos seios durante a puberdade. A progesterona estimula o crescimento e maturação dos ductos mamários. Durante a gravidez os níveis de estrogênio e progesterona aumentam, resultando num crescimento do tecido adiposo e maior desenvolvimento das glândulas.

Outros hormônios importantes da função glandular mamária são a prolactina, que promove a secreção do leite, e a ocitocina, que permite a ejeção de leite dos alvéolos para os ductos.

2.1.3 Patologias associadas à mama

Patologia é o estudo da doença realizado por meio da análise das alterações estruturais, bioquímicas e funcionais das células, tecidos e órgãos que fundamentam doença (ROBBINS *et al.*, 2010). As patologias mamárias são classificadas de acordo com sua anatomia e componentes histológicos, que, conforme discutido acima, incluem os ductos e lóbulos, células epiteliais e estroma (intralobular e interlobular). Cada elemento estrutural pode originar lesões malignas ou benignas, como demonstrado na Figura 3.

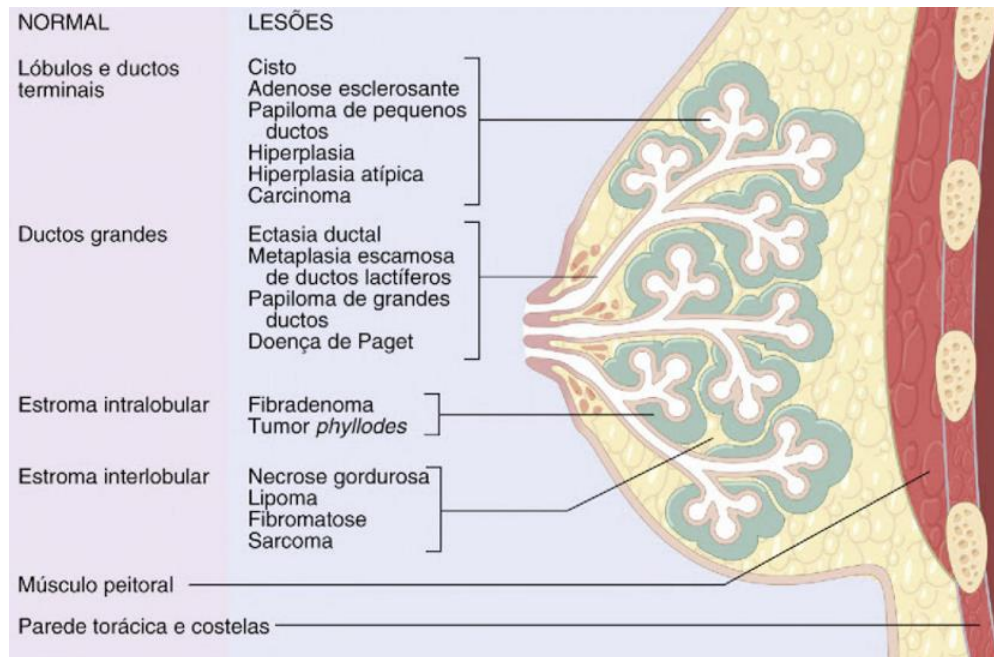


Figura 3 - Origens anatômicas das lesões comuns da mama

Fonte: Robbins *et al.* (2010).

As patologias mamárias podem ser divididas em quatro grupos, que incluem as patologias mais comuns. São eles: distúrbios do desenvolvimento, distúrbios inflamatórios, lesões epiteliais benignas e carcinoma da mama. De forma geral, os sintomas mais comumente apresentados são dor (mastalgia), massa palpável, encaroçamento e descarga papilar (ROBBINS *et al.*, 2010).

Alguns distúrbios do desenvolvimento são: Remanescentes Mamários, em que o indivíduo apresenta papilas ou mamas supranumerárias; Tecido Mamário Axilar Acessório, em que o sistema ductal se estende para o tecido subcutâneo da parede torácica ou para a fossa axilar; Mamilo Invertido Congênito, situação na qual o mamilo falha em se evertir durante o desenvolvimento (ROBBINS *et al.*, 2010).

Os distúrbios inflamatórios são os mais incomuns, acometendo apenas 1% das mulheres com sintomas mamários. Neste grupo incluem-se as mastites (aguda, periductal ou granulomatosa, dependendo do local/tecido atingido), que são infecções da mama, podendo gerar abscessos que se manifestam por meio de massas palpáveis. Outra inflamação inclusa neste grupo é a Ectasia Ductal Mamária, que apresenta dilatação dos ductos, descarga papilar de secreções brancas e espessas e retração da pele, acompanhados de dor e eritema. A Mastopatia Linfocítica apresenta uma ou múltiplas massas endurecidas palpáveis e a Necrose Gordurosa se apresenta no centro de lesões agudas, tomando o aspecto de nódulos mal definidos, firmes,

branco-acinzentados, que contêm pequenos focos branco-giz ou *debris* (vestígios de células ou tecidos mortos ou danificados) hemorrágicos escuros (ROBBINS *et al.*, 2010).

As lesões epiteliais benignas têm sido divididas em três grupos, de acordo com o risco subsequente de desenvolvimento de câncer mamário: (1) alterações mamárias não proliferativas, (2) doença mamária proliferativa e (3) hiperplasia atípica. O primeiro apresenta alterações fibrocísticas, resultando no desenvolvimento de cistos, fibrose e/ou adenose. O segundo grupo é caracterizado pela proliferação do epitélio ductal e/ou estroma e tipicamente apresenta-se com múltiplas lesões, que podem ser hiperplasias epiteliais, adenose esclerosante, lesão esclerosante complexa ou papilomas. Mais de 80% dos papilomas produzem descarga papilar, que pode ser sanguinolenta. O terceiro grupo apresenta hiperplasia ductal e/ou lobular atípica, que se assemelham histologicamente ao carcinoma *in situ*, mas possuem poucas características suficientemente qualitativas ou quantitativas para diagnóstico de carcinoma (ROBBINS *et al.*, 2010).

O carcinoma da mama é o segundo câncer que mais acomete mulheres, depois do câncer de pele. Mais de 95% das malignidades mamárias são adenocarcinomas, divididos em carcinoma *in situ* e carcinomas invasivos. O carcinoma *in situ* se refere a uma proliferação neoplásica que está limitada aos ductos e lóbulos pela membrana basal. Já o invasivo caracteriza-se por ter penetrado a membrana basal para o estroma e possui potencial de invadir a vasculatura e, conseqüentemente, atingir linfonodos regionais e sítios distantes. Os tumores malignos podem se originar da pele da mama, glândulas sudoríparas, glândulas sebáceas e pelos, porém, evidências apontam que os carcinomas se originam exclusivamente da unidade terminal ductal lobular (ROBBINS *et al.*, 2010; WELLINGS, 1980).

2.2 MATERIAIS EQUIVALENTES

Os materiais equivalentes a um tecido biológico devem apresentar composição elementar e densidade similar ao tecido real e reproduzir as características de atenuação do mesmo (POLETTI, GONÇALVES E MAZZARO, 2002). Materiais equivalentes à mama são utilizados principalmente na produção de *phantoms*, que devem simular tanto o tecido glandular e quanto o adiposo. Estes *phantoms* também podem simular calcificações, ductos fibrosos e massas tumorais, que são úteis quando sua finalidade é realizar testes de controle de qualidade.

A Figura 4 mostra um exemplo de *phantom* antropomórfico comercial da empresa CIRS (Norfolk, EUA), usado para testar o funcionamento de equipamentos mamográficos. Nas imagens seguintes (Figuras 5 e 6) é possível observar os elementos presentes no seu interior,

que simulam diversas condições, como: (1) linhas para verificação da distorção geométrica da imagem; (2 a 13) simulação de microcalcificações de diversas dimensões; (14 a 18) diferentes proporções de tecido adiposo-glandular; (19 a 23) fibras de nylon para simulação de ductos fibrosos; (24 a 30) simulação de massas tumorais de diferentes dimensões; (31 e 32) pontos de referência.



Figura 4 - *Phantom* antropomórfico mamário da CIRS Modelo 010-011A
Fonte: CIRS (2016).

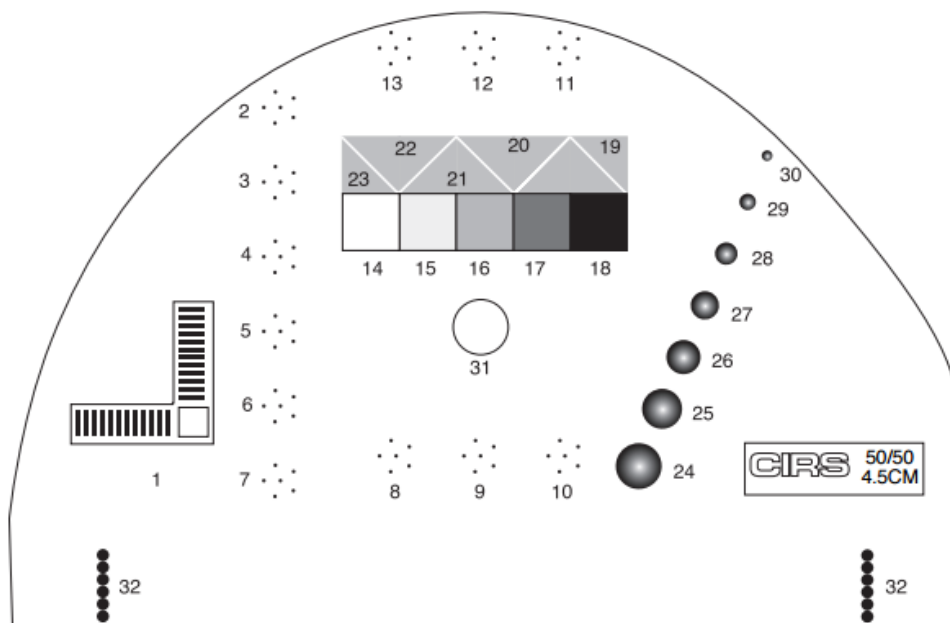


Figura 5 - Elementos internos do *phantom* mamário da CIRS
Fonte: CIRS (2016).

