



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO DE COMPOSTOS TERMOPLÁSTICOS OU TERMOFIXOS
RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES AO TECIDO HUMANO**

AUDREW FRIMAIO

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Leticia L. Campos Rodrigues

**São Paulo
2019**

At the bottom of the page, there are three thick, horizontal purple bars that span the width of the page, mirroring the design at the top.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DESENVOLVIMENTO DE COMPOSTOS TERMOPLÁSTICOS OU TERMOFIXOS
RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES AO TECIDO HUMANO**

AUDREW FRIMAIO

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Letícia L. Campos Rodrigues**

Versão Corrigida

**São Paulo
2019**

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

Como citar:

FRIMAIO, A. ***Desenvolvimento de Compostos Termoplásticos ou Termofixos Radiologicamente Equivalentes ao Tecido Humano***. 2019. 136 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

Frimaio, Audrew
Desenvolvimento de Compostos Termoplásticos ou Termofixos
Radiologicamente Equivalentes ao Tecido Humano / Audrew
Frimaio; orientador Leticia Lucente Campos Rodrigues. -- São
Paulo, 2019.
136 p.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia
Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e
Nucleares, São Paulo, 2019.

1. Fantomas. 2. Objetos simuladores. 3. Número atômico
efetivo. 4. Radiologia. I. Lucente Campos Rodrigues, Leticia
, orient. II. Título.

“Quando as coisas vão erradas,
não pense que todos os seus esforços tem sido em vão.
Talvez tudo foi para melhor, por isso sorria
Pode ser que o seu aparente fracasso,
venha a ser uma nova porta,
que o conduzirá para uma nova felicidade,
que dantes você jamais conheceu.
Você pode estar enfraquecido pela luta,
mas não se considere vencido.
Isto não quer dizer derrota.
Não vale a pena gastar o precioso tempo em lágrimas e lamentos.
Levante-se e enfrente a vida outra vez e,
se você guardar em mente o alto objetivo de suas aspirações,
os seus sonhos se realizarão.
Tire proveito dos seus erros, colha experiências das suas dores e,
então um dia você dirá:
-Eu ousei experimentar outra vez!”

(autor desconhecido)

***Aos meus sobrinhos Lauren e Dérik,
cuja presença traz aos meus dias mais vida e alegrias!***

Agradecimentos

Ao IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares na pessoa do Sr. Superintendente Dr. Wilson Aparecido Parejo Calvo pela oportunidade.

À CAPES e Fapesp pelo auxílio financeiro.

À Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues, pela orientação e principalmente confiança em todos os momentos, tornando possível a realização deste trabalho.

Ao Dr. Paulo Roberto Costa pela amizade, paciência, ideias e disposição na co-orientação de todo o desenvolvimento de todo o trabalho.

Ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo, em especial à Sandra pela imensa ajuda na organização da documentação necessária à Fapesp.

Ao João Carlos Terassi pelos desenhos técnicos elaborados contidos nesta tese.

À empresa Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda, em especial ao Ítalo Salussolia pela produção das peças em polipropileno injetadas.

Ao Ezequiel Figueira Jorge por ceder o molde para produção de peças injetadas em polipropileno.

Aos colaboradores da Seal Technology Industria e Comércio Ltda, que se empenharam para produção nas primeiras tentativas dos protótipos iniciais.

Ao Roberto de Oliveira Luiz que desde a primeira ideia dos estudos iniciais para este trabalho me apoiou imensamente, com sua interminável paciência, toda compreensão, muito carinho e amor.

À amiga Alessandra Tomal pelas orientações, dicas, aulas, força e encorajamento nas horas difíceis e à pequena Ingrid por dialogar conosco várias vezes.

À Ana Carolina Albernaz Sirico, pelas leituras, correções, paciência e amizade desenvolvida nas etapas finais do trabalho.

Aos meus pais e irmãos que entenderam minhas ausências, respeitam meus desejos e mesmo dentre todas as adversidades da vida, permanecem sempre me apoiando com incentivo, força e amor!

A todos que, de alguma forma, colaboraram para a elaboração deste trabalho, o meu muito obrigada!

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	6
LISTA DE TABELAS.....	9
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	12
1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 OBJETIVO GERAL	16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
1.3 ORIGINALIDADE E RELEVÂNCIA.....	16
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	20
2.1 CORPO HUMANO E SEUS ELEMENTOS QUÍMICOS	20
2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	21
2.3 MATERIAL EQUIVALENTE A TECIDO.....	24
2.4 OBJETOS SIMULADORES.....	25
2.5 MÉTODOS PARA DETERMINAÇÃO DAS FORMULAÇÕES.....	27
2.5.1 <i>Princípios do Método de Hermann</i>	27
2.5.2 <i>Princípios do Método de Mariano & Costa</i>	30
2.5.3 <i>Parâmetros e métodos de análise</i>	32
2.5.3.1 - Fluorescência por raios X.....	32
2.5.3.2 - Análise química elementar (CHN).....	32
2.5.3.3 - Número atômico efetivo.....	33
2.5.3.4 - Densidade Eletrônica.....	35
2.5.3.5 - Coeficiente de Atenuação linear.....	35
2.5.3.5.1 - Espectroscopia por raios X	36
2.5.3.5.2 - Tomografia computadorizada de dupla energia	37
2.6 MATERIAIS TERMOPLÁSTICOS E TERMOFIXOS	38
2.7 PROCESSOS UTILIZADOS PARA PRODUÇÃO DE MATERIAIS RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES A TECIDOS HUMANOS.	39
2.7.1 <i>Processo laboratorial</i>	39
2.7.2 <i>Processo industrial de extrusão à quente</i>	40
2.7.3 <i>Processo industrial de moldagem por injeção</i>	42
3 MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS	45
3.1.1 <i>Componentes químicos</i>	45
3.1.2 <i>Balanças</i>	45
3.1.3 <i>Equipamentos de raios X</i>	46
3.1.4 <i>Instrumentos de medição</i>	47
3.1.5 <i>Maquinários</i>	48
3.1.6 <i>Acessórios</i>	49
3.1.7 <i>Softwares e programas</i>	50
3.2 MÉTODOS.....	51
3.2.1 <i>Método de Hermann</i>	51
3.2.2 <i>Método de Mariano & Costa</i>	52

3.3	MÉTODOS UTILIZADOS PARA FORMULAÇÃO DOS MATERIAIS RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES A TECIDOS HUMANOS	54
3.3.1	<i>Método de extrusão à quente - produção de protótipos aplicando o método de Hermann.....</i>	54
3.3.2	<i>Método de extrusão à quente - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa</i>	56
3.3.3	<i>Método utilizando resina epóxi - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa</i>	59
3.3.4	<i>Método de moldagem por injetora - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa</i>	62
3.4	TESTES DE DESEMPENHO.....	63
3.4.1	<i>Arranjo experimental utilizando sistema de raios X- Fase I</i>	63
3.4.2	<i>Arranjo experimental utilizando sistema de raios X- Fase II</i>	65
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
4.1	FORMULAÇÕES, COMPOSTOS E PROTÓTIPOS	67
4.1.1	<i>Método de Hermann utilizando material de base termoplástico</i>	67
4.1.2	<i>Método de Mariano & Costa utilizando material de base termoplástico.</i>	69
4.1.3	<i>Método de Mariano & Costa utilizando material de base termofixa</i>	88
4.2	PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS	96
4.2.1	<i>Protótipos utilizando processo industrial de extrusão à quente aplicando o método de Hermann</i>	96
4.2.2	<i>Protótipos utilizando processo industrial de extrusão à quente aplicando o método de Mariano & Costa</i>	97
4.2.3	<i>Protótipos utilizando processo laboratorial com resina epóxi aplicando o método de Mariano & Costa</i>	98
4.2.4	<i>Protótipos utilizando processo industrial de moldagem por injeção aplicando o método de Mariano & Costa</i>	100
4.3	RESULTADOS DOS TESTES DE DESEMPENHO.....	101
4.3.1	<i>Determinação dos espectros primários e transmitidos com o arranjo experimental do sistema de raios X - Fase II</i>	101
4.4	CUSTO DOS PROTÓTIPOS.....	115
5	CONCLUSÕES	116
	ANEXO I – FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS COM EQUIVALÊNCIA AO TECIDO MAMÁRIO (POLETTI ET AL., 2004)	117
	ANEXO II - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS COM EQUIVALÊNCIA AO TECIDO MAMÁRIO (RICHARD HAMMERSTEIN ET AL., 1979).....	118
	ANEXO III – PROTÓTIPOS PRODUZIDOS.....	119
	ANEXO IV – TABELAS APRESENTANDO AS GRANDEZAS QUI-QUADRADO REDUZIDO E ZEF PARA TODAS AS FORMULAÇÕES APRESENTADAS.....	123
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2-1 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA E SEUS EFEITOS PREDOMINANTES EM FUNÇÃO DO NÚMERO ATÔMICO Z DO MATERIAL ABSORVEDOR.....	22
FIGURA 2-2 - MODELOS DE MATRIZES UTILIZADAS NA SAÍDA DA EXTRUSORA, FOTO ILUSTRATIVA.	41
FIGURA 2-3 - ESQUEMA DE EXTRUSORA COM MACRO DETALHES (FUNIL DE ALIMENTAÇÃO, CILINDRO, RESISTÊNCIAS DE AQUECIMENTO, ROSCA, MATRIZ E CORTADOR).	41
FIGURA 2-4 - ESQUEMA DE INJETORA COM MACRO DETALHES (FUNIL DE ALIMENTAÇÃO, CILINDRO, RESISTÊNCIAS, ROSCA, BICO, COLUNA GUIA E MOLDE).	42
FIGURA 2-5 – MOLDE COM TODOS OS DETALHES [A] FECHADO; [B] EXPANDIDO COM ALGUNS DETALHES; [C] ABERTO COM SUA CAVIDADE E A PEÇA QUE SERÁ PRODUZIDA E [D] ABERTO COM PEÇA PRODUZIDA E EXTRAÍDA.	43
FIGURA 3-1 - FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA DESENVOLVIDA NO TRABALHO.	44
FIGURA 3-2 - BALANÇAS UTILIZADAS PARA PESAGEM DAS MATÉRIAS PRIMAS E ADITIVOS.	45
FIGURA 3-3 - TUBOS DE RAIOS X UTILIZADOS NOS TESTES DE DESEMPENHO DOS PROTÓTIPOS.	46
FIGURA 3-4 - CÂMARA DE IONIZAÇÃO MARCA PTW, MODELO TW 23361.....	47
FIGURA 3-5 - ESPECTRÔMETRO MARCA AMPTEK, MODELO XR-100T.	47
FIGURA 3-6 - EXTRUSORA DE POLIPROPILENO – FOTO ILUSTRATIVA.	48
FIGURA 3-7 - INJETORA MARCA MINZEN – FOTO ILUSTRATIVA.	48
FIGURA 3-8 - MOLDE DE AÇO UTILIZADO NA PRODUÇÃO DOS PRIMEIROS PROTÓTIPOS.....	49
FIGURA 3-9 - CUBA DE PMMA (POLIMETILMETACRILATO) UTILIZADA COM ÁGUA FILTRADA NO ARRANJO EXPERIMENTAL I E II.	49
FIGURA 3-10 - SUPORTE DE PMMA (POLIMETILMETACRILATO) UTILIZADO PARA POSICIONAMENTO DOS PROTÓTIPOS NO ARRANJO EXPERIMENTAL II.....	50
FIGURA 3-11 - PROTÓTIPOS COM DEFEITO DE DESMOLDE [A], FÔRMA DE ALUMÍNIO UTILIZADA COMO MOLDE COM RESTOS DO PROTÓTIPO NÃO TOTALMENTE DESMOLDADO [B], NO PROCESSO LABORATORIAL UTILIZANDO RESINA EPÓXI COMO BASE... ..	61
FIGURA 3-12 - ARRANJO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE RAIOS X UTILIZADO PARA MEDIÇÃO DO ESPECTRO TRANSMITIDO NOS DOIS PRIMEIROS PROTÓTIPOS PRODUZIDOS NO PROCESSO DE EXTRUSÃO À QUENTE.	64
FIGURA 3-13 - ARRANJO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE RAIOS X PARA MEDIÇÃO DO ESPECTRO TRANSMITIDO NOS PROTÓTIPOS PRODUZIDOS UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI E BASE DE POLIPROPILENO EM INJETORA.....	66
FIGURA 3-14 - TUBO DE RAIOS X MARCA YXLON, POSICIONADO NA HORIZONTAL PARA IRRADIAÇÃO VERTICAL COM OS PROTÓTIPOS ABAIXO PARA REALIZAÇÃO DO EXPERIMENTO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO.	66
FIGURA 4-1 - COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR EM FUNÇÃO DA ENERGIA, NO INTERVALO DE TENSÕES UTILIZADAS EM DIAGNÓSTICO POR IMAGENS, OBTIDOS UTILIZANDO O PROGRAMA X-COM.	67
FIGURA 4-2 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DO MATERIAL DE REFERÊNCIA (TECIDO MOLE) E O MATERIAL OBTIDO COM FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MOLE.	76
FIGURA 4-3 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DO MATERIAL DE REFERÊNCIA (ÁGUA) COM FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE ÁGUA.....	78
FIGURA 4-4 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO COM O MATERIAL DE REFERÊNCIA BR12.	81
FIGURA 4-5 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO E O MATERIAL DE REFERÊNCIA (CIRS5050).	86