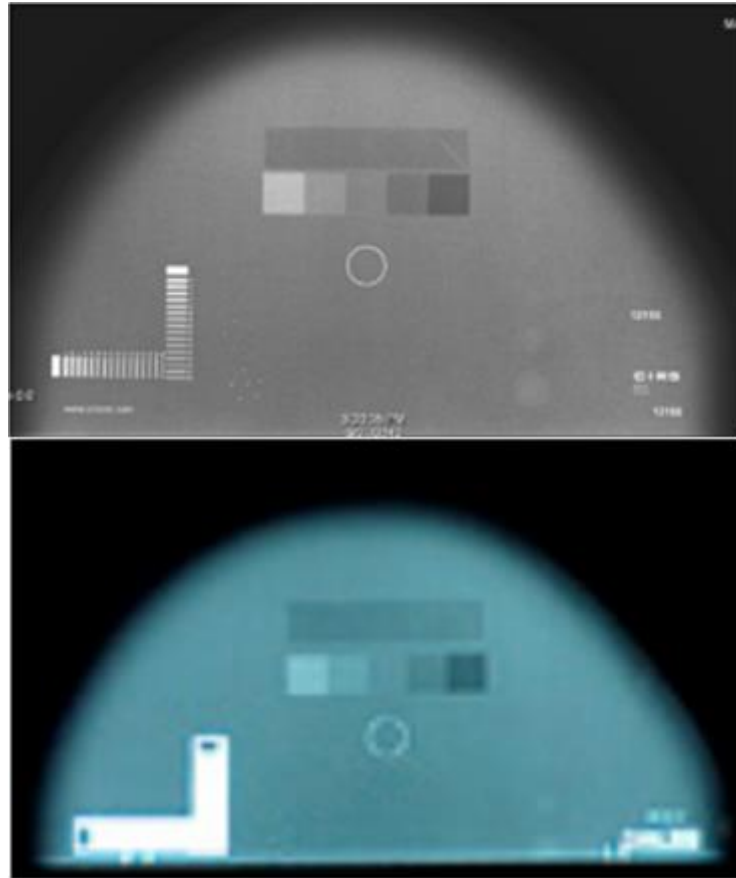


Figura 6 - Imagem tomográfica (acima) e radiográfica (abaixo) do *phantom* mamário da CIRS
Fonte: CIRS (2016).

Para a produção de cada elemento simulador presente em um *phantom* é utilizado um material diferente. Para uso na mamografia os materiais escolhidos devem apresentar características físicas similares ao tecido real e, principalmente, possuir as mesmas características de atenuação, já que a mamografia se baseia nas diferenças de atenuação do objeto irradiado para formação da imagem. Porém, estão sendo desenvolvidas técnicas de formação de imagem que consideram não apenas as diferenças de atenuação, mas também as características de espalhamento do objeto irradiado (mama). Por isso faz-se necessária a análise de materiais equivalentes em termos de espalhamento, para futuro desenvolvimento de *phantoms* (POLETTI, GONÇALVES E MAZZARO, 2002).

2.3 FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE

Radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para ionizar átomos e moléculas do meio com o qual interagem. Podem ser produzidas pelo homem ou emitidas de

fontes naturais. Elementos naturalmente radioativos possuem átomos excitados (com excesso ou falta de nêutrons) e buscam a estabilidade por meio de transformações nucleares que resultam na emissão de ondas eletromagnéticas (raios gama (γ), raios X característicos) e/ou partículas (alfa (α), elétron (β^-), pósitron (β^+), neutrino, anti-neutrino, elétron auger, nêutron). Tais elementos estão presentes em toda a natureza a nosso redor (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Desde 1895, quando Roentgen descobriu os raios X, o homem é capaz de produzi-los por intermédio do freamento de elétrons, processo conhecido como *bremstrahlung* (detalhado no item 2.3.1). Hoje a radiação ionizante é facilmente criada e manipulada, sendo possível controlar sua intensidade e energia para diversos fins. Existem várias formas de produzir radiação artificialmente, sendo que os geradores mais comumente utilizados na radiologia diagnóstica e terapêutica são os tubos de raios X, os aceleradores de partículas, os irradiadores com radioisótopos e as fontes de nêutrons. Os dois primeiros utilizam corrente elétrica como fonte de energia para acelerar partículas e gerar radiação. Os irradiadores utilizam radioisótopos como fonte de radiação, acoplados a um sistema blindado de exposição. As fontes de nêutrons utilizam reações nucleares produzidas por partículas alfa (α) emitidas por um material radioativo num determinado alvo (TAUHATA *et al.*, 2003). No difractômetro a radiação é produzida por um tubo de raios X, portanto seu funcionamento será descrito detalhadamente a seguir.

2.3.1 Tubo de raios X

No tubo de raios X a produção destes ocorre por meio da interação de elétrons acelerados de alta energia com a matéria, convertendo sua energia cinética em radiação eletromagnética. O tubo é composto por uma fonte de elétrons e um alvo de alto número atômico, confinados em uma ampola (de metal, ou mais comumente, de vidro) em cujo interior há a presença de vácuo para evitar perdas energéticas pela aceleração dos elétrons. Possui um sistema de resfriamento e em seu entorno deve ser blindado. O sistema é abastecido por uma fonte de energia externa que fornece a voltagem necessária para acelerar os elétrons. O gerador também é responsável pela escolha da corrente e tempo de exposição, componentes que, quando combinados à voltagem, definem a intensidade, penetrabilidade e distribuição espacial do feixe de raios X (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Os itens que compõem os tubos de raios X estão esquematizados na Figura 7. O cátodo possui um filamento que produz uma nuvem de elétrons por emissão termoiônica. Estes elétrons são acelerados no vácuo em direção ao alvo por meio de uma diferença de potencial (ddp)

aplicada por uma alta tensão. Na interação dos elétrons com o alvo, para a faixa energética do radiodiagnóstico, cerca de 99% da energia é transformada em calor e dissipada pelo sistema de resfriamento. Os restantes 1% são interações eficazes, que produzem raios X. Essa produção se dá pelo processo de freamento de elétrons ou *bremstrahlung*. A probabilidade de emissão *bremstrahlung* por átomo é proporcional ao número atômico Z^2 do material (IAEA, 2005; CURRY *et al.*, 1990; BUSHBERG *et al.*, 2002).

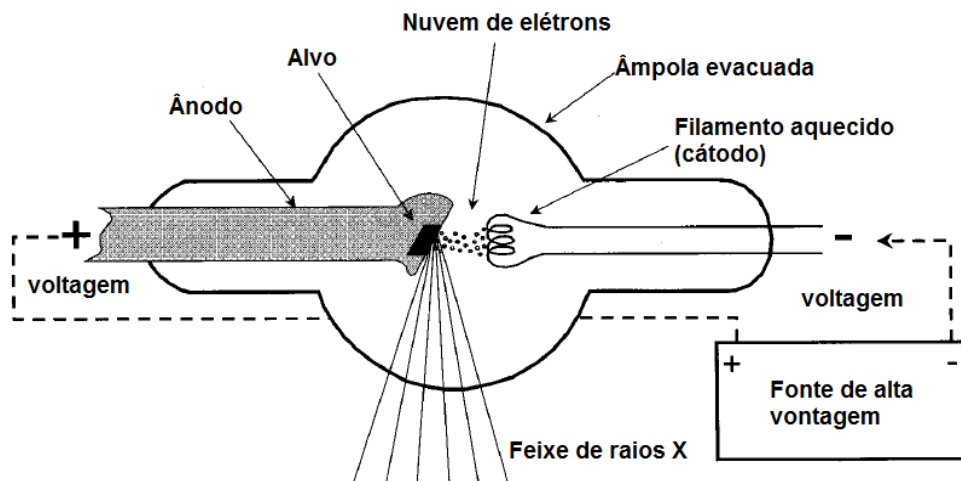


Figura 7 - Esquema de um tubo gerador de raios X
Fonte: Adaptado de Bushberg *et al.* (2002).

A energia de um fóton produzido por *bremstrahlung* pode variar de zero até o valor total da energia cinética do elétron defletido. Portanto, quando ocorrem múltiplas interações, o resultado é um espectro contínuo de energia, como mostrado na Figura 8.

Após a interação dos elétrons acelerados com o ânodo, os átomos do alvo ficam com lacunas nas camadas onde houveram emissões de elétrons. Essas lacunas são preenchidas por um elétron de camada mais externa, que por sua vez deixa uma nova lacuna, preenchida por um elétron de camada ainda mais externa, e assim por diante. Essa série de transições é chamada cascata de elétrons. A diferença de energia entre as camadas é emitida na forma de um fóton, chamado raio X característico. Esses raios X característicos somam-se ao espectro de raios X de freamento e aparecem com picos destacados nesse espectro (Figura 8).

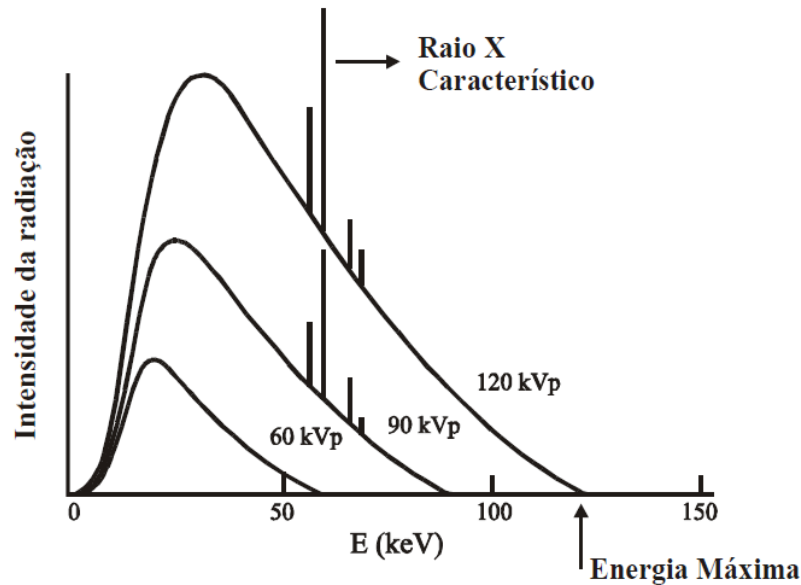


Figura 8 - Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 keV

Fonte: Tauhata *et al.* (2003).

2.4 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

As formas de interação da radiação com a matéria dependem do tipo de radiação e sua energia, além do material em si. As radiações diretamente ionizantes (partículas carregadas, leves ou pesadas) atravessam materiais transferindo sua energia por meio de colisões e freamento. Cada partícula possui um valor específico de Poder de Freamento Linear (*Linear Stopping Power*), que indica a taxa de perda de energia por distância percorrida no material.

Descontando a energia desprendida por interações secundárias e considerando apenas a energia depositada nas imediações da trajetória da partícula, tem-se outra grandeza, a Transferência Linear de Energia (LET). A trajetória da partícula e seu alcance dependem muito da sua energia e natureza. A partícula alfa (α), por exemplo, que é extremamente pesada, tem uma trajetória em linha reta dentro do material, ao contrário dos elétrons, cujo percurso é quase aleatório. Apesar de não serem muito penetrantes, as partículas alfa (α) possuem um poder de ionização muito maior que o dos elétrons, por apresentarem um alto valor de LET, ou seja, são capazes de transferir altas energias num meio material. Biologicamente falando, as partículas mais ionizantes são as que causam maior dano celular (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Já a radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons) transfere sua energia para elétrons, que vão, por sua vez, causar novas ionizações. As ondas eletromagnéticas X e gama (γ) possuem grande poder de penetração num material devido ao seu caráter ondulatório,

ausência de carga e massa de repouso. No contexto das radiações indiretamente ionizantes, interações se referem aos processos nos quais a energia e/ou a direção da radiação é alterada. Tais processos são randômicos e, portanto, só é possível discutir a probabilidade de ocorrência das interações (BUSHBERG *et al.*, 2002).

A probabilidade de interação por unidade de fluência é chamada Seção de Choque (σ), onde fluência é o número de partículas por unidade de área. A dimensão da seção de choque é $[L^2]$ e a unidade no sistema internacional (SI) é o m^2 (TAUHATA *et al.*, 2003).

A penetrabilidade dos fótons é muito maior que a das partículas carregadas e a probabilidade de interação depende do material e valor da sua energia. Os principais modos de interação, na faixa energética do radiodiagnóstico (abaixo de 140keV), são os efeitos Rayleigh, Fotoelétrico e Compton. Para fótons com energia utilizada na mamografia (em torno de 17 keV), em uma amostra mamária, 80,7% das interações ocorrem por efeito fotoelétrico, 10,8% por espalhamento inelástico (Compton) e 8,5% por espalhamento elástico (Rayleigh) (BUSHBERG *et al.*, 2002; JOHNS e CUNNINGHAM, 1983 *apud* CONCEIÇÃO, 2008).

No efeito fotoelétrico o fóton incidente interage com um elétron orbital, transmitindo a ele toda sua energia. Como resultado o fóton desaparece e o elétron é expelido do átomo e passa a ser chamado fotoelétron (IAEA, 2005; BUSHBERG *et al.*, 2002). A energia resultante (E_K) do fotoelétron é dada pela Equação 1, onde $h\nu$ é a energia do fóton incidente e E_B é a energia de ligação do elétron (IAEA, 2005).

$$E_K = h\nu - E_B \quad (1)$$

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos de elevado número atômico (Z), pois a probabilidade de sua ocorrência por unidade de massa é proporcional a $\frac{Z^3}{E^3}$, onde Z é o número atômico e E é a energia do fóton incidente (BUSHBERG *et al.*, 2002).

O efeito Compton, ou espalhamento inelástico, ocorre quando o fóton incidente interage com o elétron de uma camada mais externa do átomo, que passa a ser chamado elétron Compton. A energia incidente $h\nu$ deve ser muito maior que a energia de ligação do elétron orbital E_B . O fóton incidente transfere parte de sua energia para o elétron Compton e é espalhado com uma energia menor que a incidente. Obedecendo à conservação de energia e momento, temos a Equação 2, em que a energia do fóton incidente $h\nu$ é igual à soma da energia do fóton

espalhado $h\nu'$ e da energia cinética do elétron Compton E_{e^-} (IAEA, 2005; BUSHBERG *et al.*, 2002).

$$h\nu = h\nu' + E_{e^-} \quad (2)$$

A probabilidade de ocorrência do efeito Compton é proporcional à a energia do fóton incidente e depende também da densidade elétrica do material (número de elétrons/g) (BUSHBERG *et al.*, 2002).

2.4.1 Espalhamento elástico

Também chamado espalhamento coerente, ocorre quando o fóton incidente interage com e excita o átomo todo, não apenas um único elétron. Durante a interação, o campo elétrico da onda eletromagnética do fóton incidente libera energia, fazendo com que todos os elétrons do átomo oscilem em fase. A nuvem de elétrons do átomo imediatamente irradia essa energia por meio da emissão de um fóton de mesma energia, mas com direção ligeiramente alterada. Nesse tipo de espalhamento nenhum elétron é expelido e, portanto, não ocorre ionização. Em geral, o ângulo de espalhamento aumenta conforme a energia do fóton incidente diminui (BUSHBERG *et al.*, 2002). Na Figura 9 pode-se observar um diagrama do efeito Rayleigh, onde o fóton incidente λ_1 interage com o átomo e o fóton λ_2 é espalhado com exatamente mesma energia e tamanho de onda.

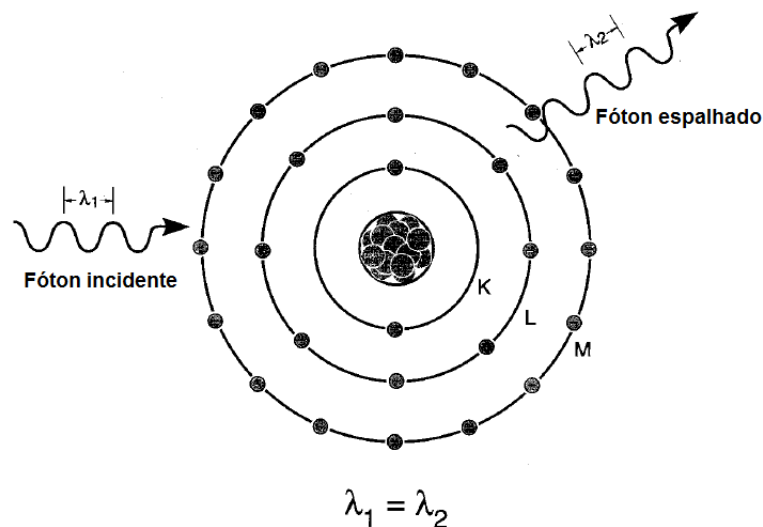


Figura 9 - Esquemática do Efeito Rayleigh - fóton incidente λ_1 interage com o átomo e o fóton λ_2 é espalhado com exatamente mesma energia e comprimento de onda
 Fonte: Adaptado de Bushberg *et al.*, (2002).

O espalhamento elástico pode ocorrer devido a um elétron livre, recebendo o nome de espalhamento por elétron livre ou espalhamento Thomson, em homenagem ao primeiro cientista que obteve a seção de choque diferencial de espalhamento para um elétron (THOMSON, 1906 *apud* CONCEIÇÃO, 2008). Thomson considerando um feixe de fótons não polarizado e apenas suposições de física clássica obteve a seguinte expressão:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2\theta) \quad (3)$$

Em que r_0^2 é o raio clássico do elétron e θ é o ângulo de espalhamento. Quando a radiação é polarizada, a seção de choque diferencial elástica é dada por:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} = \frac{r_0^2}{2} (1 - \sin^2\theta \cos^2\phi) \quad (4)$$

Onde: θ é o ângulo polar de espalhamento e ϕ é ângulo azimutal de espalhamento (medido da direção de polarização) (HANSON, 1986 *apud* CONCEIÇÃO, 2008).

O espalhamento também pode ocorrer por um átomo livre, sendo denominado espalhamento por átomo livre ou espalhamento Rayleigh. Nesse caso os fótons incidentes têm sua energia conservada e sofrem variação do momento após o espalhamento pelos elétrons ligados ao átomo. As ondas espalhadas por cada elétron sofrem interferência construtiva devido à diferença de caminho óptico percorrido no átomo e a seção de choque diferencial pode ser expressa na forma:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Ray} = [F(q, Z)]^2 \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} \quad (5)$$

Em que q é o vetor de espalhamento, dado pela Equação 6, sendo proporcional ao momento transferido pelo fóton na interação com o átomo; Z é o número atômico; $[F(q, Z)]$ é chamado fator de forma atômico ou fator de espalhamento atômico.