FIGURA 4-6 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO E O MATERIAL DE REFERÊNCIA (CIRS3070).	86
FIGURA 4-7 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO E O MATERIAL DE REFERÊNCIA (CIRS7030).	87
FIGURA 4-8 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DO MATERIAL DE REFERÊNCIA (ÁGUA) COM FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE ÁGUA.	90
FIGURA 4-9 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DO MATERIAL DE REFERÊNCIA (ÁGUA) COM FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE ÁGUA.	92
FIGURA 4-10 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DO MATERIAL DE REFERÊNCIA (TECIDO MOLE) COM FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MOLE.....	93
FIGURA 4-11 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO COM O MATERIAL DE REFERÊNCIA (CIRS7030).	95
FIGURA 4-12 - COMPARAÇÃO ENTRE O COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DAS FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI CANDIDATAS A OBJETOS SIMULADORES DE TECIDO MAMÁRIO COM O MATERIAL DE REFERÊNCIA (H7030).	95
FIGURA 4-13 - PROTÓTIPOS OBTIDOS PELO PROCESSO INDUSTRIAL DE EXTRUSÃO À QUENTE COM 1CM DE ESPESSURA E 12CM DE DIÂMETRO.	97
FIGURA 4-14 - PROTÓTIPOS PRODUZIDOS [A], [B], [C], E [D] COM O PROCESSO INDUSTRIAL DE EXTRUSÃO À QUENTE COM DEFEITO.	98
FIGURA 4-15 - PROTÓTIPOS 29REH ₂ O, 31REH ₂ O, 33REH ₂ O E 38REH ₂ O PRODUZIDOS APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA PELO PROCESSO LABORATORIAL, UTILIZANDO RESINA EPÓXI.....	99
FIGURA 4-16 - PROTÓTIPOS 17PpBR E 21PpBR PRODUZIDOS COM BASE DE POLIPROPILENO E ADITIVOS PELO PROCESSO INDUSTRIAL COM MOLDAGEM POR INJEÇÃO.....	100
FIGURA 4-17 - ESPECTROS DE RAIOS X PRIMÁRIO E TRANSMITIDO NAS DIFERENTES ESPESSURAS DOS PROTÓTIPOS 29REH ₂ O, 31REH ₂ O, 33REH ₂ O E 38REH ₂ O PRODUZIDOS AVALIADOS NA TENSÃO DE 100 KV.	101
FIGURA 4-18 – COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 29REH ₂ O OBTIDO NA TENSÃO DE 60KV COM ESPESSURAS DE 12 À 74,6MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA E DO CALCULADO DA FORMULAÇÃO 29REH ₂ O APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.	102
FIGURA 4-19 – COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 29REH ₂ O OBTIDO NA TENSÃO DE 100KV COM ESPESSURAS DE 12 À 74,6MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA E DO CALCULADO DA FORMULAÇÃO 29REH ₂ O APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.	103
FIGURA 4-20 – COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 31REH ₂ O OBTIDO NAS TENSÕES DE [A] 60KV, [B] 100KV, [C] 100KV E [D] 120KV COM ESPESSURAS DE 10,8 À 64,1MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA E DO CALCULADO DA FORMULAÇÃO 31REH ₂ O APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.....	104
FIGURA 4-21 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 31REH ₂ O OBTIDO NAS TENSÕES DE [A] 60KV, [B] 100KV, [C] 100KV E [D] 120KV COM ESPESSURAS DE 10 À 60,7MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA E DO CALCULADO DA FORMULAÇÃO 31REH ₂ O APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.....	105
FIGURA 4-22 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 38REH ₂ O OBTIDO NAS TENSÕES DE [A] 60KV, [B] 100KV, [C] 100KV E [D] 120KV COM ESPESSURAS DE 10,1 À 62,1MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA E DO CALCULADO DA FORMULAÇÃO 38REH ₂ O APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.....	106
FIGURA 4-23 - CURVAS DE TRANSMISSÃO PARA ÁGUA E PROTÓTIPOS PRODUZIDOS EM LABORATÓRIO UTILIZANDO RESINA EPÓXI DE BASE COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA NA TENSÃO DE 60KV.	107
FIGURA 4-24 - CURVAS DE TRANSMISSÃO PARA ÁGUA E PROTÓTIPOS PRODUZIDOS EM LABORATÓRIO UTILIZANDO RESINA EPÓXI DE BASE COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA NA TENSÃO DE 80KV.	107

FIGURA 4-25 - CURVAS DE TRANSMISSÃO PARA ÁGUA E PROTÓTIPOS PRODUZIDOS EM LABORATÓRIO UTILIZANDO RESINA EPÓXI DE BASE COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA NA TENSÃO DE 100KV.	108
FIGURA 4-26 - CURVAS DE TRANSMISSÃO PARA ÁGUA E PROTÓTIPOS PRODUZIDOS EM LABORATÓRIO UTILIZANDO RESINA EPÓXI DE BASE COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA NA TENSÃO DE 120KV.	108
FIGURA 4-27 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 17PpBR OBTIDO NA TENSÃO DE 45KV COM ESPESURA DE 12,5 `A 68,4MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR PARA O BR12 E O CALCULADO DA FORMULAÇÃO 17PpBR APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.....	110
FIGURA 4-28 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR MÉDIO (EQUAÇÃO 2.15) PARA OS ESPECTROS TRANSMITIDOS, PARA O PROTÓTIPO 21PpBR OBTIDO NA TENSÃO DE 45KV COM ESPESURA DE 12,4 À 59,0MM. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR PARA O BR12 E O CALCULADO DA FORMULAÇÃO 21PpBR APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.....	111
FIGURA 4-29 - BLOCOS DE PROTÓTIPOS 29REH ₂ O, 31REH ₂ O, 33REH ₂ O E O 38REH ₂ O POSICIONADOS NO SUPORTE (IDENTIFICADOS DO FUNDO PARA FRENTE NA ORDEM CITADA RESPECTIVAMENTE) DE PACIENTE DE UM EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE DUPLA ENERGIA.	112
FIGURA 4-30 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA (NIST, 1998), COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA FORMULAÇÃO 29REH ₂ O DETERMINADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR DETERMINADOS A PARTIR DE IMAGENS DO PROTÓTIPO 29REH ₂ O UTILIZANDO UM EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA DE DUPLA ENERGIA (TCDE).....	113
FIGURA 4-31 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA (NIST, 1998), COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA FORMULAÇÃO 31REH ₂ O DETERMINADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR DETERMINADOS A PARTIR DE IMAGENS DO PROTÓTIPO 31REH ₂ O UTILIZANDO UM EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA DE DUPLA ENERGIA (TCDE).....	113
FIGURA 4-32 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA (NIST, 1998), COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA FORMULAÇÃO 33REH ₂ O DETERMINADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR DETERMINADOS A PARTIR DE IMAGENS DO PROTÓTIPO 33REH ₂ O UTILIZANDO UM EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA DE DUPLA ENERGIA (TCDE).....	114
FIGURA 4-33 - COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA ÁGUA (NIST, 1998), COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR DA FORMULAÇÃO 38REH ₂ O DETERMINADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR DETERMINADOS A PARTIR DE IMAGENS DO PROTÓTIPO 38REH ₂ O UTILIZANDO UM EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA DE DUPLA ENERGIA (TCDE).....	114

LISTA DE TABELAS

TABELA 3-1 - MATÉRIAS-PRIMAS E SUAS CARACTERÍSTICAS UTILIZADAS PARA A PRODUÇÃO DOS PRIMEIROS PROTÓTIPOS DE MATERIAL RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTE A TECIDO. TM- DOWDUPONT.	52
TABELA 3-2 - QUALIDADES DE RADIAÇÃO PADRÃO DEFINIDAS PELA AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA (IAEA, 2011).	53
TABELA 3-3 – VALORES DE REFERÊNCIA DA ÁGUA E DOS TECIDOS DE EQUIVALÊNCIA UTILIZADOS.	53
TABELA 3-4 - MATÉRIAS-PRIMAS (BASE) SELECIONADAS PARA O DESENVOLVIMENTO DAS FORMULAÇÕES DOS COMPOSTOS DE MATERIAL RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTE AO TECIDO. TM-DOWDUPONT.	56
TABELA 3-5 - ADITIVOS SELECIONADOS PARA O DESENVOLVIMENTO DAS FORMULAÇÕES DOS COMPOSTOS DE MATERIAL RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTE AO TECIDO. TM-DOWDUPONT.	58
TABELA 3-6 - RESINAS (BASE) UTILIZADAS PARA O DESENVOLVIMENTO DAS FORMULAÇÕES DO MATERIAL RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES AO TECIDO.	59
TABELA 4-1 – RESULTADOS PRELIMINARES E FRAÇÕES DE MASSA PARCIAIS DAS MATÉRIAS-PRIMAS (TERMOPLÁSTICOS E ADITIVOS) COMBINADAS PARA SIMULAR OS COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO LINEAR DO TECIDO ADIPOSEO, TECIDO MOLE E ÁGUA.	68
TABELA 4-2 - ANÁLISE DE FLUORESCÊNCIA DE RAIOS X EM PORCENTAGEM (%) DOS QUINZE PROTÓTIPOS PRELIMINARES PRODUZIDOS APLICANDO O MÉTODO DE HERMANN.	69
TABELA 4-3 – MATERIAIS TERMOPLÁSTICOS UTILIZADOS COMO BASE PARA O DESENVOLVIMENTO DAS FORMULAÇÕES DE MATERIAIS RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES A TECIDO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.	69
TABELA 4-4 - FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIETILENO (PE) OU POLIMETIL-METACRILATO (PVC) DESENVOLVIDAS COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA.	70
TABELA 4-5 – FORMULAÇÕES UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) DESENVOLVIDAS COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA.	71
TABELA 4-6 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIETILENO (PE) COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO ADIPOSEO.	71
TABELA 4-7 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIETILENO (PE) COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MOLE.	72
TABELA 4-8 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIETILENO (PE) COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR BR12.	72
TABELA 4-9 - FORMULAÇÕES ESCOLHIDAS PARA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR BR12 PRODUZIDAS UTILIZANDO O MÉTODO EXTRUSÃO À QUENTE.	73
TABELA 4-10- COMPOSIÇÃO ELEMENTAR DETERMINADA PARA O PROTÓTIPO 53II PPBR POR ANÁLISE ELEMENTAR DE QUEIMA (CHN).	73
TABELA 4-11 - COMPOSIÇÃO ELEMENTAR DETERMINADA PARA O MATERIAL 65II PPBR POR ANÁLISE ELEMENTAR DE QUEIMA (CHN).	74
TABELA 4-12 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MOLE.	75
TABELA 4-13 – FORMULAÇÕES COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MOLE, NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE.	77
TABELA 4-14 - FORMULAÇÕES INDICADAS PARA FUTURA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MOLE, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE.	77
TABELA 4-15 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA.	79
TABELA 4-16 – FORMULAÇÕES COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA, NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE.	79

TABELA 4-17 - FORMULAÇÕES INDICADAS PARA FUTURA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE.	80
TABELA 4-18 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR BR12.	82
TABELA 4-19 - FORMULAÇÕES COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR BR12, NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA E DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO COM AUTO-ZEFF SOFTWARE.	82
TABELA 4-20 - FORMULAÇÕES DOS PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO PRODUZIDAS COM EQUIVALÊNCIA AO MATERIAL DE REFERÊNCIA BR12, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE, ESPESSURA E DENSIDADE MEDIDAS.	83
TABELA 4-21 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR CIRS5050.....	84
TABELA 4-22 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR CIRS3070.....	84
TABELA 4-23 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) OU DE POLIESTIRENO (PS) E ADITIVOS COM EQUIVALÊNCIA AO SIMULADOR CIRS7030.....	85
TABELA 4-24 - FORMULAÇÕES INDICADAS PARA FUTURA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE POLIPROPILENO (PP) COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MAMÁRIO, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE.....	88
TABELA 4-25 – MATERIAIS TERMOFIXOS UTILIZADOS COMO BASE PARA O DESENVOLVIMENTO DAS FORMULAÇÕES DE MATERIAIS RADIOLOGICAMENTE EQUIVALENTES A TECIDO. TM-DOW CHEMICAL COMPANY.....	89
TABELA 4-26 - FORMULAÇÕES DESENVOLVIDAS UTILIZANDO BASE TERMOFIXA (SILICONE OU RESINA EPÓXI) COM EQUIVALÊNCIA À ÁGUA.....	90
TABELA 4-27 - FORMULAÇÕES DOS PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI PRODUZIDAS COM EQUIVALÊNCIA AO MATERIAL DE REFERÊNCIA ÁGUA, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA, DIFERENÇA RELATIVA MÉDIA DO NÚMERO ATÔMICO EFETIVO CALCULADO UTILIZANDO AUTO-ZEFF SOFTWARE, ESPESSURA E DENSIDADE MEDIDAS.	91
TABELA 4-28 - FORMULAÇÕES PARA FUTURA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MOLE, x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.	94
TABELA 4-29 - FORMULAÇÕES ESCOLHIDAS PARA FUTURA PRODUÇÃO DE PROTÓTIPOS UTILIZANDO BASE DE RESINA EPÓXI COM EQUIVALÊNCIA A TECIDO MAMÁRIO (SIMULADORES CIRS7030 E HAMMER7030), x^2 E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO APLICANDO O MÉTODO DE MARIANO & COSTA.	96
TABELA 4-30 - EQUIVALÊNCIAS NO FATOR DE TRANSMISSÃO ENTRE AS ESPESURAS DOS PROTÓTIPOS E A ÁGUA PARA A TENSÃO DE 100 kV.....	109
TABELA 4-31 - ESTIMATIVA DE CUSTO DOS PROTÓTIPOS PRODUZIDOS E DISPONÍVEIS NO MERCADO.	115

RESUMO

FRIMAIO, A. *Desenvolvimento de compostos termoplásticos ou termofixos radiologicamente equivalentes ao tecido humano.* 2019. 136p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) -Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Os objetos simuladores constituídos de material tecido equivalente, são utilizados em laboratórios de pesquisa e em ambientes clínicos como parte de rotinas de controle de qualidade e radioproteção, são fundamentais para evitar a exposição de pessoas a doses de radiação. Os objetos simuladores são, na grande maioria, importados e de alto custo.

Materiais radiologicamente equivalentes aos tecidos humanos, tem como principal requisito possuir o número atômico efetivo e/ou coeficiente de atenuação linear aproximadamente igual ao do tecido que se quer simular, de modo a reproduzir as suas características de atenuação à radiação ionizante incidente.

Neste trabalho foram desenvolvidos compostos e protótipos que suprem a necessidade deste tipo de material radiologicamente equivalente a tecido utilizando tecnologia nacional. Os protótipos desenvolvidos e produzidos contêm substâncias, encontradas comercialmente, que, ao formarem um composto, seus percentuais são equivalentes aos encontrados no corpo humano, tais como tecido mamário, tecido mole, tecido adiposo e água

A formulação dos compostos foi realizada por simulação computacional em trabalho realizado anteriormente, visando a produção de placas e/ou objetos (protótipos) com características de transmissão equivalentes ao de tecidos humanos e/ou à água. Os testes de desempenho dos protótipos produzidos apontaram as melhores formulações para aplicação em objetos simuladores na área de diagnóstico por imagem.

Palavras chave: fantomas, objetos simuladores, número atômico efetivo, radiologia

ABSTRACT

FRIMAIO, A. Development of thermoplastic or thermosets compounds radiologically equivalent to human tissue. 2019. 136p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Phantoms made of equivalent tissue, are used by research laboratories and in clinical environment as part of quality control and radiation protection routines, they are fundamental to avoid exposing people to radiation doses. Phantoms are, mostly, imported and high cost.

Tissue equivalent materials are required to have an effective atomic number and / or linear attenuation coefficient, approximately equal to the tissue which is being simulated, in order to emulate the attenuation characteristics of incident ionizing radiation.

In this work, compounds and prototypes that meet the requirements for this type of tissue-equivalent material were developed using national technology. The developed and produced prototypes contain substances found commercially, which, when used to form a compound are percentages equivalent to those found in the human body, such as mammary tissue, soft tissue, adipose tissue and water.

The formulation of compounds was accomplished by a computer simulation in previous work, aiming at the production of plates and / or objects (prototypes) with transmission characteristics equivalent to those of human tissues and / or water. The performance tests of the prototypes produced showed the best formulations for application in phantoms to be use in image device.

Key words: phantoms, tissue equivalent, effective atomic number, radiology

1 INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X por Roentgen mudou a sociedade médico-científica, abrindo portas para o campo do diagnóstico por imagens que, desde então, está em constante evolução. O aprimoramento dos equipamentos e dispositivos utilizados para aquisição de imagem vem proporcionando muitos estudos, diversas avaliações e melhores diagnósticos do corpo humano.