O espalhamento elástico também pode ocorrer devido a uma molécula livre, neste caso a seção de choque diferencial é dada por:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{elas}^{mol} = F_{mol}^2(q) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} \quad (4)$$

Em que $F_{mol}^2(q)$ é o fator de forma molecular. Finalmente, o espalhamento pode ocorrer por um conjunto de moléculas do mesmo tipo. A expressão para o coeficiente linear de espalhamento elástico por molécula é da forma:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{elas} = Y(q) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{elas}^{mol} = F_{eq}^2(q) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} \quad (5)$$

Em que $\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{elas}$ é a seção de choque diferencial por molécula; $Y(q)$ é a função interferência, que leva em conta o grau de ordem da estrutura atômica (ou molecular); $\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{elas}^{mol}$ é a seção de choque diferencial para uma molécula livre; $F_{eq}(q)$ é o fator de forma equivalente.

2.5 DIFRAÇÃO DE RAIOS X

2.5.1 Fundamentos

No processo de difração de raios X, um feixe de fótons é emitido na direção de uma amostra e os fótons espalhados são captados por um detector. A diferença na intensidade do feixe é medida, registrada e analisada em relação aos ângulos de rotação da amostra. Como resultado tem-se o perfil de espalhamento da amostra (SHIMADZU, 2016b).

O perfil de espalhamento é a distribuição do número de fótons espalhados elasticamente em função do ângulo de espalhamento (ou do momento transferido), sendo esta distribuição decorrente dos efeitos coletivos de espalhamento devido ao átomo, molécula ou arranjos supramoleculares presentes no material. Os perfis de espalhamento podem ser medidos experimentalmente através das técnicas espalhamento de raios X em médio (WAXS) ou baixo ângulo (SAXS) (KANE *et al.*, 1985 *apud* CONCEIÇÃO, 2008).

A técnica de WAXS permite o estudo de pequenas estruturas presentes em um tecido, na ordem 1 a 10Å (por exemplo, água ou pequenas moléculas, como as de ácidos graxos). A técnica de SAXS permite determinar características de sistemas moleculares em seus diferentes

graus de organização, por exemplo, proteínas e fibras de colágeno, correspondendo a estruturas maiores que 10Å (KANE *et al.*, 1985 *apud* CONCEIÇÃO, 2008).

2.5.2 Padrões de difração de tecidos mamários na literatura

Conceição (2008) apresentou medidas de espalhamento de raios X em médio ângulo (WAXS) para tecidos mamários normais (adiposo e glandular) e neoplasias benignas e malignas. Foi utilizado um difractômetro Siemens D-5005 no modo reflexão e tubo de raios X com ânodo de cobre. Suas amostras foram acomodadas em um porta-amostra cilíndrico de acrílico com diâmetro interno de 18 mm e altura de 4 mm e em seguida recobertas por uma camada de filme PVC. O intervalo escolhido foi de 5° a 80° com passos de 1/3 de grau, com tempo de contagem de 20 s.

Kidane *et al.* (1999) analisaram tecidos normais (adiposo e glandular) e tecidos com fibrose, mudança fibrocística (FCC), fibroadenoma, tecido fibroglandular, neoplasias benignas e carcinomas. Para isso, utilizou-se uma técnica de difração de raios X de energia dispersiva (EDXRD), em que o espalhamento de uma fonte de raios X polienergéticos é medida em um ângulo de espalhamento fixo em 6 graus. O tubo de raios X possuía um ânodo de tungstênio operando a 80 kV e 20 mA. As amostras foram colocadas em um porta-amostra de polipropileno, que era posicionado no centro do volume de espalhamento de uma mesa rotatória, para assegurar que todos os componentes da amostra fossem expostos igualmente à fonte de radiação.

Ryan *et al.* (2007) analisaram amostras de tecido adiposo, fibroadenomas, mudança fibrocística e neoplasias malignas. As amostras foram colocadas em um porta-amostra de plástico de 4 mm de diâmetro e foram recobertas com filme de poliéster. Utilizou-se uma metodologia similar à de Kidane *et al.* (1999), por meio da técnica de EDXRD, com um tubo de raios X de ânodo de tungstênio operando com 80 kV e 10 mA e ângulo de espalhamento fixo em 7,5 graus.

Os perfis de espalhamento obtidos por Conceição (2008), Kidane *et al.* (1999) e Ryan *et al.* (2007) foram adaptados e estão apresentados na Figura 10.

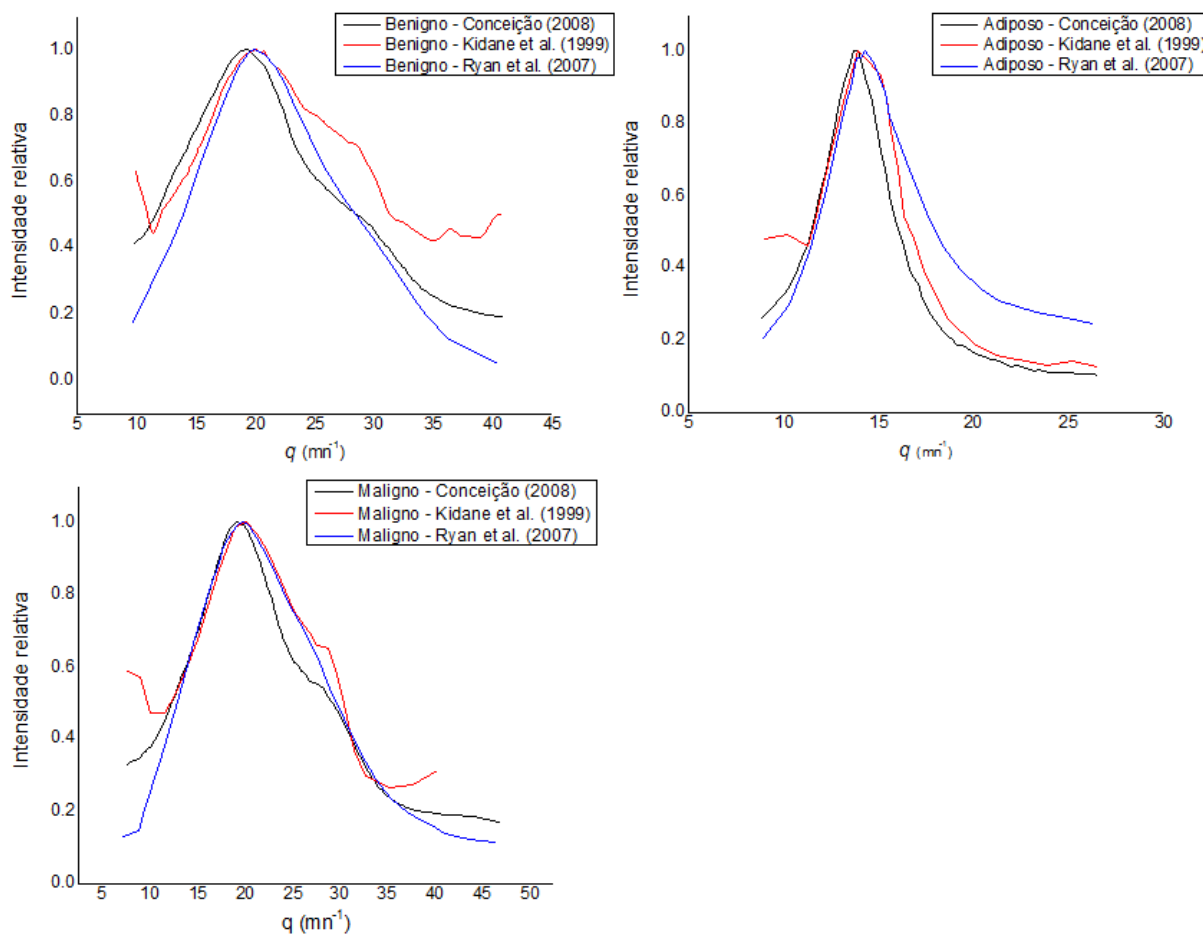


Figura 10 - Perfis de espalhamento obtidos por diversos autores para tecido mamário adiposo, neoplasias malignas e benignas

Fonte: Adaptado de Conceição (2008); Kidane *et al.* (1999); Ryan *et al.* (2007); Poletti *et al.* (2002).

2.5.3 Padrões de difração de materiais equivalentes na literatura

É possível encontrar as características de espalhamento de alguns materiais na literatura. Kosanetzky *et al.* (1987) realizaram experimentos com um difractômetro Philips PW1700 operando no modo reflexão. Foi utilizada uma placa de bronze para colocar as amostras. O tubo de raios X era de cobalto e o intervalo escolhido foi de 5° a 100° em passos de 0,05 graus. Foram analisados os seguintes materiais: água, acrílico, poliestireno, policarbonato, polietileno e nylon. São materiais utilizados em *phantoms* do corpo humano de forma geral, não específicos para mama. Em seus resultados, Kosanetzky obteve perfis típicos de materiais amorfos nas amostras de água, acrílico, poliestireno e policarbonato. Porém, observou-se picos agudos no nylon e no polietileno, indicando que se tratam de estruturas mais ordenadas a nível molecular.

Evans *et al.* (1990) apresentaram padrões de difração de estruturas mamárias e materiais equivalentes. As amostras analisadas foram: água, azeite de oliva, acrílico, tecido mamário e

amostras de sangue. Porém, foi utilizada uma técnica de baixo ângulo (de 2° a 10°), e 60 keV, energia maior que a usada na mamografia. Foi usado um porta-amostra de plástico para as amostras líquidas e as amostras sólidas (acrílico) foram cortadas em formato cilíndrico. O tubo de raios X era de cobre, operando com 20 mAs. Foi constatado que o pico de espalhamento do tecido adiposo ocorreu em angulação similar ao do azeite de oliva e do acrílico e a água apresentou pico em região próxima a de tecido fibroglandular.

Mais recentemente, Poletti *et al.* (2002) apresentaram o perfil de espalhamento de tecidos mamários e materiais equivalentes (água, polimetilmetacrilato, nylon, polietileno e quatro phantoms comerciais). Foi utilizado um porta-amostra cilíndrico de acrílico de 8 mm de diâmetro. O tubo de raios X era de molibdênio operando com 30 kVp. O intervalo escolhido foi de 1,3° a 72° com passos de 1/3 de grau. Os autores constataram que o perfil de espalhamento do tecido glandular foi similar ao da água e o tecido adiposo foi melhor representado pelos *phantoms* comerciais.