Contudo, os raios X, apesar do seu uso benéfico, principalmente na medicina, desde sua descoberta apresentou diversos efeitos nocivos aos seres vivos decorrentes da exposição à radiação. Devido ao efeito nocivo da radiação aos seres vivos, testes de avaliação de dose em equipamentos radiológicos fazem uso de materiais e/ou objetos que substituem o tecido humano. Assim, nasceu a ideia de materiais e/ou objetos que simulam tecido e/ou parte do corpo humano, registrado por Kienböck (Kienböck, 1906; Mariano, 2017).

A radiologia nasceu na mesma época da descoberta dos raios X, utilizando-os na produção de imagens. Assim, a radiologia rapidamente se espalhou pelo mundo (Alves, 2018). Na área da radiologia, a frequente inovação dos aparelhos utilizados para imagens radiográficas apresenta grandes ganhos na qualidade das imagens (Caramelo et al., 2018).

Com o surgimento da preocupação em proteção radiológica, algumas normas foram introduzidas para minimizar os efeitos nocivos constatados. Várias mudanças nestas regras foram feitas ao longo dos anos, devido ao constante desenvolvimento e aperfeiçoamento tecnológico dos equipamentos para aquisição de imagem (Silva, 2002), ao aumento da frequência de exames e à diversificação de procedimentos que, desde então, têm sido utilizados para auxiliar o diagnóstico médico (Dewerd e Kissick, 2014).

No Brasil, o Ministério da Saúde publicou a Portaria nº453/98 (Brasil, 1998) estipulando que qualquer exposição de pessoas à radiação ionizante deve ser devidamente justificada e que os pacientes devem ser expostos ao mínimo de radiação possível. O mesmo documento impõe exigências para as instalações médicas e odontológicas que utilizam raios X. Estas instalações devem gerir a implantação e programas de controle e garantia da qualidade nos serviços de radiodiagnóstico, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais e do público em geral (Andrade, 2007).

Alguns testes periódicos necessários aos equipamentos de raios X são aplicados com o uso de objetos simuladores, uma vez que não é permitido expor pessoas à radiação sem

justificativa clínica. Estes objetos simuladores, pela mesma Portaria nº 453/98, são definidos como “objetos físicos ou matemáticos utilizados para reproduzir as características da interação da radiação com o corpo ou parte do corpo humano”. Esta definição ressalta a importância do desenvolvimento de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos.

Recentemente, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou a Consulta Pública nº 573/2018 referente à proposta de Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) sobre os requisitos sanitários mínimos para o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e dá outras providências. A RDC a ser proposta deverá substituir a Portaria 453, de 1998, e ampliar o grau de exigências relacionadas a avaliação técnica dos equipamentos de diagnóstico por imagens no Brasil. O documento proposto pela ANVISA regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público, decorrentes de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas e estabelece os requisitos sanitários para o funcionamento e a fiscalização destes serviços. A Consulta Pública ainda apresenta um conjunto de Instruções Normativas (INs) a ela associadas. Nas INs são apresentados requisitos para avaliação técnica dos equipamentos que fazem uso de objetos simuladores obrigatórios. Em diversos artigos da RDC e de suas Instruções Normativas, as exigências na utilização de objetos simuladores (fantomas) são citadas nos textos preliminares apresentados pela ANVISA, o que enfatiza a importância do desenvolvimento de infraestrutura nacional que possa permitir a produção local deste tipo de dispositivo.

A avaliação da qualidade da imagem pode ser efetuada a partir de parâmetros físicos como contraste, resolução espacial, ruído e dose. A garantia da qualidade das imagens se dá pela aplicação de protocolos e testes periódicos, estabelecidos na Resolução nº 1016/2006 (Anvisa, 2006), aos quais os equipamentos de raios X devem ser submetidos periodicamente.

Desde as primeiras narrativas do uso de objetos simuladores até os dias atuais, incluindo o presente trabalho, diversas maneiras para produção de materiais radiologicamente equivalentes a tecido foram propostas ao longo dos anos. Estes desenvolvimentos incluem códigos computacionais, algoritmos, diferentes materiais e diferentes formas de produção. (White, 1977; Hermann *et al.*, 1985; Jennings, 1993; Homolka *et al.*, 2002; Yohannes *et al.*, 2012).

Atualmente, o crescimento da necessidade de materiais radiologicamente equivalentes a tecido se justifica devido à diversidade na modalidade e a alta demanda de exames por imagem. Também se fazem importantes pela necessária qualidade das imagens, desempenho dos equipamentos e utilização dos mesmos pelos prestadores de serviços que realizam o controle de qualidade dos equipamentos radiológicos, bem como a evolução dos sistemas de aquisições de imagens e as exigências das agências regulatórias.

No Brasil, temos aproximadamente trezentos mil aparelhos de diagnóstico por imagem instalados e em funcionamento¹, divididos entre mamógrafos, tomógrafos, aparelhos de raios X, de ressonância magnética, de ultrassom e odontológicos, espalhados pelas regiões centro-oeste, norte, nordeste, sudeste e sul. Estes equipamentos realizam em torno de 53 milhões de exames por ano².

Com estes números em elevação, conforme dados da própria Agência Nacional de Saúde, a necessidade e o desenvolvimento de novos produtos e tecnologias nacionais se faz necessário, para atender esta demanda crescente, com qualidade e custo acessível.

Neste trabalho foi proposto desenvolver materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos para serem utilizados em laboratórios de pesquisa e ambientes clínicos de diagnóstico por imagem, como parte dos dispositivos utilizados em rotinas de controle de qualidade e radioproteção.

Para a determinação das formulações químicas dos materiais desenvolvidos foi utilizado um modelo matemático previamente validado (Mariano, 2017). O modelo utiliza o método dos mínimos quadrados para a obtenção de formulações químicas que apresentem diferenças mínimas nos valores do coeficiente de atenuação linear em relação ao tecido-alvo, no intervalo de energias de interesse.

O modelo considera, ainda, os elementos químicos existentes no corpo humano, cálcio (Ca), carbono (C), enxofre (S), fósforo (P), hidrogênio (H), magnésio (Mg), nitrogênio (N), oxigênio (O), potássio (K), sódio (Na), para o desenvolvimento de novos compostos cujo coeficiente de atenuação linear total é ajustado ao coeficiente de atenuação linear do material de referência.

¹ CNES-DATASUS – acesso Março/2019 (informações disponíveis até Fevereiro de 2019).

² ANS – acesso Março/2019 - (informações disponíveis até o ano de 2017).

1.1 Objetivo geral

Projetar, construir e caracterizar materiais com propriedades de transmissão equivalentes a tecidos humanos e à água, para avaliação de dose em pacientes no intervalo de energias de radiação utilizadas em diagnóstico por imagens.

1.2 Objetivos específicos

- Desenvolver compostos utilizando como base materiais termoplásticos e/ou termofixos com aditivos comercialmente disponíveis para a produção de objetos simuladores com características de transmissão semelhantes a um material de referência (tecido humano ou água);
- Caracterizar os materiais desenvolvidos por meio da medição de suas propriedades de transmissão de feixes de raios X no intervalo de energias utilizadas em diagnósticos por imagens;
- Avaliar o número atômico efetivo e densidade eletrônica das formulações desenvolvidas;
- Produzir protótipos, homogeneizados e de bom acabamento;

1.3 Originalidade e Relevância

A sociedade vivencia o grande avanço tecnológico do último século em todas as áreas com equipamentos cada vez mais informatizados, interligados e precisos. No campo da radiologia estas características aplicadas aos equipamentos para diagnóstico por imagem trouxeram ganho na qualidade das imagens, com otimização da dose de radiação que o paciente é exposto, sem prejudicar a clareza ou exatidão nos diagnósticos médicos.

Com esta vantagem em evidência, a realização de exames por imagem empregando os aparelhos de raios X, ultrassom, de ressonância magnética e tomógrafos cresceu

consideravelmente. Antes dos anos 2000 cerca de 500 modalidades de exames por imagem faziam parte da rotina laboratorial. Atualmente, em torno de 2000 modalidades fazem parte destas rotinas (Martins, 2014).

Os materiais radiologicamente equivalentes ao tecido humano desenvolvidos e caracterizados neste projeto se enquadram nesta evolução e desenvolvimento, não encontrando similaridade com os objetos simuladores utilizados atualmente no país. Objetos simuladores com propriedades semelhantes, disponíveis no exterior, em sua maioria, não estão adequadamente caracterizados para uma boa representação das propriedades de atenuação e espalhamento da radiação ionizante no intervalo de energias utilizadas em diagnóstico por imagens (20-150 keV) (Pina *et al.*, 2006; Batista *et al.*, 2013).

Desta forma, a relevância deste trabalho e sua principal contribuição ao desenvolvimento científico e tecnológico do país estão concentradas no domínio da formulação, produção e da caracterização de materiais para serem utilizados na construção de objetos simuladores para aplicações em radiologia diagnóstica. Com o desenvolvimento e produção de objetos simuladores a partir de matérias-primas nacionais, será possível reduzir custos e tempo de aquisição destes dispositivos para os prestadores de serviços da área de controle de qualidade e proteção radiológica em diagnóstico por imagens.

Os objetos simuladores disponíveis, utilizados nos procedimentos de calibração e controle de qualidades, devem acompanhar as necessidades dos avanços tecnológicos dos equipamentos de diagnóstico por imagem, assim como os médicos e profissionais precisam estar em constante reciclagem, ampliando seus conhecimentos para se manterem atualizados (Brasil, 2018).

Infelizmente, no Brasil, os profissionais físicos médicos certificados estão concentrados na região sudeste, o que demonstra a necessidade e campo para crescimento e investimento nesta área para o restante do país (Melo *et al.*, 2017).

Visando oportunidades comerciais, os equipamentos, dispositivos e acessórios radiológicos, assim como os profissionais da área, precisam estar aptos para atender e realizar exames em todo e qualquer biótipo de paciente. Pensando nas individualidades, incapacidades e dificuldades abrindo assim, um canal para desenvolvimento futuro de objetos simuladores personalizados (Saúde, 2017).

A área da saúde é um dos setores que incorpora muitas inovações tecnológicas, como

exemplo de fácil visualização e de recente desenvolvimento, são as máquinas de ressonância magnética com abertura maior para indivíduos obesos (Junior, 2017).

Na área da tecnologia da informação a evolução dos softwares e armazenamento de dados com novos sistemas, prontuário eletrônico, reconhecimento de padrões com agilidade, todas estas informações juntas são importantes e auxiliam no processamento de imagens.

A tecnologia das impressoras 3D foi outro segmento que encontrou um espaço grande na medicina diagnóstica e na radiologia. Esta admissão ao novo permite ao setor aumentar os preços de vendas, facilitando ao fabricante cobrar pelo seu produto um valor que não se pode mensurar, obtendo lucros expressivos (Martins, 2014).

Segundo a ABF (Associação Brasileira de Franchising), em 2017 o mercado de produtos e serviços de saúde cresceu 17% em relação ao ano anterior, representando uma média de 7% do PIB (Produto Interno Bruto) do país, com uma movimentação de R\$ 300 bilhões por ano. Os negócios crescem na área da saúde, seja pela busca por qualidade de vida ou pelo envelhecimento da população brasileira, conforme informa o IPEA (Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada)³ (News, 2018).

De acordo com a ABIMO (Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos e Odontológicos), em 2018 o mercado de equipamentos médicos foi estimado em R\$ 10 bilhões e continua em crescimento.

Entende-se por “*health devices*” o setor de produtos para saúde, onde os objetos simuladores estão inseridos, contemplando os segmentos: odontológico, laboratorial, radiológico, equipamentos médico-hospitalares, implantes e materiais de consumo. A inovação é um ponto forte explorada em produtos e processos neste seguimento (Abimo, 2015).

Dos aproximadamente trezentos mil equipamentos de diagnóstico por imagem em hospitais públicos e privados, existentes no Brasil, 89% estão em atividade onde 71% se encontram no setor privado, refletindo o maior investimento ao longo dos anos. No setor público 5% dos equipamentos estão inoperantes devido ao custo de instalação, por se tratar de aparelhos novos ou doados e por falta de manutenção dos dispositivos quebrados (Melo *et al.*, 2017).

³ IPEA – acesso Junho/2019 (informações disponíveis até Julho de 2018).

Neste setor, assim como em outros, existem dificuldades na aquisição de produtos, devido à existência de poucos fabricantes de instrumentos indispensáveis no país. Quando se faz necessário, a importação de produtos, pela falta de fabricante brasileiro, se depara com tempo elevado de aquisição, variação na taxa cambial, burocracia complexa, altas taxas e impostos, para o produto chegar em território nacional e nas mãos do comprador. Estas dificuldades também atingem a aquisição de objetos simuladores, os quais devem ser utilizados em rotinas de controle de qualidade e radioproteção periodicamente (Brasil, 1998).

Diante deste cenário evolutivo dos aparelhos de aquisição de imagem de forma geral, do envelhecimento da população brasileira e, conseqüentemente, o aumento no número de realização de exames de diagnóstico por imagem e médicos interessados nesta área (Scheffer *et al.*, 2018), é fundamental a revisão da Portaria 453 que aumenta o rigor no controle de qualidade, exigindo assim que objetos simuladores feitos de materiais radiologicamente equivalentes a tecido estejam mais presentes e sejam mais utilizados onde exames de imagem forem realizados, é que este trabalho se fundamenta.

2 Fundamentos Teóricos

A extraordinária descoberta dos raios X possibilitou visualizar a parte interna do corpo humano sem intervenção cirúrgica. Porém, em pouco tempo, junto com seus benefícios foram relatados danos biológicos causados pela radiação, como queda de cabelo e queimaduras. Nessa época, os equipamentos de raios X eram usados sem controle ou cautela (Cerqueira, 2010).

Assim, para se usufruir dos benefícios da descoberta, minimizando seus danos e garantindo a segurança das pessoas, surgiu na década de 1920 as primeiras regras de proteção radiológica. Posteriormente, foi percebido a necessidade de se estabelecer um limite de exposição para a pele para o uso da radiação ionizante.

Foram criadas organizações internacionais e nacionais com o intuito de se estabelecer normas para o uso da radiação ionizante de forma segura. Congressos foram realizados com o objetivo de uniformização de procedimentos, medidas e unidades radiológicas (Silva, 2002).

Assim, surgiram os dispositivos para medir e proteger os trabalhadores e pacientes da exposição à radiação desnecessária dentro do ambiente clínico. Dentre eles, destacam-se os dosímetros, que contribuem na sua função de medir a exposição de um indivíduo à radiação por um período de tempo e os aventais plumbíferos, que reduzem a penetração da radiação na região do tórax e abdômen (para colaboradores que diariamente realizam exames em pacientes) e também são muito utilizados na proteção de áreas, no próprio paciente, que não serão alvo do exame em questão.

Analogamente surgiram os objetos simuladores, utilizados nos processos de calibração e controle da qualidade de equipamentos, estudos de dosimetria, treinamento de profissionais em aplicações clínicas. Os objetos simuladores também são usados no desenvolvimento de pesquisas científicas e monitoramento das radiações na terapia médica.