2.5.4 Equipamento XRD-7000 Shimadzu

O equipamento XRD-7000 (SHIMADZU, Japão) (Figura 11) é um difractômetro compacto, equipado com um goniômetro do tipo $\theta - \theta$, que serve para diversas finalidades. A varredura do goniômetro é feita na direção vertical com angulação de alta precisão, o que permite a análise de diversas amostras como materiais em pó, filmes finos, amostras de difícil configuração e materiais sensíveis ao calor (SHIMADZU, 2016a).



**Figura 11 - Diffractômetro Shimadzu XRD-7000 externamente à esquerda e internamente à direita.
Fonte: A autoria própria (2016).**

Além da análise quantitativa e qualitativa básica, o diffractômetro XRD-7000 é capaz de realizar quantificação residual de austenite (fase sólida não magnética constituída de ferro na estrutura CFC), análise ambiental quantitativa, determinação precisa da constante de determinação estrutural, nível de cristalinidade, cálculo do tamanho e tensão de cristais, determinação do sistema de cristais, assim como análise Rietveld e outras análises de estruturas cristalinas. O uso de acessórios permite a expansão das finalidades do equipamento (SHIMADZU, 2016b).

O equipamento tem a função primordial de realizar análise em amostras cristalinas, mas também analisa materiais amorfos. Para isso um feixe de raios X é emitido na direção da amostra fixada no eixo do goniômetro e difratado pela mesma. Os fótons espalhados são captados pelo detector e a diferença na intensidade do feixe é medida, registrada e analisada em relação aos ângulos de rotação da amostra. Como resultado tem-se o padrão de difração da amostra (SHIMADZU, 2016b). Uma esquematização de seu funcionamento é mostrada na Figura 12.

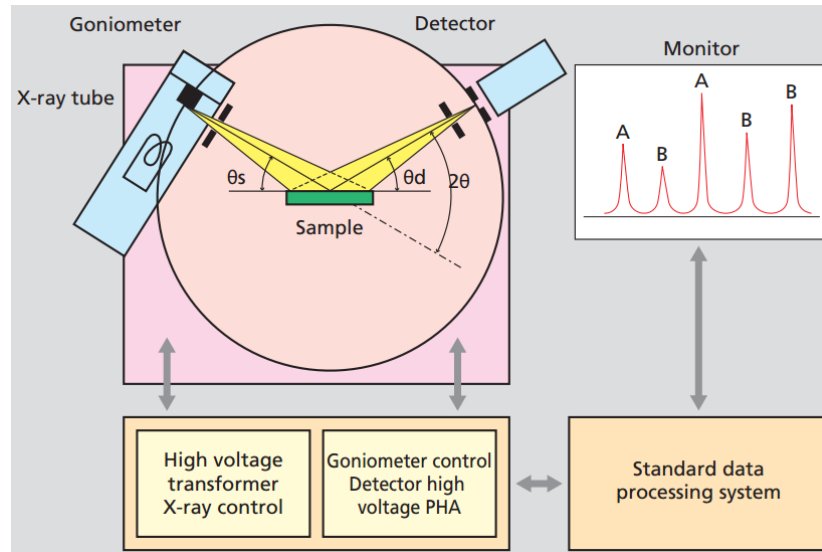


Figura 12 - Esquemática do difratômetro XRD-7000

Fonte: Shimadzu (2016b).

O tubo de raios X possui um alvo de cobre (Cu) ($Z = 29$, $K\alpha = 8,04$ keV, $K\beta = 8,91$ keV) e o detector é do tipo NaI (Iodeto de Sódio) e funciona pelo processo de cintilação. Como mostrado na Figura 11, o difratômetro é envolto por um receptáculo que tem função de blindagem. É revestido por uma placa de ferro e possui uma janela com 8mm de espessura de um material acrílico com chumbo. A dose equivalente no seu exterior, com o equipamento em pleno funcionamento, é de menos de $2\mu\text{Sv/h}$ (SHIMADZU, 2016a).

3 METODOLOGIA

3.1 PREPARO DAS AMOSTRAS

As amostras foram escolhidas com base em sua semelhança às estruturas mamárias. São elas: água destilada, glicerina, isopropanol, formol tamponado a 10% e dimetilformamida.

O porta-amostra foi produzido em uma impressora 3D especificamente para o uso no difrattômetro XRD-7000. É um biopolímero ácido poliláctico (PLA) cilíndrico com 4 mm de altura e 21 mm de diâmetro interno, com um encaixe para o difrattômetro, conforme demonstrado na figura 13.

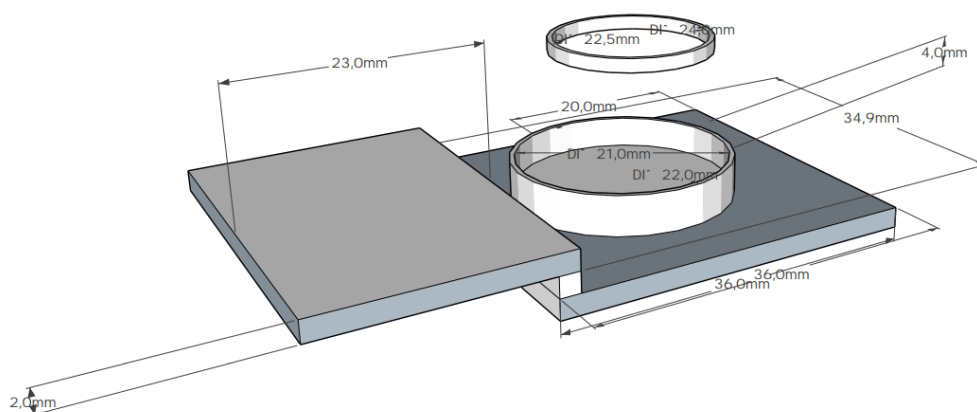


Figura 13 – Dimensões do porta-amostra

Fonte: Desenvolvido pelo Laboratório de Espectroscopia de raios X da UTFPR (2016).

As amostras foram colocadas no porta-amostra até completar totalmente o interior do cilindro, garantindo que o material fosse irradiado em qualquer ângulo e diminuindo a contribuição espúria por presença de ar. Em seguida, foram cobertas por uma fina camada de filme de policloreto de polivinila (PVC) (Figura 14), para tornar a superfície o mais regular possível.



Figura 14 - Amostra recoberta por filme PVC no porta-amostra de PLA

Fonte: Autoria própria (2016).

A solução de formol tamponado a 10% foi preparada misturando-se 100mL de formol com 900mL de água destilada, conforme protocolo específico de preparo.

3.2 CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL

O difractômetro usado foi o X-ray Diffractometer XRD-7000 (Shimadzu, Kyoto), operando a 40 kVp e 20mAs. Logo após o tubo de raios X há uma fenda e um monocromador. Passando a amostra, o feixe atinge o detector, como esquematizado na Figura 15.

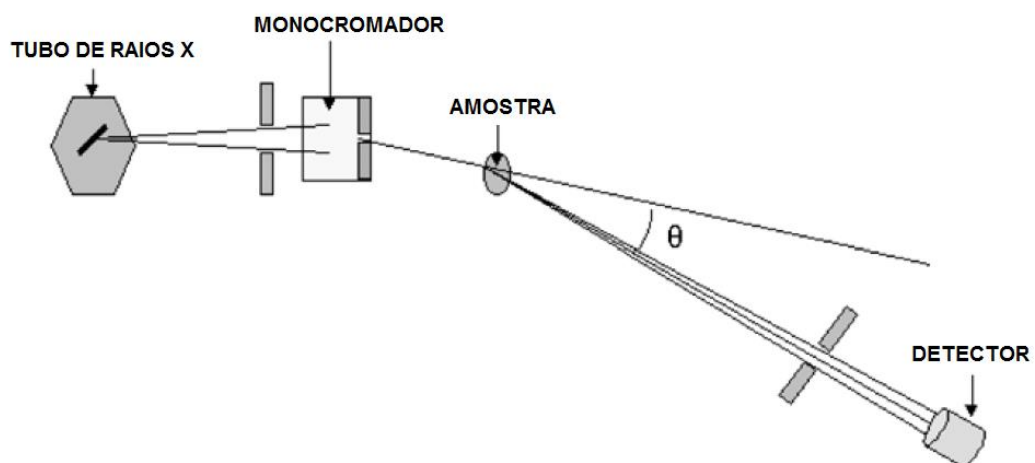


Figura 15 - Esquematização do arranjo experimental

Fonte: Adaptado de Poletti, Gonçalves e Mazzaro (2002).

As medidas foram realizadas no modo contínuo, variando o ângulo de espalhamento de 6° a 76° com passo de 1/3 de grau para detecção dos fótons espalhados. A velocidade selecionada foi de um grau por minuto.

3.3 ANÁLISE DOS DADOS OBTIDOS

Os valores de espalhamento obtidos pelo equipamento são dados em função do ângulo em um arquivo de texto e estão contidos no Apêndice A. Neste arquivo são fornecidas informações detalhadas sobre a medida, incluindo a data e hora de início, material selecionado de alvo no tubo, tensão aplicada (kVp), corrente-tempo (mAs), abrangência de ângulos, modo e velocidade da varredura, passo, entre outros detalhes. A informação principal contida no arquivo encontra-se em duas colunas que fornecem os ângulos de espalhamento e suas respectivas intensidades.