2.1 Corpo humano e seus elementos químicos

A biologia nos ensina que não pode existir vida sem água. Na verdade, a maioria dos seres vivos consistem, principalmente, de água. O corpo humano contém cerca de 65% de

água. Nossas funções orgânicas, digestão, circulação do sangue, respiração, transpiração, entre outras, exigem uma certa quantidade de ingestão de água diária para que ocorram sem qualquer intercorrência.

A composição química elementar dos órgãos humanos é conhecida e composta principalmente pelos seguintes elementos químicos: cálcio (Ca), carbono (C), enxofre (S), fósforo (P), hidrogênio (H), magnésio (Mg), nitrogênio (N), oxigênio (O), potássio (K), sódio (Na) e outros em mínimos traços podendo ser desprezíveis.

Desta forma, os compostos para serem aplicados como radiologicamente equivalentes aos tecidos humanos devem se assemelhar, em proporção, com os elementos químicos conhecidos nos órgãos humanos. A interação da radiação com o composto deve ser o mais semelhante possível às interações que ocorrem no tecido humano (Gross et al., 1963). No presente trabalho, foram escolhidos compostos com estas propriedades tendo como material base termoplásticos ou termofixos na sua composição.

2.2 Interação da radiação com a matéria

Quando um feixe de raios X atravessa um material, os fótons podem interagir com os elétrons e átomos do material de diferentes maneiras. Os fatores que afetam as interações da radiação com a matéria são: a densidade, a espessura, o número atômico do material e a energia do fóton incidente.

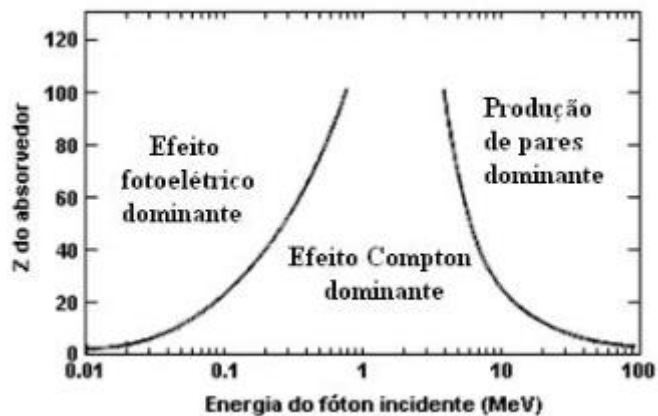
As radiações capazes de ejetar os elétrons orbitais ligados aos átomos por forças elétricas são denominadas radiações ionizantes (Okuno e Yoshimura, 2010). Estas radiações se diferem pela carga de suas partículas. As carregadas (elétrons, pósitrons, prótons e partículas α) ou com carga elétrica nula (fótons e nêutrons) que são capazes de ionizar o meio de forma direta ou indireta, respectivamente.

Alguns efeitos são observados quando há interação da radiação com a matéria. Os mais frequentes são o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton, o espalhamento coerente e a produção de pares. As interações onde o fóton é absorvido ou perde parte de sua energia (efeito fotoelétrico e espalhamento Compton) são as mais predominantes que ocorrem na área da radiologia diagnóstica, no intervalo de energia entre 10keV e 150keV (Evans, 1982).

A

Figura 2-1 apresenta a predominância dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares em função do número atômico do absorvedor e a energia do fóton incidente. A simulação do comportamento da radiação ionizante incidente em determinado meio pode ser realizada mediante conhecimento dos vários efeitos físicos de interação da radiação com a matéria (Attix, 1986).

Figura 2-1 – Interação da radiação com a matéria e seus efeitos predominantes em função do número atômico Z do material absorvedor.



Fonte: Attix, 1986.

Dentre as interações dos fótons com a matéria, o efeito mais dominante na radiologia é o efeito fotoelétrico, que é a interação de um fóton com um elétron ligado do material alvo. O fóton incidente é absorvido e um fotoelétron é emitido. Quanto maior o número atômico do material absorvedor, maior a probabilidade do efeito ocorrer (Da Silva *et al.*, 2015).

O efeito Compton é outro efeito que ocorre, porém com menor influência nesta área. Trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron livre do material, ocorre independentemente do número atômico do absorvedor e há transferência de parte da energia e do momento do fóton para o elétron, e um fóton com a energia restante é espalhado em outra direção.

A probabilidade de o efeito fotoelétrico ocorrer por unidade de comprimento varia de forma aproximada com o inverso do cubo da energia do fóton ($1/E^3$) e depende do número atômico do material absorvedor. Por isso, ele é o efeito mais importante na absorção de energia pelo tecido biológico até 50 keV (Knoll, 2010).

Todos os processos de interação removem fótons do feixe primário e, por isso, é dito que eles atenuam o feixe de raios X. A probabilidade de ocorrência depende da energia do fóton e da composição do material, e estão relacionadas com os coeficientes de atenuação. Pode-se dizer que o coeficiente de atenuação é uma medida indireta da probabilidade de certo tipo de átomo interagir, através de um determinado processo, com um fóton de dada energia. Quando se fala apenas em coeficiente de atenuação, sem especificar o processo de interação, considera-se o coeficiente de atenuação resultante, que é o somatório dos coeficientes de atenuação de cada processo.

A atenuação dos raios X pela matéria se dá pelos efeitos de espalhamento e absorção de energia. Em um exame diagnóstico são utilizados feixes de raios X com tensões inferiores a 150kV (Costa, 1999) e, nestas condições, a radiação é espalhada devido aos efeitos coerente e Compton, enquanto que a absorção da radiação ocorre devido ao efeito fotoelétrico.

A atenuação que um feixe monocromático de raios X sofre ao atravessar uma lâmina de espessura x é calculada através da equação (2.1) dada por:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (2.1)$$

onde:

I_x é a intensidade do feixe emergente da espessura x ;

I_0 é a intensidade do feixe incidente no material; e

μ é o coeficiente de atenuação do material para a energia do feixe monocromático (Attix, 1986).

Quando a espessura apresentar dimensão de comprimento (L), o coeficiente será de atenuação linear e apresentará dimensão L^{-1} . O coeficiente de atenuação linear representa a probabilidade de ocorrer uma interação por unidade de comprimento. O produto μx é chamado de absorvância e representa a probabilidade de ocorrer interação no material de espessura x . A grandeza chamada de transmitância é igual à razão entre as intensidades I_x e I_0 , representando a probabilidade de o feixe não sofrer interação ao atravessar o material de espessura x .

Quando a espessura for dada em termos de densidade superficial de massa, dimensão ML^{-2} , o coeficiente será de atenuação de massa e apresentará dimensão de L^2M^{-1} , geralmente dada em cm^2/g .

A equação (2.2) estendida para um espectro de raios X é representada como:

$$I_x = \int_0^{E_{\max}} N(E) \cdot e^{-\mu(E)x} dE \quad (2.2)$$

onde:

$N(E)$ representa o espectro de raios X incidente;

x é a espessura do material; e

$\mu(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material.

Com a energia transferida ao meio, os elétrons começam a se deslocar gerando novas ionizações, transformando a estrutura das moléculas, quebrando ligações químicas e formando radicais livres (Wootton, 1993). Os radicais livres reagem com outras moléculas, como as de DNA, podendo alterar suas funções causando danos, como a morte celular. O corpo humano consegue recompor alguns danos celulares, porém os danos que não forem recompostos podem se manifestar na forma de doenças, como câncer, catarata, infertilidade entre outras (Cerqueira, 2010; Santos, 2015).

2.3 Material equivalente a tecido

Para um material ser considerado um material radiologicamente equivalente a tecido, ele deve apresentar um comportamento de absorção da radiação, em função da espessura, muito semelhante ao do material de referência. A água é muitas vezes utilizada para esta finalidade, por sua abundância no corpo humano (White, 1978b). Outra opção é que os materiais tenham composição química e número atômico efetivo (Z_{ef}) semelhantes aos tecidos que se deseja simular. Pode-se encontrar o número atômico efetivo (Z_{ef}) de materiais biológicos resultante das interações com fótons, elétrons e íons descritos em diversos trabalhos (White *et al.*, 1980; Prasad *et al.*, 1997).

De acordo com o ICRU Report 44 (Icru, 1989), “material equivalente a tecido” é qualquer material que simula um corpo ou tecido em sua interação com radiação (ionizante ou não-ionizante) e qualquer volume de material radiologicamente equivalente a tecido usado para simular essas interações é chamado de objeto simulador (“*phantom*”).

A adequação e qualificação dos objetos simuladores é feita pela determinação da diferença máxima entre o coeficiente de atenuação linear dos materiais radiologicamente equivalentes ao tecido e o material alvo. Conforme o ICRU Report 44, esta diferença não deve ser superior a 5%.

Um critério útil a ser adotado para um dado material a ser considerado como um material radiologicamente equivalente ao tecido humano é que ele deve exibir um comportamento de transmissão de radiação em função de sua espessura, similar à do material de referência (Nascimento *et al.*, 2019). Quantitativamente, a diferença máxima entre o coeficiente de atenuação linear de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos e o tecido-alvo não deve exceder 5% do intervalo de energia de interesse.

2.4 Objetos simuladores

Data de 1923 o primeiro artigo publicado mencionando o uso de objetos simuladores no campo da radiologia, sendo os primeiros objetos simuladores confeccionados em cera (Baumeister e Rocky, 1923). Por se tratarem de objetos sólidos, os objetos simuladores podem ser feitos com vários materiais, geralmente produzidos com materiais de fácil aquisição: cera, acrílico, resina (White *et al.*, 1977), látex (Tomimasu e Guedes, 2000), polietileno e seus aditivos respectivamente (Hermann *et al.*, 1985).

Os objetos simuladores mais simples são os cilíndricos de acrílico (PMMA - polimetilmetacrilato) (Cerqueira e Maia, 2014). Podem também ser produzidos em configurações mais complexas, representando os órgãos ou partes do corpo humano de forma realística, chamados de objetos simuladores antropomórficos, como apresentado em outros artigos publicados (Schettini *et al.*, 2007; Cerqueira, 2010).

O desenvolvimento de objetos simuladores utilizando materiais radiologicamente equivalentes a tecido se divide em duas fases. A primeira marcada, principalmente, com o uso da água e da cera como objetos simuladores. A segunda fase é caracterizada pela construção de objetos simuladores com características próximas dos tecidos biológicos (Veneziani, 2017), utilizados para avaliar o transporte da radiação ionizante pelo corpo humano, possuindo diferentes formas, tamanhos e composições.

Objetos simuladores são construídos para serem estáveis, suportando longas rotinas de testes sem alterar suas características físicas e químicas com o passar do tempo (Caldwell e Yaffe, 1990). Por consequência, podem ser usados para calibração e controle da qualidade de equipamentos, estudos de dosimetria, treinamento de profissionais em aplicações clínicas, no desenvolvimento de pesquisas científicas e monitoramento das radiações na terapia médica (Poletti *et al.*, 2004; Alghamdi *et al.*, 2007).

Estes dispositivos podem ser classificados como:

- Objetos simuladores dosimétricos: construídos para estudo de dosimetria, permitindo inserção de dosímetros, fornecendo medidas de dose absorvida;
- Objetos simuladores de calibração: usados para calibração da resposta dos equipamentos médicos em geral e em atividades de controle de qualidade; e
- Objetos simuladores de imagem: construídos para auxiliar o estudo do desempenho dos sistemas de imagens médicas.

Dentro destas categorias existem os seguintes tipos de objetos simuladores:

- Objeto simulador padrão: construído com geometria simples, na forma de cubos ou cilindros, normalmente preenchidas com água, podendo ser feito também de material homogêneo e sólido. É utilizado para comparar medidas sobre as mesmas irradiações.
- Objeto simulador de referência: é utilizado em proteção radiológica para definição de grandezas operacionais.
- Objeto simulador de corpo (ou antropomórfico): possui forma e composição semelhantes ao corpo humano (Mariano, 2017).

Os objetos simuladores vêm desempenhando, desde então, um importante papel em novos desenvolvimentos e aperfeiçoamentos nas pesquisas de controle de qualidade, atendendo à demanda crescente de exigências e melhoria continuada do diagnóstico por

imagem. Ajudam, também, a garantir que os sistemas de geração da imagem estejam funcionando conforme os padrões descritos pelos protocolos (Russo, 2018).

2.5 Métodos para determinação das formulações

Modelos matemáticos, cuja finalidade é auxiliar em simulações e projetos experimentais, foram empregados neste trabalho. O método de Hermann e o método desenvolvido por Mariano & Costa (Mariano, 2014) são modelos matemáticos que foram utilizados para a obtenção de uma estimativa das substâncias e suas respectivas proporções na elaboração das formulações para o desenvolvimento dos materiais radiologicamente equivalentes a tecido.

2.5.1 Princípios do Método de Hermann

A metodologia desenvolvida por Hermann e col. (Hermann *et al.*, 1985; Hermann *et al.*, 1986) permite identificar as proporções de um material-base e dois aditivos de forma a produzir uma formulação resultante com os mesmos valores dos coeficientes de atenuação linear do material radiologicamente equivalente a tecido que se deseja simular, em duas energias distintas, E_1 e E_2 .

Assim, sendo $\mu_1(E)$ o coeficiente de atenuação linear do material base na energia E , $\mu_2(E)$ e $\mu_3(E)$ os coeficientes de atenuação linear dos aditivos na energia E e $\mu_T(E)$ o coeficiente de atenuação linear do tecido que se deseja simular, pode-se definir o seguinte sistema de equações lineares (2.3):

$$\begin{cases} q_1\mu_1(E_1) + q_2\mu_2(E_1) + q_3\mu_3(E_1) = \mu_T(E_1) \\ q_1\mu_1(E_2) + q_2\mu_2(E_2) + q_3\mu_3(E_2) = \mu_T(E_2) \\ q_1 + q_2 + q_3 = 1 \end{cases} \quad (2.3)$$

Na equação, os valores q_i representam as frações do volume dos componentes da mistura e as energias E_1 e E_2 são duas energias escolhidas arbitrariamente, na região de interesse que se deseja simular o material radiologicamente equivalente. Assim, podem ser calculadas as frações de massa de um elemento i (P_i) necessárias utilizando as densidades

de massa, ρ_i , respectivas através da equação (2.4):

$$\rho_i = \frac{\rho_i q_i}{\sum_i \rho_i q_i} \quad (2.4)$$

Utilizando os resultados da solução do sistema de equações lineares (2.3), pode ser previsto o coeficiente de atenuação linear como função da energia do material resultante, como abaixo na equação (2.5):

$$\mu(E) = q_1 \cdot \mu_1(E) + q_2 \cdot \mu_2(E) + q_3 \cdot \mu_3(E) \quad (2.5)$$

Esta etapa da metodologia permite a elaboração de materiais que possuam coeficientes de atenuação idênticos em dois valores de energia e que devem, portanto, apresentar propriedades de atenuação semelhantes.

A metodologia definida por Herman e col. foi generalizada (Kimura et al., 2011), considerando o material final sendo composto por um material base e uma combinação de N-1 aditivos. Com isso, as equações (2.3) podem ser generalizadas como as equações (2.6):

$$\begin{cases} q_1 \mu_1(E_1) + q_2 \mu_2(E_1) + q_3 \mu_3(E_1) + \dots + q_N \mu_N(E_1) = \mu_T(E_1) \\ q_1 \mu_1(E_2) + q_2 \mu_2(E_2) + q_3 \mu_3(E_2) + \dots + q_N \mu_N(E_2) = \mu_T(E_2) \\ \dots \\ q_1 \mu_1(E_{N-1}) + q_2 \mu_2(E_{N-1}) + q_3 \mu_3(E_{N-1}) + \dots + q_N \mu_N(E_{N-1}) = \mu_T(E_{N-1}) \\ q_1 + q_2 + q_3 + \dots + q_N = 1 \end{cases} \quad (2.6)$$

Estas equações podem, ainda, ser escritas na forma matricial como na equação (2.7):

$$M \cdot Q = M_T \quad (2.7)$$

Onde os valores de M , Q , M_T são:

$$M = \begin{bmatrix} \mu_1(E_1) & \mu_2(E_1) & \dots & \mu_N(E_1) \\ \mu_1(E_2) & \mu_2(E_2) & \dots & \mu_N(E_2) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \mu_1(E_{N-1}) & \mu_2(E_{N-1}) & \dots & \mu_N(E_{N-1}) \\ 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix}$$

$$Q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \dots \\ q_N \end{bmatrix}$$

$$M_T = \begin{bmatrix} \mu_T(E_1) \\ \mu_T(E_2) \\ \dots \\ \mu_T(E_{N-1}) \\ 1 \end{bmatrix}$$

Desta forma, obtendo os valores dos coeficientes de atenuação linear dos N compostos a partir de informações de suas composições químicas e da aplicação dos dados compilados pelo NIST (*National Institute of Standards and Technology*) (Nist, 1998) através do programa X-COM, podem ser obtidos os elementos da matriz M para N-1 aditivos nas energias no intervalo de interesse. Da mesma forma, pode ser obtido o vetor M_T de coeficientes de atenuação do tecido que se deseja simular (ou da água). Com isso, os valores dos fatores de volume q_i para a elaboração das composições podem ser obtidos resolvendo a equação matricial (2.8):

$$Q = M^{-1} \cdot M \quad (2.8)$$

O método de Hermann foi generalizado após pesquisas realizadas no Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do Instituto de Física da USP (Kimura et al., 2011) para se expandir o número possível de compostos que possam compor um material radiologicamente equivalente a tecido com a finalidade de ser produzido.

Esta metodologia elimina a limitação do método de Hermann, de que apenas três materiais podem ser utilizados para se obter um composto provável para um material radiologicamente equivalente a tecido, bem como amplia a equivalência entre os valores do coeficientes de atenuação linear do material de referência e do composto desenvolvido para um maior número de valores de energias (Mariano, 2017).

2.5.2 Princípios do Método de Mariano & Costa

Recentemente, no Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica do Instituto de Física da USP foi desenvolvida uma nova metodologia para a determinação de compostos de materiais radiologicamente equivalentes ao tecido humano e à água (Mariano, 2017). Esta metodologia usa princípios diferentes daquela desenvolvida por Hermann, baseada no método dos mínimos quadrados (MMQ).

O método dos mínimos quadrados é uma forma sistemática para a determinação dos valores que resultam num melhor ajuste dos dados por uma função específica, a partir de um conjunto de pontos, dados experimentais ou calculados por uma função matemática contendo parâmetros que possam ser ajustados de forma a curva resultante ser a que “melhor” se ajusta aos dados (Castellan, 1986).

Neste método, as frações de volume das matérias-primas são determinadas e combinadas para a elaboração das formulações de materiais radiologicamente equivalentes a tecido, de modo a ajustar e minimizar a diferença entre o coeficiente de atenuação linear das formulações em elaboração de um determinado material equivalente em desenvolvimento com os valores do coeficiente de atenuação linear do material de referência (Mariano, 2017).

Segundo Mariano (Mariano, 2017), a rotina do MMQ desenvolvida é baseada na função *nlinfit* do software de programação Matlab (*The MathWorks Inc. - Natick, Massachusetts EUA*). Nesta rotina, os valores dos coeficientes de atenuação linear dos materiais envolvidos são incluídos por meio de uma planilha do Excel (*Microsoft Corporation - Redmond, Washington, EUA*), na qual também devem ser colocadas as fórmulas químicas moleculares, as densidades de cada material e os valores dos coeficientes de atenuação mássicos para o espalhamento coerente, para a interação fotoelétrica e para a atenuação total com espalhamento coerente. Estes valores são extraídos de resultados compilados pelo NIST (*National Institute of Standard and Technology*) através da base de dados do programa X-COM (Berger et al., 2010).

No método de Mariano & Costa, os dados contidos na planilha são utilizados como informações de entrada, assim como a energia e a qualidade padrão de radiação (por exemplo

RQR10 e RQR-M2⁴) no respectivo ao intervalo de energia utilizado em radiodiagnóstico e uma estimativa inicial das frações em massa de cada componente da formulação elaborada. Após executar a rotina com os dados de interesse incluídos, os resultados apresentados são frações em volume maiores que zero ($p > 0$) corrigidas de cada componente da formulação. O valor de χ^2 , número atômico efetivo e densidade eletrônica do material equivalente resultante são grandezas calculadas dentro da rotina executada.

O valor da grandeza χ^2 (qui-quadrado) foi utilizado para comparação dos resultados dos espectros transmitidos para as diversas formulações elaboradas com os materiais de referência considerados (Mariano, 2017), e foi calculado utilizando a equação (2.9):

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^N \frac{(N^{for}(E_i) - N^{ref}(E_i))^2}{\sigma_i^2} \quad (2.9)$$

onde:

N^{for} é o espectro simulado da formulação elaborada;

N^{ref} é o espectro simulado do material de referência, e

σ_i é a incerteza combinada destes dois resultados e N é número de pontos no espectro.

O ajuste desta equação (2.9) se faz necessário para ajuste da função com N graus de liberdade (Vanin *et al.*, 2005), desta forma é adequado escrever a grandeza χ^2 reduzida:

$$\chi_{red}^2 = \frac{\chi^2}{ngl} \quad (2.10)$$

onde:

ngl é o número de graus de liberdade.

Como o valor esperado da grandeza χ^2 e de N, o valor esperado da grandeza χ_{red}^2 é igual a 1.

⁴ As qualidades de feixe RQR são qualidades padronizadas pela norma IEC 61267 (Iec, 2005) e amplamente utilizados em laboratório de calibração de instrumentos para a aplicação na radiologia diagnóstica.

$$\chi_{red}^2 = 1 \quad (2.11)$$

Desta maneira, para se estimar a qualidade da formulação elaborada pode ser usado o valor calculado pela rotina χ_{red}^2 através da equação (2.10). Esta grandeza foi calculada em todas as rotinas realizadas com as formulações elaboradas e utilizado como critério de análise na seleção das formulações para as etapas produtivas.

2.5.3 Parâmetros e métodos de análise

2.5.3.1- Fluorescência por raios X

A análise por fluorescência de raios X é um método quali-quantitativo baseado na medida das intensidades (número de raios X detectados por unidade de tempo) dos raios X característicos emitidos pelos elementos que constituem amostra.

Quando uma amostra é irradiada por um feixe de raios X, os átomos na amostra geram raios X característicos que são emitidos da amostra. Esses raios são conhecidos como raios X "fluorescentes" e possuem um comprimento de onda e uma energia específicos que são característicos de cada elemento.

Conseqüentemente, a análise qualitativa pode ser feita pela investigação dos comprimentos de onda dos raios X. Como a intensidade dos raios X fluorescente é função da concentração, a análise quantitativa também é possível pela medição da quantidade de raios X com o comprimento de onda específico de cada elemento (Itepan, 2003).

2.5.3.2 - Análise química elementar (CHN)

A análise química elementar tem como objetivo determinar os elementos químicos constituintes de substâncias e/ou compostos orgânicos ou inorgânicos de uma grande variedade de produtos químicos, farmacêuticos, poliméricos, ambientais, alimentícios, petroquímicos dentre outros.

A determinação dos elementos químicos se faz quali-quantitativamente na proporção em que eles aparecem, com excelente exatidão em teores de carbono, hidrogênio, nitrogênio, enxofre, cloro e oxigênio para amostras sólidas, líquidas ou gasosas (Debastiani, 2012), onde as amostras são sujeitas à combustão em uma atmosfera de oxigênio puro, e os gases resultantes dessa combustão são quantificados em um detector de condutividade térmica.

Para cada análise quali-quantitativa dos elementos químicos de determinada substância e/ou compostos existe uma técnica, um protocolo ou um aparelho específico nos laboratórios para que a determinação seja adequada para cada tipo de amostra.

2.5.3.3 - Número atômico efetivo

Quando há incidência de radiação na matéria, alguns parâmetros interferem nesta interação, tais como a espessura, a densidade eletrônica, o número atômico efetivo do meio e a energia do fóton incidente. Em particular, o número atômico efetivo tem grande importância quando se está em busca de desenvolver materiais radiologicamente equivalentes ao tecido (Manohara et al., 2008).

O número atômico efetivo não é uma constante de um material, mas sim um parâmetro que varia com a energia dos fótons, dependendo da interação e dos processos envolvidos. Este parâmetro está estreitamente relacionado à densidade eletrônica (Manohara et al., 2008). Ambos, em substâncias compostas ou em um meio mais complexo, como os tecidos biológicos, demonstraram ser um parâmetro satisfatório para a interpretação da atenuação de raios X (Kaginelli et al., 2009).

Desde 1943 vários autores (Spiers, 1943); (Davisson, 1965; Jayachandran, 1971) têm se dedicado a calcular e tabelar valores de números atômicos efetivos de diferentes materiais e tecidos. Um dos métodos pioneiros e ainda utilizados em formulações de materiais radiologicamente equivalentes a tecido para objeto simulador está baseado no conceito do número atômico efetivo (White, 1978a).

O número atômico efetivo (Z_{ef}) é calculado neste conceito, com as características de interação dos fótons em um processo parcial (por exemplo no processo de atenuação fotoelétrica) para um composto, considerado como sendo o mesmo para um elemento com um número atômico Z_{ef} e calculado com a equação (2.12):

$$Z_{ef} = \sqrt[m]{\sum_i a_i Z_i^m} \quad (2.12)$$

onde:

Z_i é o número atômico do elemento i deste composto;

m é um expoente que representa a variação de μ com o número atômico (Z), considerado ($m=3,5$), e

a_i representa a fração de elétrons do elemento i no total de elétrons do material calculado com a equação (2.13):

$$a_i = p_i \frac{Z_i/A_i}{\sum_i p_i Z_i/A_i} \quad (2.13)$$

onde:

p_i é a fração de massa do elemento i no composto, e

A_i é o seu número de massa. O somatório deve ser feito sobre todos os elementos químicos do composto.

Por se tratar de um parâmetro de grande relevância, utilizado como uma das formas de avaliar a equivalência das formulações desenvolvidas com os materiais de referência, um segundo método de análise para obtenção do número atômico efetivo foi realizado por meio de um software chamado de Auto-Zeff, o qual se baseia na correlação entre a seção de choque atômica e número atômico.

O software Auto-Zeff possui uma interface intuitiva para o cálculo de número atômico efetivo em função da energia, número atômico efetivo médio e número atômico ponderado por espectro (Taylor et al., 2012).

2.5.3.4 - Densidade Eletrônica

A densidade eletrônica está relacionada ao número atômico efetivo, é a região externa ao núcleo de um átomo onde se concentram os elétrons dispostos nas camadas eletrônicas (K , L, M, N, O, P e Q) por unidade de massa (Chang, 2009), e é calculada com a equação (2.14):

$$\rho_e = N_A \frac{nZ_{ef}}{\sum_i n_i A_i} \quad (2.14)$$

onde:

N_A é o número de Avogadro;

n é o número total de átomos presente em uma molécula do composto, e

n_i e A_i são respectivamente, o número de átomos e o número de massa do i -ésimo elemento do composto (Manohara et al., 2008).

A densidade eletrônica aumenta com o número atômico, já que elementos químicos com alto número atômico possuem mais elétrons distribuídos no átomo. A densidade eletrônica é um parâmetro muito importante para o efeito Compton, que se trata da interação dos fótons incidentes com elétrons livres. Este efeito é predominante entre 0.2 e 10 MeV, sendo a principal interação da radiação com a matéria na faixa de energia para radioterapia.

2.5.3.5 - Coeficiente de Atenuação linear

Com o objetivo de avaliar a qualidade dos materiais radiologicamente equivalentes a tecido em termos de similaridade com o material de referência, o coeficiente de atenuação linear $\mu(E)$ dos materiais radiologicamente equivalentes ao tecido são estimados de acordo com a lei de atenuação exponencial.

Em relação às interações da radiação com a matéria, os coeficientes de atenuação linear deve ser considerado no intervalo de energia de interesse, para a caracterização de tecidos e objetos simuladores.

No intervalo de energias utilizadas em radiodiagnóstico, onde o valor de tensão de trabalho não ultrapassa 150 kV, o efeito fotoelétrico é predominante, com contribuição do efeito Compton insignificante e, desta maneira, a densidade do material exerce forte influência nos valores do coeficiente de atenuação linear. Contudo, para materiais de baixo número atômico efetivo, como os encontrados no corpo humano, o efeito Compton também possui grande influência nos processos de interação da radiação X.

De acordo com a lei de Beer de 1852, " A intensidade de um feixe de luz monocromático decresce exponencialmente à medida que a concentração da substância absorvente aumenta aritmeticamente ", e a lei de Lambert de 1870 " *A intensidade da luz emitida decresce exponencialmente à medida que a espessura do meio absorvente aumenta aritmeticamente* ", quando tratadas de forma simultânea (leis de Lambert-Beer) diz que em processos no qual a quantidade de luz absorvida ou transmitida por uma determinada solução depende da concentração do soluto e da espessura da solução (Compri-Nardy *et al.*, 2009; Moreira *et al.*, 2016). Apesar das observações de Beer e Lambert não terem sido realizadas na faixa de energias das radiações ionizantes, algumas de suas conclusões levam a extensão de sua lei de atenuação exponencial para aplicações nesta faixa de energias.

2.5.3.5.1 - Espectroscopia por raios X

A espectroscopia por raios X permite estudar os mecanismos de interação da radiação com a matéria integrante de uma amostra. Desta forma, a espectroscopia de transmissão permite a análise da quantidade de radiação emitida por um feixe de raios X que é absorvida por um paciente ou um objeto simulador. Com a espectroscopia de absorção é possível quantificar a quantidade da energia absorvida em função da tensão aplicada no tubo de raios X e da qualidade da radiação incidente (Costa, 2016).

A transmissão de feixes de raios X poli energéticos é medida para cada conjunto de material equivalente-espessura-voltagem. O coeficiente de atenuação linear médio, $\bar{\mu}(E)$, é calculado usando a equação (2.15) segundo Tomal (Tomal et al., 2010):

$$\bar{\mu}(E) = -\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{x_i} \ln \left[\frac{N(E, x_i)}{N(E, 0)} \right] \quad (2.15)$$

onde:

$N(E, 0)$ é o espectro dos raios X primário;

$N(E, x_i)$ é o espectro dos raios X transmitido por uma espessura x_i de um dado material, e

M é o número de espessuras.