Os valores dos ângulos foram convertidos no vetor de espalhamento q (nm^{-1}), proporcional ao momento transferido, dado pela equação 6, onde θ é o valor do ângulo dado pelo equipamento dividido por dois, e λ é o comprimento de onda em nanômetros.

$$q [\text{nm}^{-1}] = \frac{4\pi \text{sen}\theta}{\lambda} \quad (6)$$

Com o *software* OriginPro 9.0 foi possível plotar gráficos para cada material e comparar os perfis de espalhamento destes aos de materiais biológicos publicados previamente. A confecção dos gráficos foi realizada com o valor de q (nm^{-1}) no eixo x e a intensidade relativa no eixo y. Para diminuir o ruído foi usada a ferramenta “*smooth*” 9.0 com a técnica “*Adjacent-Averaging*” e a janela escolhida foi de cinco pontos.

Para comparação com os resultados obtidos por outros autores e com tecidos biológicos, os gráficos foram plotados juntos. O perfil de espalhamento da água foi comparado ao de neoplasias benignas, o do isopropanol e da glicerina ao de tecido adiposo e o do formol tamponado a 10% ao de neoplasias malignas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 PERFIL DE ESPALHAMENTO DOS MATERIAIS EQUIVALENTES À MAMA

A água destilada foi o primeiro material a ser avaliado e seu perfil de espalhamento está apresentado no Gráfico 1. Pode-se observar um pico em cerca de $q = 20 \text{ nm}^{-1}$.

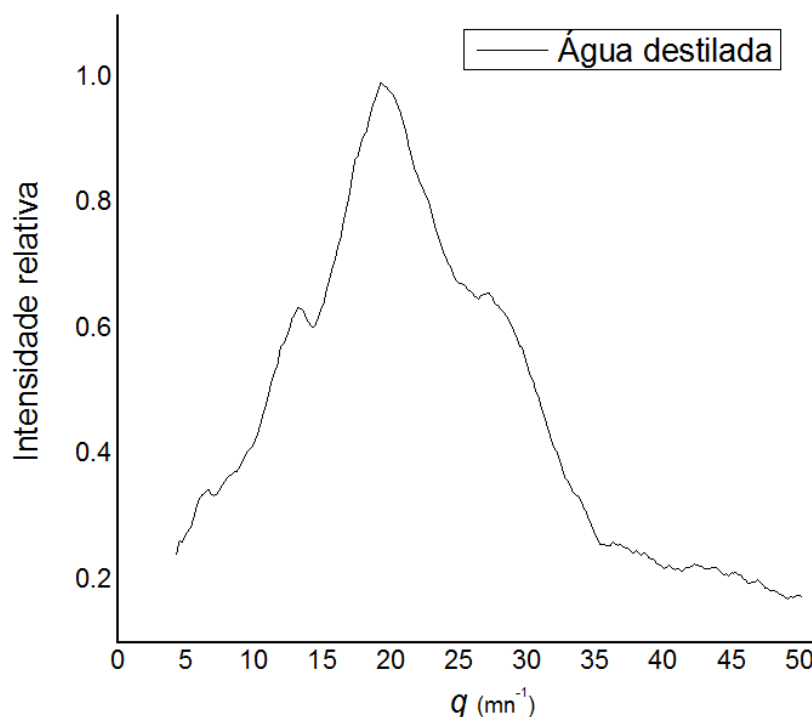


Gráfico 1 - Perfil de espalhamento da água destilada

Fonte: Autoria própria (2016).

O isopropanol apresentou um pico em torno de $q = 14 \text{ nm}^{-1}$. Seu perfil de espalhamento está apresentado no Gráfico 2.

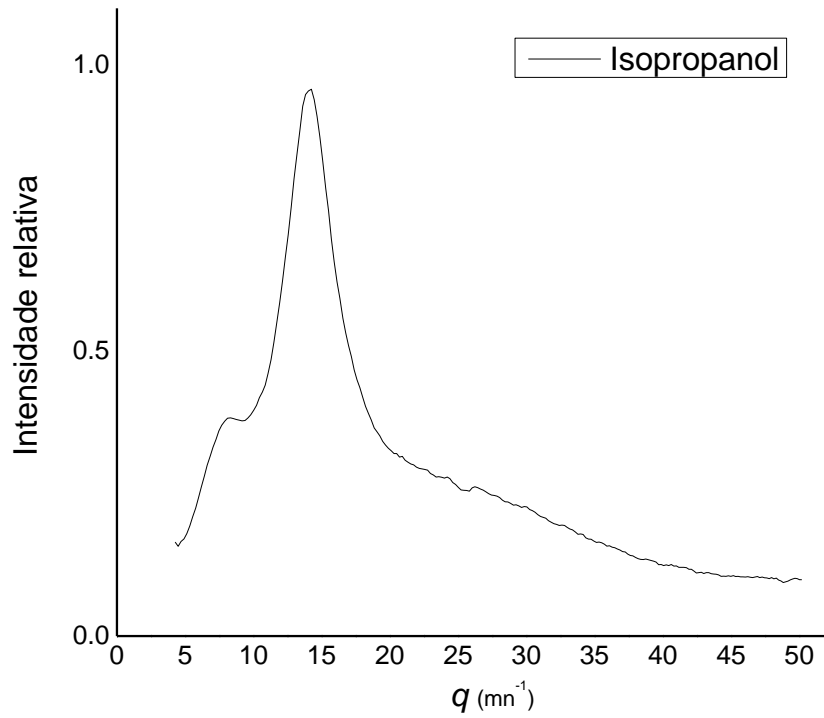


Gráfico 2 - Perfil de espalhamento do isopropanol

Fonte: Autoria própria (2016).

O pico da glicerina encontra-se em torno de $q = 15 \text{ nm}^{-1}$ como observado no Gráfico 3.

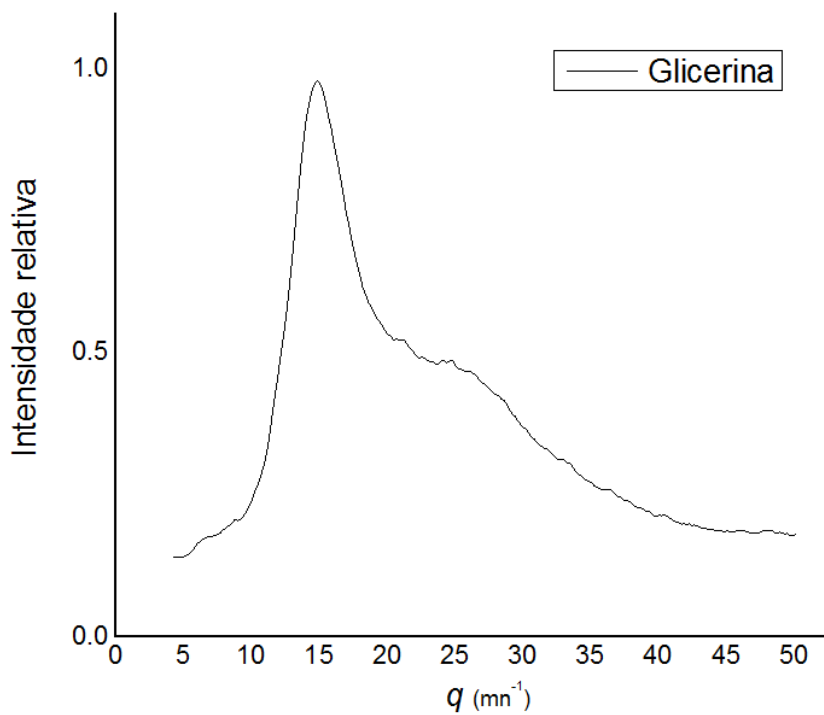


Gráfico 3 - Perfil de espalhamento da glicerina

Fonte: Autoria própria (2016).

O perfil do formol tamponado a 10% encontra-se no Gráfico 4 e pode-se notar um pico principal, próximo ao da água destilada, em torno de $q = 20 \text{ nm}^{-1}$ e um pico menor secundário em $q = 12,5 \text{ nm}^{-1}$.

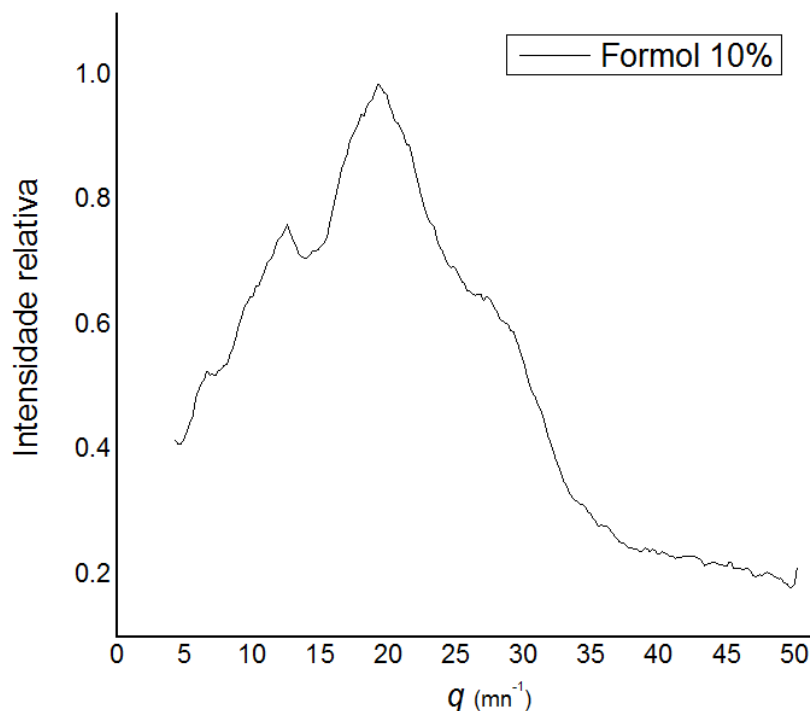


Gráfico 4 - Perfil de espalhamento do formol tamponado a 10%

Fonte: A autoria própria (2016).