Os espectros foram corrigidos utilizando o programa em Matlab, Spectra_CdTe, com a metodologia de Tomal e col.(Tomal *et al.*, 2015).

2.5.3.5.2 - Tomografia computadorizada de dupla energia

A tomografia computadorizada (TC) é um método de aquisição de imagens utilizado na radiologia diagnóstica. Esse método se baseia nas diferenças das propriedades de atenuação dos raios X dos diferentes tipos de tecidos que compõem o corpo humano.

Os principais componentes de um tomógrafo digital são um tubo de raios X, um conjunto de detectores de radiação e um computador para processamento de dados. Nesse equipamento, os raios X emitidos pelo tubo passam pelo objeto de interesse e os detectores medem o perfil de intensidade transmitido. O tubo de raios X e o detector são girados em torno do objeto que se deseja produzir a imagem tomográfica. Assim, os perfis de atenuação são adquiridos em diferentes ângulos. Esses dados são processados computacionalmente, e uma imagem do objeto de interesse é gerada por reconstrução (Kalender, 2011).

Na tomografia computadorizada de dupla energia (TCDE) as aquisições das imagens são em duas diferentes energias de raios X, o que permite melhor diferenciação e caracterização de materiais no objeto de imagem obtida através da distribuição dos coeficientes de atenuação linear (Robayo *et al.*, 2017).

A TCDE é geralmente obtida medindo a atenuação usando dois espectros de energia diferentes, mas também pode ser realizado com um espectro de energia e um detector de camada dupla. Para a aquisição de espectros de raios X duplos, uma abordagem é o uso de um sistema de fonte dupla, com os dois tubos de raios X operando em diferentes tensões (kVp). Os dados podem então ser analisados quanto a diferenças na atenuação, permitindo uma melhor caracterização dos materiais selecionados (Sirico *et al.*, 2019).

2.6 Materiais termoplásticos e termofixos

A palavra polímero e sua definição vêm do grego “*poli*”, que significa “muitas”, e “*mero*”, que é “partes”. A reação que ocorre entre as moléculas de monômeros formando as macromoléculas poliméricas, originando o polímero, se dá o nome de polimerização (Mano, 2001).

Os processos de polimerização têm caráter exotérmico, a liberação do calor, produzida pela própria reação entre os monômeros, alimenta transformações em cadeia, geralmente de modo espontâneo e gradual, gerando um produto final solidificado, com estrutura molecular linear, ramificada, com ligações cruzadas ou em rede e classificados como termoplástico ou termofixo.

Os polímeros lineares podem apresentar ramificações na sua cadeia molecular, porém, as ligações se dão somente nas extremidades, dispondo assim da propriedade plástica, permitindo o amolecimento quando exposto ao calor por diversas vezes e, quando resfriado voltando a apresentar as propriedades iniciais, denominado assim material termoplástico, podendo ser reaproveitado industrialmente.

Os materiais termoplásticos estão substituindo diversos tipos de materiais como o aço, o vidro e a madeira devido às suas características de baixo peso, baixo custo, elevada resistência mecânica e química, facilidade de aditivação e ainda por serem 100% recicláveis (Pereira, 2009).

Neste trabalho, dentre os termoplásticos de cadeia linear e ramificada que podem ser reutilizados, foram estudados o polipropileno, poliestireno de baixa densidade, polimetilmetacrilato, policloreto de vinila e o poliestireno.

Os materiais termofixos são os polímeros de ligação cruzada ou em rede. As cadeias moleculares estão conectadas em todas as direções por ramificações laterais, ligações cruzadas e na forma tridimensional. Embora não apresentem propriedades de reuso, os termofixos estudados neste trabalho foram o silicone, o NordelTM e as resinas de poliuretano, de poliéster e a epóxi.

A conformação de peças utilizando estes polímeros deve ocorrer na produção da

macromolécula, pois estes polímeros, quando submetidos ao calor, sofrem degradação e possível queima, mas não o amolecimento. O que impossibilita sua reutilização (Brydson, 1999; Morassi, 2013).

Dentre os métodos existentes, os mais utilizados na conformação de termoplásticos e termofixos em peças, objetos e ou produtos, são moldagem por injeção em molde, injeção a vácuo, moldagem por sopro e a extrusão à quente.

2.7 Processos utilizados para produção de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos.

Devido à versatilidade do uso de resinas, assim como a vasta gama de aditivos existentes e processos que permitem a produção de peças em escala de laboratório ou industrial, foi iniciada uma série de investigações nesta área para o desenvolvimento de compostos radiologicamente equivalentes ao tecido humano, com sistemas poliméricos termoplásticos e termofixos sintéticos (Cavalcante e Canto, 2012).

O caminho, utilizando como base o material de resina termoplástica ou termofixa foi adotado, pelo grande potencial de suas aplicabilidades, flexibilidade, tenacidade, fácil manuseio e grandes benefícios técnico-econômicos (Bartoli et al., 1998).

2.7.1 Processo laboratorial

As resinas líquidas são convertidas em polímeros termofixos por um processo chamado reação de cura pela ação de endurecedores (agentes de cura). A reação de cura pode ser realizada tanto à temperatura ambiente como a altas temperaturas, dependendo das matérias-primas iniciais utilizadas no processo ou das propriedades desejadas do produto final (Mcdermott, 1993).

Quando são misturados resina e endurecedor, esta mistura passará do estado líquido para o sólido em poucas horas, produzindo calor, o que contribui para que a mistura se solidifique mais rapidamente (Silveira, 2009).

Há várias décadas as resinas epóxi têm merecido uma especial atenção em relação às

outras resinas termofixas (Luft, 1961), por apresentar excelentes características como matrizes hospedeiras, incorporando mais de um aditivo nas misturas, impulsionando assim grande demanda em novas aplicações.

2.7.2 Processo industrial de extrusão à quente

A extrusão é um processo mecânico para produção de componentes termoplásticos ou termofixos de forma contínua, onde a matéria-prima (chamada de material granulado) conforme (Figura 2-3) é inserida em um funil na forma de grãos (podendo também ser na forma de pó) e, por gravidade, são levados ao cilindro. O cilindro é aquecido por resistências elétricas onde a matéria-prima é homogeneizada e fundida. No centro do cilindro existe um eixo helicoidal metálico (podendo ser chamado de rosca, rosca sem fim ou parafuso) com movimento rotativo contínuo, fazendo com que o material alimentado se homogeneíze e vá fluindo para a saída da extrusora, passando pela matriz produzindo um perfil contínuo.

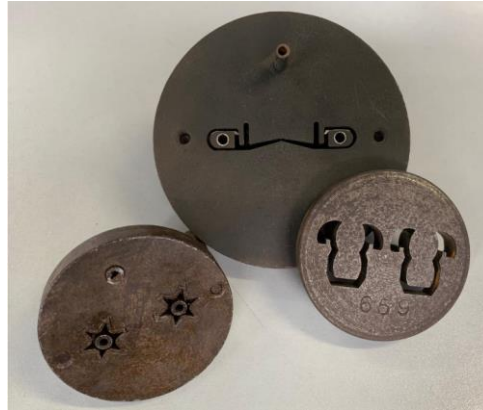
Matriz é uma peça metálica (Figura 2-2), que é acoplada na saída da extrusora, a qual o desenho projetado é cortado a laser sobre ela. Existem outros processos para corte de aço maciço, dentre eles oxicorte, corte de plasma, corte sob jato de água e corte a laser, que são adequados e utilizados devido a espessura das chapas a serem cortadas.

A matriz com o corte do desenho desejado é acoplada à saída da extrusora, onde o material, aquecido, fluido, homogeneizado e fundido passará através dela e sairá com a conformação projetada.

As matrizes podem ser desenhadas numa infinidade formas, e são projetadas de acordo com a necessidade do projeto. As matrizes da foto na Figura 2-2 são da empresa Seal Technology Ind. e Com. Ltda.

Para conferência do desenho projetado na matriz, após o perfil produzido, deve ser realizada uma vista com o auxílio de um projetor de perfil. O projetor de perfil permite visualizar um corte transversal do perfil em sua tela com imagem ampliada. Assim, a imagem ampliada deve estar com as medidas coerentes às medidas do desenho projetado da matriz, garantindo assim a regularidade no processo, visto que o perfil sairá de forma contínua até que seja cortado ou sua produção seja interrompida.

Figura 2-2 - Modelos de matrizes utilizadas na saída da extrusora, foto ilustrativa.

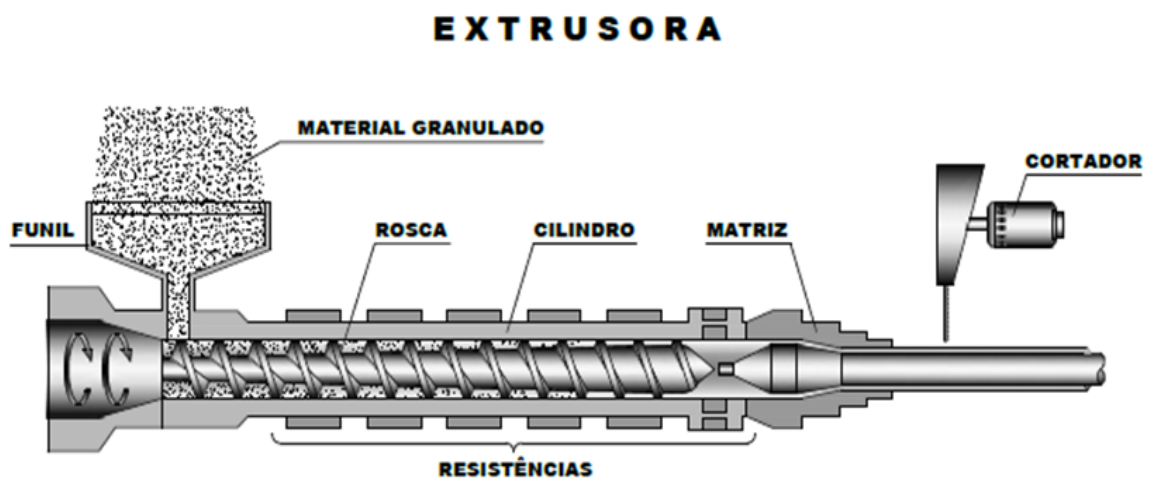


Fonte: autor da tese.

Os produtos resultantes do processo de extrusão, em geral, têm seção transversal constante com dimensões precisas e contínuas, podendo ser cortado ou fatiado de acordo com a necessidade do uso.

As matérias-primas mais utilizadas no processo de extrusão podem ser o alumínio, cobre, aço, outras ligas e polímeros em geral (Rauwendaal, 2014). A Figura 2-3 mostra um esquema de uma extrusora com detalhes básicos.

Figura 2-3 - Esquema de extrusora com macro detalhes (funil de alimentação, cilindro, resistências de aquecimento, rosca, matriz e cortador).



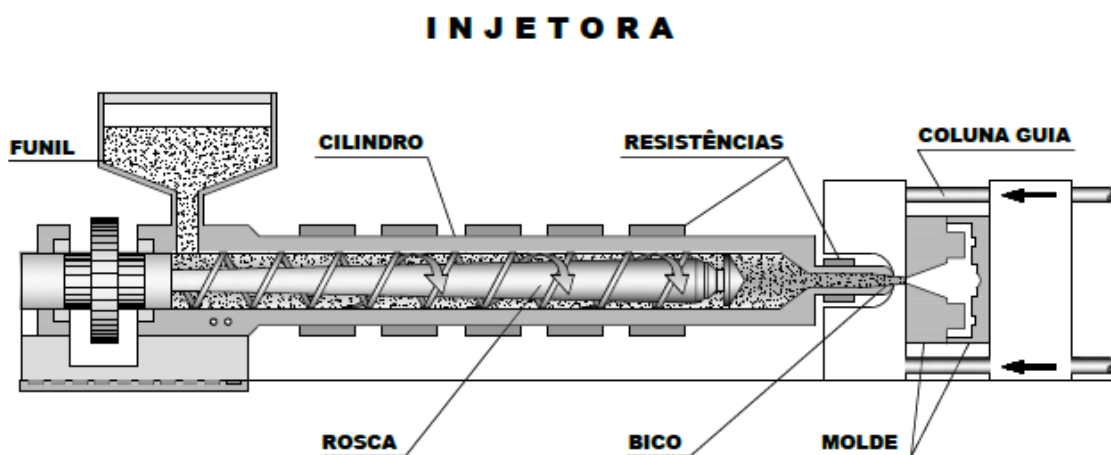
Fonte: desenho elaborado por João Carlos Terassi.

2.7.3 Processo industrial de moldagem por injeção

O processo de moldagem por injeção de termoplásticos ou termofixos é utilizado para a produção de peças e/ou objetos. O material granulado (ou em pó) é inserido no funil e, por gravidade, é levado ao cilindro (Figura 2-4). O cilindro é aquecido por resistências onde o material alimentado é homogeneizado e fundido. No centro do cilindro existe um eixo helicoidal metálico (chamado de rosca conforme (Figura 2-4) com movimento rotativo contínuo, envolto por resistências de aquecimento, onde o material que foi alimentado é aquecido até sua fluidez necessária, comprimido, empurrado e injetado através do bico de injeção, para dentro da cavidade de um molde. O molde projetado e confeccionado com as dimensões do produto final a ser obtido, é fixado na coluna guia durante a produção e injeção das peças (Magalhães, 2010).

O molde consiste de placas de aço móveis e estacionárias, onde se encontram as cavidades com o formato e a textura superficial das peças que se deseja produzir (Figura 2-5). É um instrumento de precisão e de alto custo, e deve ser suficientemente resistente para suportar grande número de ciclos de produção (Brydson, 1999; Innova, 2017; Silva, 2017).

Figura 2-4 - Esquema de injetora com macro detalhes (funil de alimentação, cilindro, resistências, rosca, bico, coluna guia e molde).

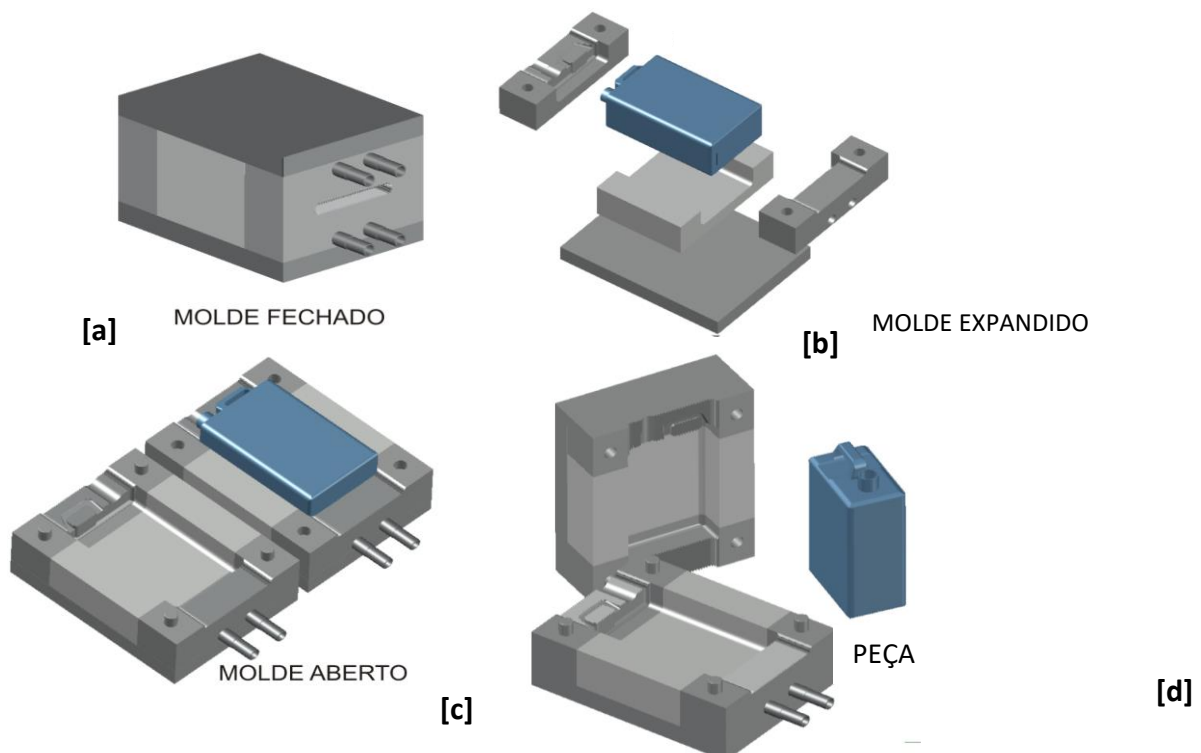


Fonte: desenho elaborado por João Carlos Terassi.

Após a injeção do material alimentado fluido dentro do molde (fechado), o mesmo é resfriado, e na sequência se dá o recalque, etapa em que o molde é aberto, e a peça é extraída, completando assim um ciclo do processo. A repetição de cada ciclo, cujas etapas foram citadas, tem duração de tempo variável em função da fluidez do material alimentado, do tamanho e da espessura da peça que será injetada e extraída do molde.

O processo de moldagem por injeção é muito usado atualmente devido à sua rapidez, à diversidade de peças que podem ser obtidas e à precisão dimensional. Neste processo é fabricado desde pequenas utilidades domésticas sem requisitos técnicos elevados, até peças automobilísticas ou aeroespaciais que demandam precisão dimensional e características funcionais de exatidões elevadíssimas (Dominick et al., 2000).

Figura 2-5 – Molde com todos os detalhes [a] fechado; [b] expandido com alguns detalhes; [c] aberto com sua cavidade e a peça que será produzida e [d] aberto com peça produzida e extraída.

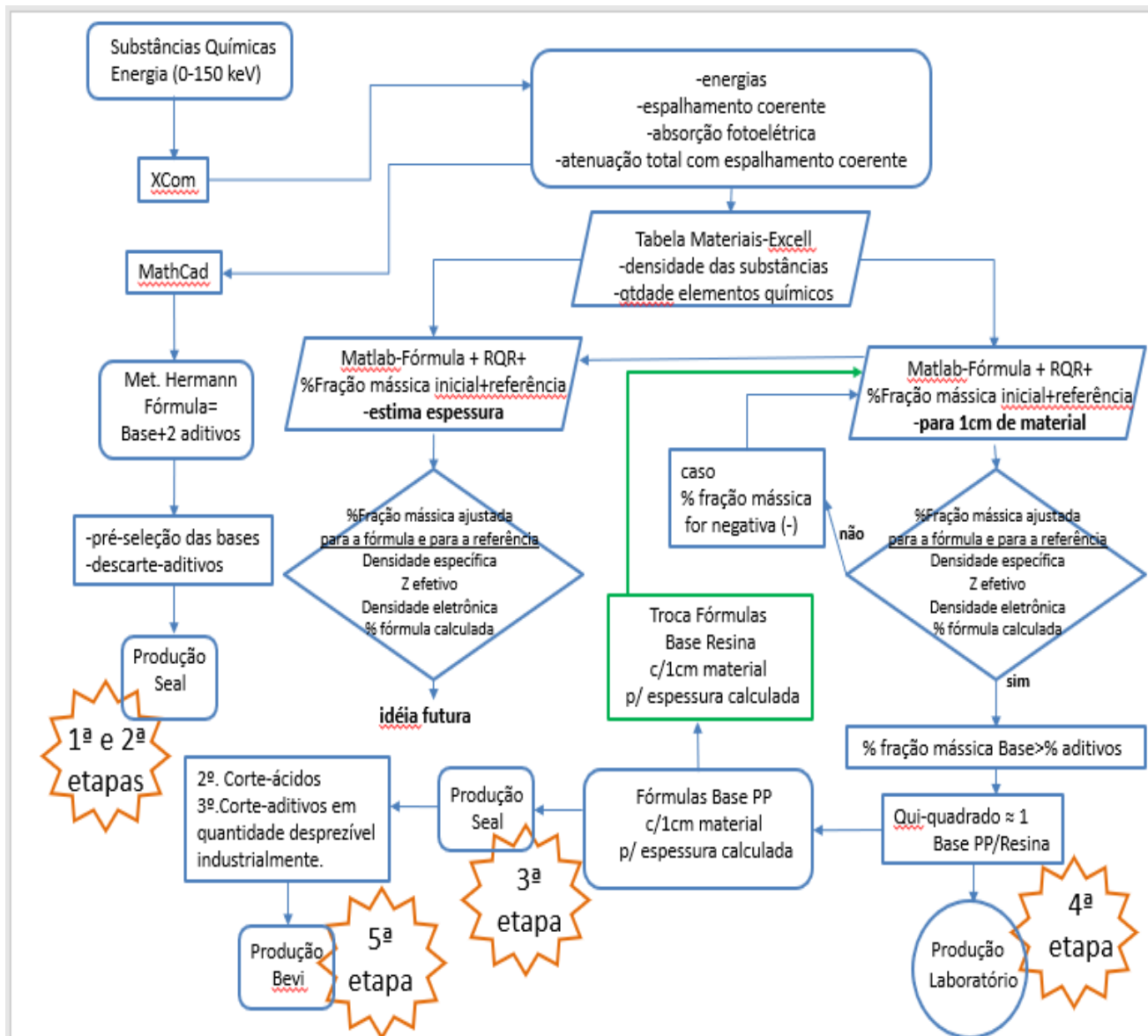


Fonte: desenho elaborado por João Carlos Terassi.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Um resumo da metodologia desenvolvida e aplicada no presente trabalho é apresentado no fluxograma da Figura 3-1. Nele são apresentadas as sequências correspondentes às cinco etapas de trabalho.

Figura 3-1 - Fluxograma da metodologia desenvolvida no trabalho.



Fonte: autor da tese.

3.1 Materiais e equipamentos

3.1.1 Componentes químicos

As substâncias e componentes químicos avaliados teoricamente utilizando os dois métodos computacionais adotados no presente trabalho (Método de Hermann e Método de Mariano&Costa), assim como os adquiridos comercialmente para produção dos protótipos serão citados nas respectivas etapas em que foram utilizados, para melhor compreensão.

3.1.2 Balanças

- Balança da marca Marte, Modelo AY220 com capacidade de 220 g e precisão de 0,001g (Figura 3-2 [a]), da empresa Seal Technology Ind. e Com. Ltda.
- Balança da marca Líder, Modelo LD1050 com precisão de 1g (Figura 3-2 [b]), da empresa Seal Technology Ind. E Com. Ltda.
- Balança da marca Toledo, Modelo 9094 com capacidade de 30Kg e precisão de 10g (Figura 3-2 [c]), da empresa Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda.

Figura 3-2 - Balanças utilizadas para pesagem das matérias primas e aditivos.

[a] - Balança Marte,
Modelo AY220.



[b] - Balança Líder,
Modelo LD1050.



[c] - Balança Eletrônica Toledo,
Modelo 2098.



Fonte: autor da tese.

3.1.3 Equipamentos de raios X

- Tubo de raios X com ânodo de tungstênio que pode operar em tensões de 20kV a 420kV e correntes de 0,05mA até 15mA, modelo Philips MG450 (Amsterdam, Holanda), (Figura 3-3 [a]) acoplado a um gerador de alta tensão e uma unidade de controle MGC 30, do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.
- Tubo de raios X com ânodo de tungstênio que pode operar com tensões entre 50 kV a 300 kV e correntes entre 0,5 mA e 3,0 mA, portátil da marca YXLON, Modelo Y.SMART 300HP (Hamburgo, Alemanha), ([Figura 3-3[b)]), do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

Figura 3-3 - Tubos de raios X utilizados nos testes de desempenho dos protótipos.

[a] - Tubo de raios X marca Philips, Modelo MG450.



[b] - Tubo de raios X marca YXLON, Modelo Y.Smart 300HP.



Fonte: autor da tese.

- Tomógrafo de dupla energia da marca General Electric Healthcare, Modelo GEHC Discovery CT750HD, operando com sistema *GSI – Gemstone Spectral Imaging* (GE Healthcare, USA), do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

3.1.4 Instrumentos de medição

- Paquímetro digital da marca Mitutoyo, Modelo 150mm/6" 0.05mm/1/128" 530-104BR.
- Câmara de ionização da marca PTW, Modelo TW 23361(Friburgo, Alemanha), (Figura 3-4) com 30 cm³ de volume e calibrada pelo IPEN um laboratório regional acreditado de padrão secundário, do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

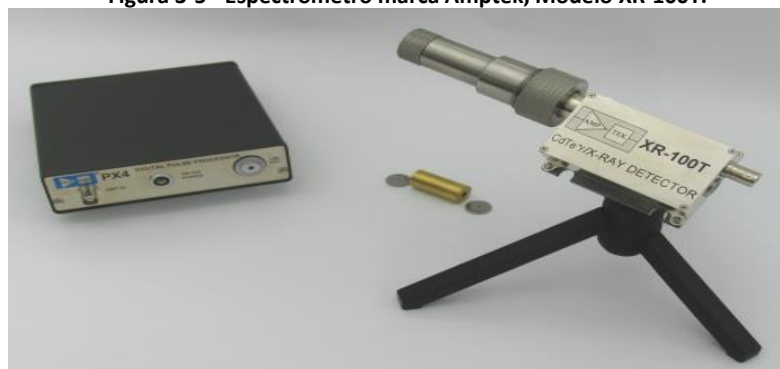
Figura 3-4 - Câmara de ionização marca PTW, Modelo TW 23361.



Fonte: autor da tese.

- Espectrômetro de telureto de cádmio (CdTe) marca Amptek, Modelo XR-100T (Bedford, EUA), (Figura 3-5) o detector é um semicondutor de 9mm² de área com espessura nominal de 1mm com célula localizada atrás de uma janela de berílio de 100 μm, possui um pré-amplificador e um sistema termoelétrico de resfriamento (célula Peltier), a tensão de coleta opera até 500 V, do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

Figura 3-5 - Espectrômetro marca Amptek, Modelo XR-100T.



Fonte: autor da tese.

3.1.5 Maquinários

- Extrusora de polipropileno de 60mm (Figura 3-6) da empresa Seal Technology Industria e Comércio Ltda.

Figura 3-6 - Extrusora de polipropileno – Foto ilustrativa.



Fonte: autor da tese.

- Injetora de polipropileno de marca Minzen, Modelo MZ 160 F (Figura 3-7), da empresa Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda.

Figura 3-7 - Injetora marca Minzen – Foto Ilustrativa.



Fonte: autor da tese.

3.1.6 Acessórios

- Molde de aço SAE 1020 (Figura 3-8) de fabricação própria da extrusora de polipropileno de 60mm da empresa Seal Technology Industria e Comércio Ltda. (norma para aço mundial SAE - “*Society of Automotive Engineers*” – EUA)

Figura 3-8 - Molde de aço utilizado na produção dos primeiros protótipos.



Fonte: autor da tese.

- Cuba de PMMA (polimetilmetacrilato) de 11x11x16cm³ com água filtrada (Figura 3-9) do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

Figura 3-9 - Cuba de PMMA (polimetilmetacrilato) utilizada com água filtrada no arranjo experimental I e II.



Fonte: autor da tese.

- Suporte de PMMA (polimetilmetacrilato) de $15 \times 15 \times 32 \text{ cm}^3$ (Figura 3-10) de fabricação própria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo para posicionamento dos protótipos irradiados.

Figura 3-10 - Suporte de PMMA (polimetilmetacrilato) utilizado para posicionamento dos protótipos no arranjo experimental II.



Fonte: autor da tese.

3.1.7 Softwares e programas

- X Com - (NIST – National Institute of Standards and Technology, Washington, EUA). Este programa livre, disponível em: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html> é usado para calcular seções transversais de fótons para espalhamento, absorção fotoelétrica e produção de pares, bem como coeficientes de atenuação total, em qualquer elemento, composto ou mistura, com energias de 1 keV a 100 GeV
- Origin 9.1 – (OriginLab Co - Northampton, MA - EUA).
- Matcad 2000 – (Matsoft, Inc - Cambridge, MA - EUA).
- The Auto-Zeff software – (RMIT - Royal Melbourne Institute of

Technology – Melbourne – Australia), software para o cálculo robusto e dependente de energia de números atômicos efetivos relevantes no contexto da física médica, substituindo as abordagens simplistas da lei de energia comumente empregadas.

- Matlab R2015a - (The MathWorks Inc. - Natick, MA - EUA).
- Excel (Microsoft Corporation – Redmond, Washington, EUA).

3.2 Métodos

Nesta seção serão detalhados os métodos utilizados que auxiliaram na elaboração das formulações, os parâmetros utilizados, a origem dos dados necessários de entrada nos algoritmos, os intervalos de energias considerados, aditivos e matérias-primas estudadas.

3.2.1 Método de Hermann

No início do desenvolvimento desta pesquisa foram utilizadas substâncias cujas frações de massa são previstas por este método. Assim, foram elaboradas cerca de trinta formulações e escolhidas quinze para a produção dos primeiros protótipos, inicialmente utilizando o processo de extrusão à quente.

Foram escolhidos materiais termoplásticos e aditivos conhecidos e comercialmente disponíveis no mercado brasileiro. Posteriormente, foram solicitadas às empresas fornecedoras as características técnicas (“*data sheet*”) necessárias para a obtenção dos coeficientes de atenuação linear desses materiais. A Tabela 3-1 apresenta as características das matérias-primas selecionados como materiais-base e aditivos para a produção dos primeiros protótipos de materiais radiologicamente equivalentes a tecido.

Para todos os termoplásticos e aditivos apresentados na Tabela 3-1 foram calculados os coeficientes de atenuação linear nas energias entre 5 e 150 keV utilizando o programa X - COM, disponibilizado pelo NIST (Nist, 1998).

Tabela 3-1 - Matérias-primas e suas características utilizadas para a produção dos primeiros protótipos de material radiologicamente equivalente a tecido. TM- DowDuPont.