O Gráfico 5 apresenta todos os perfis de espalhamento de materiais equivalentes ao tecido mamários avaliados neste trabalho. Pode-se observar a semelhança entre o perfil da água destilada e do formol 10%, já que a composição deste contém 90% de água. Também observa-se semelhança entre o perfil do isopropanol e da glicerina, que apresentam picos próximos.

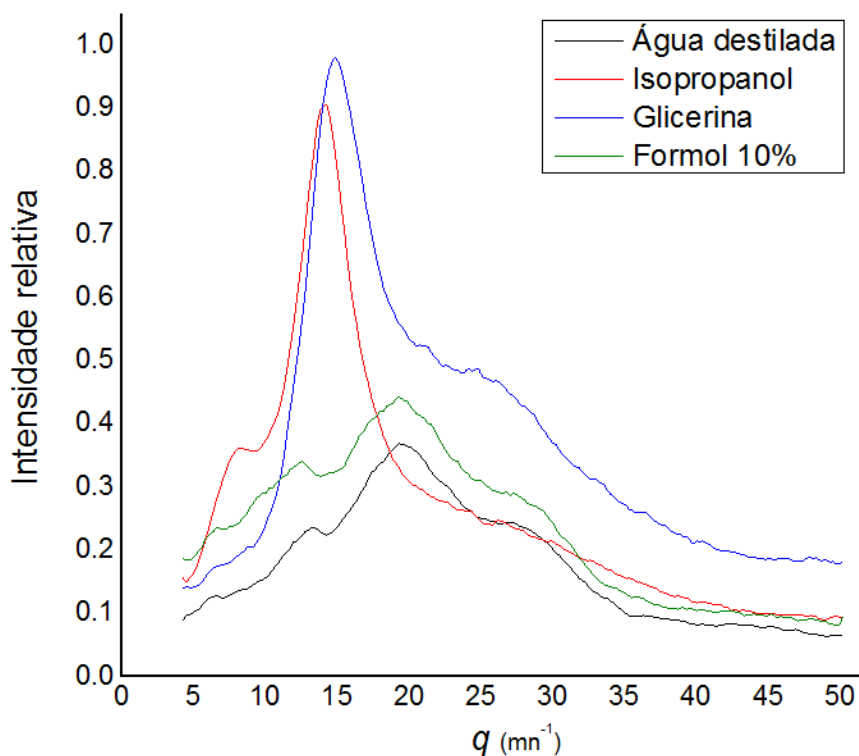


Gráfico 5 – Comparação entre os perfis de espalhamento de materiais equivalentes à mama
Fonte: Autoria própria (2016).

A dimetilformamida (DMF) não foi analisada devido à sua incompatibilidade com os materiais utilizados. O filme PVC foi dissolvido imediatamente ao entrar em contato com a DMF, e o porta-amostra apresentou corrosões em sua superfície após tentativa de preparo. Essa reação pode ser explicada pelo fato da DMF se tratar de um solvente orgânico, capaz de dissolver polímeros orgânicos. Portanto, tal substância requer o desenvolvimento de metodologia específica para análise.

4.2 COMPARAÇÕES COM TECIDOS MAMÁRIOS

Os perfis de espalhamento dos tecidos equivalentes à mama avaliados no presente trabalho foram comparados aos de tecidos mamários publicados por Kidane *et al.* (1999), Ryan *et al.* (2007) e Conceição (2008). Nos gráficos a seguir estão apresentadas tais comparações.

No Gráfico 6 pode-se observar que a água destilada possui um perfil bastante similar ao de neoplasias benignas, com pico na mesma região de q . Porém, a água possui um pequeno pico em $q = 13 \text{ nm}^{-1}$, diferindo-se do perfil benigno nesse ponto. Observa-se que o perfil de Kidane *et al.* (1999) difere-se dos outros por apresentar picos nas extremidades. Como essa característica persiste nos perfis de outros materiais pode-se supor que seja causada por uma

contribuição espúria, provinda de algum material utilizado em suas medidas, como o porta-amostra de polipropileno.

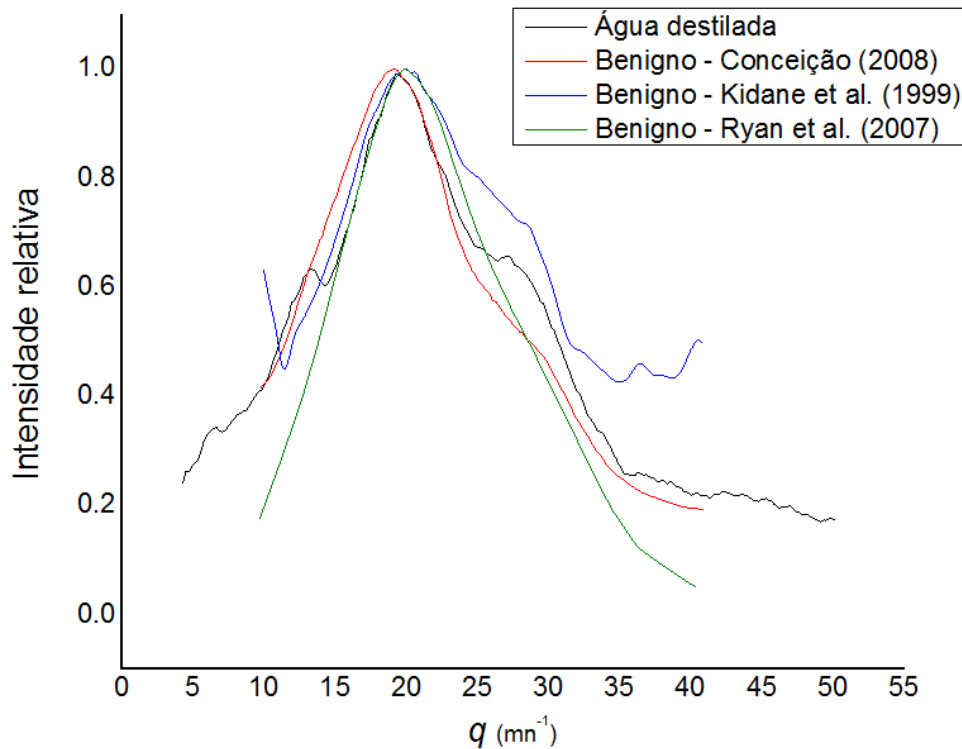


Gráfico 6 – Comparação do perfil de espalhamento da água destilada e neoplasias benignas

Fonte: Autoria própria (2016).

O isopropanol apresentou um perfil similar ao de tecido adiposo, apesar do pico secundário em $q = 8 \text{ nm}^{-1}$. O pico principal encontra-se em torno de $q = 14 \text{ nm}^{-1}$. Novamente pode-se notar a diferença nas extremidades do perfil obtido por Kidane *et al.* (1999). O perfil da glicerina também assemelhou-se ao dos tecidos adiposos, apesar do “ombro” apresentado em seu perfil, à direita do pico principal. No Gráfico 7 pode-se observar o perfil do isopropanol, da glicerina e de tecidos adiposos.

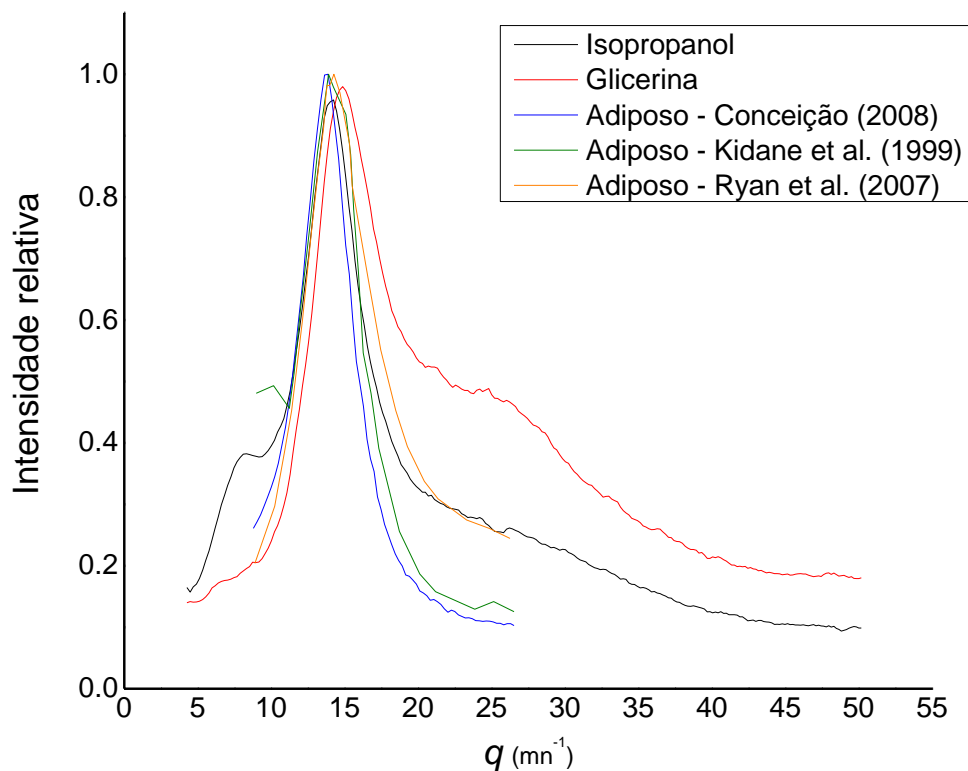


Gráfico 7 - Comparação entre o perfil de espalhamento do isopropanol, glicerina e tecido adiposo
Fonte: Autoria própria (2016).

Finalmente, o perfil de espalhamento do formol tamponado a 10% foi comparado ao de neoplasias malignas, e seria um bom representante das mesmas se não fosse pelo pico secundário apresentado em torno de $q = 12,5 \text{ nm}^{-1}$. Seus perfis são parecidos e possuem o pico principal no mesmo valor de q (Gráfico 8).

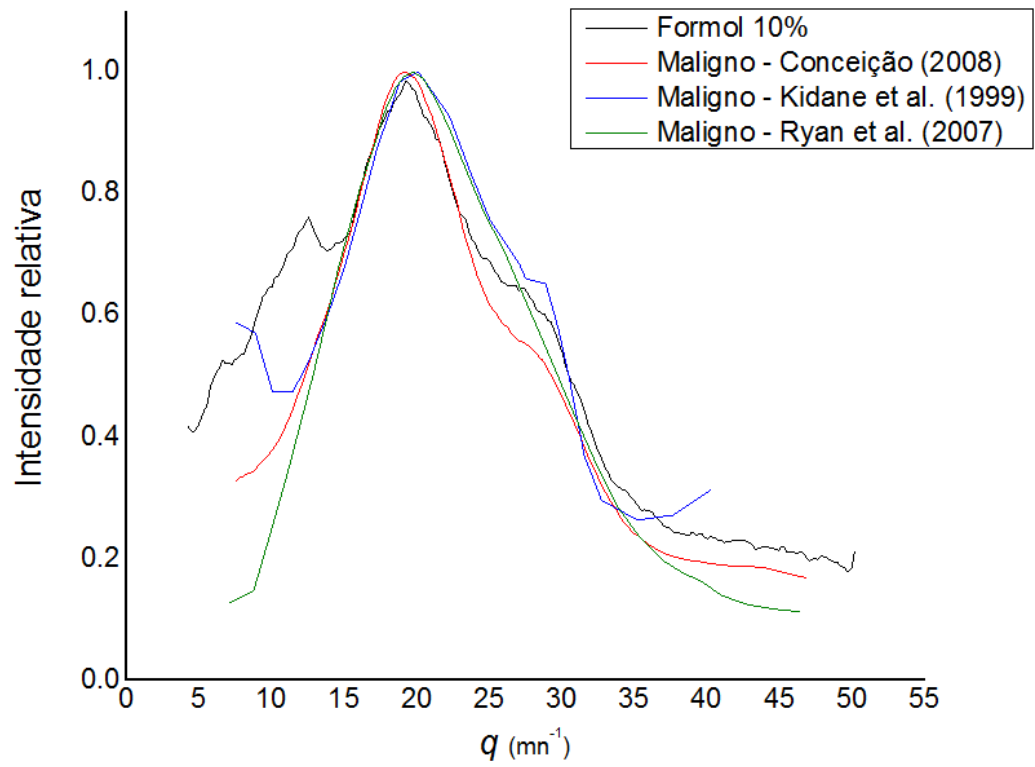


Gráfico 8 - Comparação entre o perfil de espalhamento do formol 10% e neoplasias malignas

Fonte: Autoria própria (2016).

5 CONCLUSÕES

Das cinco amostras que se pretendia analisar, quatro foram preparadas com sucesso: água destilada, isopropanol, glicerina e formol tamponado a 10%. A dimetilformamida (DMF) não foi compatível com a metodologia proposta, pois é um solvente orgânico, capaz de dissolver polímeros orgânicos, como filme PVC e o PLA (material do porta-amostra). Portanto, tal substância requer o desenvolvimento de metodologia específica para análise.

Os perfis de espalhamento dos materiais equivalentes ao tecido mamário foram adquiridos com sucesso. A água destilada e o formol tamponado a 10% apresentaram perfis com pico em torno de $q = 20 \text{ nm}^{-1}$, o isopropanol apresentou um pico em $q = 14 \text{ nm}^{-1}$ e a glicerina em $q = 15 \text{ nm}^{-1}$.

Foram encontradas semelhanças entre os perfis dos materiais equivalentes analisados e os de tecidos biológicos mamários publicados por Kidane *et al.* (1999), Ryan *et al.* (2007) e Conceição (2008). Os perfis obtidos por Kidane *et al.* (1999) apresentaram pequenas diferenças, com picos no início e final do perfil, que por persistirem em todas as amostras podem ser consequência de contribuições espúrias provindas, por exemplo, do porta-amostra utilizado.

A água destilada apresentou um perfil de espalhamento similar ao de neoplasias benignas. Os perfis do isopropanol e da glicerina foram similares ao de tecido adiposo. O formol tamponado a 10% gerou um perfil semelhante ao das neoplasias malignas, exceto por um pequeno pico à esquerda do pico principal.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Realizar subtração das contribuições espúrias do porta-amostra, filme PVC e ar nas medidas apresentadas no presente trabalho, e fazer correlações dos dados além da comparação visual dos perfis;
- Avaliação do perfil de espalhamento de outros materiais equivalentes ao tecido mamário, incluindo amostras sólidas, como acrílico e nylon, e desenvolvimento de uma metodologia específica para avaliação da dimetilformamida;
- Desenvolvimento de um *phantom* mamário utilizando os materiais equivalentes analisados.

REFERÊNCIAS

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2nd ed. Lippincott Williams and Wilkins. 2002. 933 p.

CANADIAN CANCER SOCIETY. **Anatomy and physiology of the breast**. Disponível em: < <http://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/breast/anatomy-and-physiology/?region=on>>. Acesso em outubro de 2016.

CHAPARIAN, A.; OGHABIAN, M. A.; CHANGIZI, V. **Acquiring molecular interference functions of X-ray coherent scattering for breast tissues by combination of simulation and experimental methods**. Iranian Journal of Radiation Research. Iran. Vol. 7 (2). 113-117. 2009.

CIRS – Tissue Simulation & Phantom Technology. Website. Disponível em: < <http://www.cirsinc.com/> >. Acesso em outubro de 2016.

CONCEIÇÃO, A. L. C. **Estudo das Organizações Moleculares e Supramoleculares de Tecidos Mamários Normais e Neoplásicos por Espalhamento de Fótons**. Tese de doutorado – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2011.

CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 1990. 522 p.

EVANS, S. H.; BRADLEY, D. A.; DANCE, D. R.; BATEMAN, J. E.; JONES, C. H. **Measurement of small-angle photon scattering for some breast tissues and tissue substitute materials**. Physics in Medicine and Biology. Vol. 36. No 1. 7-18. 1990.

GOSS, C. M. **Gray Anatomia**. 29^a ed. Guanabara Koogan, 1997.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11^a Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. 1115 p.

HANSON, A. L. **The calculation of scattering cross sections for polarized X-rays**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A. 243: 583-598, 1986.

IAEA – International Atomic Energy Agency. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Printed by the IAEA in Austria. 2005.

KANE, P. P.; KISSEL, L.; PRATT, R. H.; ROY, G. J. **Elastic scattering of γ -ray and x-ray by atoms**. Physics Reports 140 (2): 75-159, 1985.

KIDANE, G.; APELLER, R. D.; HANBY, A. M. **X-ray scatter signatures for normal and neoplastic breast tissues**. Physics in Medicine and Biology. Vol 44. 1791–1802. 1999.

KOPANS, D. B. **Breast Imaging**. 3^a ed. Lippincott Williams & Wilkins; Philadelphia, 2007.

KOSANETZKY, J.; KNOERR, B.; HARDING, G.; NEITZEL, U. **X-ray diffraction measurements of some plastic materials and body tissues**. Medical Physics. Vol.14. 526. 1987.

OLIVEIRA, C. F. **Anatomia da mama feminina. Manual de ginecologia**. Volume II. Permanyer Portugal. Lisboa. 1997.

POLETTI, M. E.; GONÇALVES, O. D.; MAZZARO, I. **X-ray scattering from human breast tissues and breast-equivalent materials**. Institute of Physics Publishing. Phys. Med. Biol. 47 (2002) 47–63. 2002.

PRADA, J. R.; PASTOR, F. A. C.; CORREIA, G.N.; MOCCELLIN, A. S. **Anatomia e fisiologia da mulher**. Brasília, DF. Disponível em: <http://lms.ead1.com.br/webfolio/Mod5762/mod_anatomia_e_fisiologia_da_mulher_v1.pdf> Acesso em Outubro de 2016.

REGATTIERI, N. A. T. **Abordagem morfofuncional da mama**. 2012. Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Abordagem_morfofuncional_da_mama.pdf> Acesso em outubro 2016.

ROBBINS, S. L.; COTRAN, R. S. KUMAR, V.; ABBAS, A. ASTER, J. **Patologia: bases patológicas das doenças**. Tradução de Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease. 8^a ed. Rio de Janeiro. Elsevier. 2010.

RYAN, E. A.; FARQUHARSON, M. J. **Breast tissue classification using x-ray scattering measurements and multivariate data analysis**. Physics in Medicine and Biology. Vol. 52. 6679–6696. 2007.

SHIMADZU - Shimadzu corporation surface analysis & semiconductor equipment division. **Standard specification for shimadzu x-ray diffractometer XRD-7000 2kw/3kw**. S141-E850. Disponível em: <

http://www.antteknik.com/documents/catalogs/download.php?filename=XRD-7000-Main-Unit_S141-E850.pdf. > Acesso em outubro, 2016.

SHIMADZU - Shimadzu X-ray Diffractometer XRD-7000 New Concept in Multifunction X-Ray Diffractometry for the 21st Century. Disponível em: <
<http://www.shimadzu.com.br/analitica/produtos/difratometros/catalogos/xrd-7000.pdf> >
Acesso em outubro, 2016.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R.; PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro, 2005.

THOMSON, J.J. **Conduction Electricity Through Gases.** Cambridge, C.U.P., 1906.

WELLINGS, S. R. **A Hypothesis of the Origin of Human Breast Cancer from the Terminal Ductal Lobular Unit.** Pathology - Research and Practice. Vol. 166. 515-535. 1980.