Nome	Marca	Fórmula química	Sigla ou nome alternativo	Densidade (g/cm ³)
Carbonato de Cálcio	Imerys	CaCO ₃	CC / Itazil	2,83
Copolímero de Etileno-Buteno	DowDuPont	C ₆ H ₁₂	Engage™-1	0,90
Copolímero de Etileno-Octeno	DowDuPont	C ₁₀ H ₁₈	Engage™-2	0,90
Dióxido de Titânio	Cristal	TiO ₂	DT / Tiona 595	4,0
Nordel™	DowDuPont	C ₁₄ H ₂₂	Nordel	0,98
Policloreto de Vinila	Brasken	C ₂ H ₃ Cl	PVC	0,70
Polietileno	Brasken	C ₂ H ₄	PE	0,93
Polimetilmetacrilato	*	C ₅ H ₈ O ₂	PMMA	1,18
Polipropileno	Brasken	C ₃ H ₆	PP	0,89
Tyrin™	DowDuPont	C ₂ H ₃ Cl	Tyrin™	0,46

*sem marca-somente utilizados dados teóricos. Fonte: *CRC Handbook of Chemistry and Physics* (Haynes, 2014)

Os coeficientes de atenuação linear dos materiais foram inseridos em uma planilha do programa Mathcad 2000 elaborado para solucionar os sistemas de três equações lineares e três incógnitas apresentados nas equações (2.3) da seção 2.5.1, resolvido para obtenção das frações de volume q_i . No sistema de equações (2.3) foram utilizados dois intervalos de energias E_1 e E_2 para mamografia, o intervalo de energia utilizado foi entre 5 keV e 40 keV e para radiologia diagnóstica o intervalo de 10 keV à 150 keV (Kimura *et al.*, 2011), com passo de 0,5 keV em ambos os intervalos de energia utilizados.

O programa foi executado de modo a comparar os coeficientes de atenuação linear das formulações elaboradas no intervalo de energia de 10 à 150 keV com os coeficientes de atenuação linear dos materiais de referência; nesta primeira etapa foram considerados o tecido mole (4 componentes), tecido adiposo, tecido mamário (o detalhamento das características do tecido mamário está especificado na seção 4.1.2) e água. As composições elementares desses materiais foram obtidas do ICRU Report 44 (Icru, 1989) e a obtenção dos valores de seus coeficientes de atenuação de linear utilizando o programa X-COM.

Desta maneira, quinze formulações foram selecionadas, visando a possibilidade de produção em função das matérias-primas disponíveis e de fácil aquisição.

3.2.2 Método de Mariano & Costa

Para procedimentos de diagnóstico por imagem, a metodologia utilizada para obter

materiais radiologicamente equivalentes à água, tecido mole e tecido adiposo o modelo matemático foi configurado no intervalo de energia de 10 à 150 keV com RQR 10 e, para a obtenção de materiais radiologicamente equivalentes a tecido mamário, a configuração foi com a energia no intervalo de 5 à 45 keV e com RQR- M2, em ambas configurações o passo de energia utilizado nos intervalos foi de 0,5 keV.

Os espectros incidentes utilizados e suas características que correspondem às qualidades RQR-M2 e RQR 10 são definidas pela Agência Internacional de Energia Atômica (Iaea, 2007) e estão listadas na Tabela 3-2.

Tabela 3-2 - Qualidades de radiação padrão definidas pela Agência Internacional de Energia Atômica (Iaea, 2011).

Qualidade de radiação	Tensão do tubo de raios X (kV)	Primeira camada semi-redutora (mm Al)	Coefficiente de homogeneidade
RQR-M2	28	0,31 (nominal)	-
RQR 10	150	6,57	0,72

Nesta fase foram elaboradas mais de uma centena de formulações com matérias-primas e aditivos, combinando no máximo seis componentes por formula. Dentre estas formulações elaboradas, o critério utilizado para uma primeira seleção, cujo coeficiente de atenuação total da formulação mais se aproximava do coeficiente de atenuação linear do material de referência, foi utilizando o parâmetro que descreve a qualidade do ajuste, executando o modelo matemático que calcula o método dos mínimos quadrados, chamado de χ^2_{red} (qui-quadrado reduzido)(Vanin et al., 2005).

O número atômico efetivo (Z_{ef}) foi outro parâmetro utilizado como referência entre as formulações desenvolvidas e o material de equivalência, os valores de referência da água e dos tecidos de equivalência utilizados são apresentados na Tabela 3-3.

Tabela 3-3 – Valores de referência da água e dos tecidos de equivalência utilizados.

Material Equivalência	Referências (Z_{ef})	
	(Del Lama <i>et al.</i> , 2015)	(Kurudirek, 2016)
Água	6,95±0,25	6,94
Tecido Adiposo		6,29
Tecido Mamário	6,40±0,21	-
Tecido Mole	6,82±0,24	6,83

3.3 Métodos utilizados para formulação dos materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos

3.3.1 Método de extrusão à quente - produção de protótipos aplicando o método de Hermann

Um primeiro conjunto de materiais termoplásticos foi elaborado utilizando as frações de volume de matérias-primas (base+aditivos) previstas aplicando o método de Hermann. Os materiais utilizados na composição, tanto como base quanto como aditivos são apresentados na Tabela 3-1.

As matérias-primas apresentadas na Tabela 3-1 foram combinadas de acordo com a metodologia proposta (seção 3.2.1). Os materiais de referência utilizados foram água e tecido adiposo. Como material base foram testados polietileno, polipropileno e poliestireno adicionados de dois aditivos. As energias de referência utilizadas abrangeram a região de radiodiagnóstico (10 – 150 keV) e mamografia (5 – 45 keV). A Tabela 4-1 apresenta as frações de volume obtidas a partir desta metodologia, para quinze formulações elaboradas.

Em parceria com a empresa Seal Technology Industria e Comércio Ltda., os quinze compostos foram produzidos (Tabela 4-1) para uma primeira amostragem do comportamento físico das formulações elaboradas, relacionado à matérias-primas na adição dos aditivos, compatibilidade, fusibilidade, homogeneidade e conformação de objetos (protótipos), com o objetivo de verificar se estes compostos efetivamente poderiam ser construídos fisicamente.

Como primeira produção, o objetivo nesta etapa não foi o acabamento dos protótipos, visto que o processo de extrusão não é o indicado para a produção de peças.

O critério de escolha para a produção dos quinze protótipos, dentre outros estudados e formulados, foi disponibilidade e/ou fácil aquisição das matérias-primas base e aditivos em pequenas quantidades, com apuração de valores.

Desta maneira, conhecendo as quantidades necessárias de cada componente, foi eleito dentre os compostos os de menor custo, observando e conciliando as características em equivalência mais próximas ao material que se deseja simular, como à água, tecido mole e tecido adiposo.

Com as matérias-primas pesadas e misturadas em um tambor rotativo, cada composto devidamente identificado, foi inserido no funil da extrusora (Figura 3-6), tomando o cuidado de limpar a extrusora e o tambor a cada troca de composto para não haver contaminação de um composto com o outro.

A extrusora aquece e funde o composto dentro da rosca interna à uma temperatura de 120°C à 130°C, extrudando o material fundido para dentro do molde (Figura 3-8) até que no furo central, situado em uma das superfícies do molde, saísse o material excedente sinalizando que o molde havia sido preenchido de material fundido e que poderia ser desacoplado. Posteriormente, este molde foi resfriado em água e extraídos os protótipos. Esta operação foi realizada uma a uma e de cada um dos quinze compostos foram feitas de 3 à 5 protótipos.

O número de cada um dos protótipos produzidos por formulação não foi igual, devido à perda de material que houve no processo de produção na indústria. Todas as vezes que o molde foi acoplado na saída da extrusora, o mesmo foi preenchido com material fundido, na sequencia desacoplava o molde para ser resfriado e o protótipo ser extraído, até a recolocação do mesmo na saída da extrusora.

Foi possível estancar a perda de material (poucas vezes) que continuava a sair da extrusora após o desacoplamento do molde, para diminuir a perda de material. Porém, outras vezes, mesmo estancando a perda de material, houve a queima do mesmo, na saída da extrusora no seguinte acoplamento do molde, desta maneira, parte do material também foi descartada, antes do próximo acoplamento do molde à saída da máquina para nova produção do protótipo subsequente.

Alterando somente a velocidade e a temperatura da extrusora, este processo de extrusão a quente ocorreu nas duas etapas iniciais deste trabalho, onde foram produzidos os protótipos circulares preliminares.

Desta maneira, na segunda etapa de produção, foram preparados outros dois conjuntos das formulações 4i e 12i, escolhidas pelo material de referência (tecido adiposo) por ser o de maior predominância depois da água, matérias primas disponíveis para produção, com diferente material de base.

Nesta segunda etapa produtiva, o foco foi melhorar a conformação das peças, utilizando dentre as 15 formulações produzidas na primeira etapa duas delas que melhor

acabamento apresentou, e melhorar a homogeneização durante a extrusão, diminuindo a temperatura das resistências no cilindro da extrusora e a velocidade de extrusão (velocidade da rosca sem fim). Desta forma, o composto dentro do cilindro da extrusora permaneceu mais tempo sendo homogeneizado pela rosca sem fim.

Não foi possível precisar a diminuição da temperatura dentro do cilindro e tampouco a velocidade de extrusão, devido a retenção do fluxo com o molde acoplado na saída da extrusora, os marcadores digitais externos de temperatura de operação da extrusora oscilaram bastante devido ao material contido o cilindro produzir maior e constante atrito nesta tentativa.

3.3.2 Método de extrusão à quente - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa

A metodologia de Mariano & Costa, baseada no método dos mínimos quadrados (MMQ), permite liberdade no número de componentes de uma formulação a ser elaborada, combinando as frações de volume das substâncias, com o objetivo de minimizar a diferença entre os coeficientes de atenuação linear da formulação desenvolvida com o material de referência.

Nesta fase do trabalho, uma série de diferentes matérias-primas foram investigadas podendo ser consideradas como material base conforme Tabela 3-4, e outra série de aditivos, apresentados na Tabela 3-5.

Tabela 3-4 - Matérias-primas (base) selecionadas para o desenvolvimento das formulações dos compostos de material radiologicamente equivalente ao tecido. TM-DowDuPont.

Nome	Fórmula química	Sigla ou nome alternativo	Densidade (g/cm ³)
Nordel™	C ₁₄ H ₂₂	EPDM	0,98
Policloreto de Vinila	C ₂ H ₃ Cl	PVC	0,7
Polietileno	C ₂ H ₄	PE	0,93
Poliestireno	C ₈ H ₈	PS	1,06
Polimetilmetacrilato	C ₅ H ₈ O ₂	PMMA	1,18
Polipropileno	C ₃ H ₆	PP	0,89
Silicone	Si ₃ O ₂ C ₈ H ₂₄	Silicone	1,13

Fonte: *CRC Handbook of Chemistry and Physics* (Haynes, 2014).

Assim, as matérias-primas (base) e os aditivos mencionados na bibliografia disponível, juntamente com novas bases e aditivos comercializados que possuem em suas fórmulas elementos químicos encontrados no corpo humano, foram combinados, somados e formulados junto à estas bases, gerando assim mais de duas centenas de formulações.

Desta maneira, na terceira produção com o método de extrusão à quente, foram produzidas outras duas formulações, identificadas como 53iiB e 65iiB, com o molde (Figura 3-8) de fôrma cilíndrica, escolhidas pelo material de referência (tecido mamário – BR12) ser o de maior predominância depois da água, matérias-primas disponíveis para produção e diferente material de base.

Com a experiência da produção dos primeiros protótipos na indústria, foi observada a necessidade de uma quantidade mínima de composto preparado (matéria-prima mais aditivos) para completo enchimento do cilindro da extrusora, para pequena produtividade, ocasionando perdas de material, a necessidade de espera para hora-máquina disponível.

Alguns aditivos mostraram a necessidade de prévia homogeneização junto à base, antecedendo a entrada no funil de alimentação. Maiores cuidados com o controle de temperatura para não haver queima nem da matéria-prima base nem dos aditivos durante o período de permanência do composto no cilindro da extrusora até que seja extrudado, dificuldades estas que geraram a busca por alternativa produtiva.

Tabela 3-5 - Aditivos selecionados para o desenvolvimento das formulações dos compostos de material radiologicamente equivalente ao tecido. TM-DowDuPont.

Nome	Fórmula química	Densidade (g/cm ³)
Ácido Fosfórico	H ₃ PO ₄	1,88
Ácido Fosforoso	H ₃ PO ₃	1,65
Ácido Hipofosforoso	H ₃ PO ₂	1,27
Aluminiun tri-sec-Butoxide	Al(C ₄ H ₉ O) ₃	0,97
Bromato de Bário	Ba(BrO ₃) ₂	3,34
Bromato de Sódio	NaBrO ₃	3,34
Carbonato de Cálcio	CaCO ₃	2,83
Carbonato de Lítio	Li ₂ CO ₃	2,11
Cloreto de Sódio	NaCl	2,16
Copolímero de Etileno-Buteno	C ₆ H ₁₂	0,90
Copolímero de Etileno-Octeno	C ₁₀ H ₁₈	0,90
Cresol	C ₇ H ₈ O	1,04
Dióxido de Enxofre	SO ₂	2,73
Dióxido de Silício	SiO ₂	2,65
Dióxido de Titânio	TiO ₂	4,00
Fluoreto de Cálcio	CaF ₂	3,18
Gadolinio Triclorado	GdCl ₃	4,52
Gelatina (genérico)	C ₁₆ H ₂₁ NO ₂	0,98
Hidroxiapatita de Cálcio	Ca ₁₀ P ₆ O ₂₆ H ₂	3,16
Hidroxido de Sódio	NaOH	2,13
Iodeto de Potássio	KI	3,13
Lítio Tetraborado	Li ₂ B ₄ O ₇	2,44
Óleo-genérico	C ₁₈ H ₃₄ O ₂	0,92
Óxido de Ferro	FeO	5,74
Óxido de Cálcio	CaO	3,34
Óxido de Ferro (II)	Fe ₂ O ₃	5,17
Óxido de Ferro (III)	Fe ₂ O ₃	5,24
Óxido de Fósforo	P ₂ O ₅	2,14
Óxido de Magnésio	MgO	2,40
Óxido de Manganês	MnO	5,37
Óxido de Potássio	K ₂ O	2,35
Óxido de Sódio	Na ₂ O	2,27
Oxido de Zinco	ZnO	5,61
Palmitato de Lítio	C ₁₆ H ₃₁ LiO ₂	0,86
Pentóxido de Fósforo	P ₄ O ₁₀	2,39
Sucarose	C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁	1,59
Sulfato de Bário	BaSO ₄	4,30
Sulfato de Cobre	CuSO ₄	3,60
Trioleina	C ₅₇ H ₁₀₄ O ₆	0,94
Trióxido de Boro	B ₂ O ₃	2,46
Trióxido de Antimonio	Sb ₂ O ₃	5,20
Tyrin™	C ₂ H ₃ Cl	0,46
Ureia	CH ₄ N ₂ O	1,32
Versify™	C ₅ H ₁₀	0,89

Fonte: CRC Handbook of Chemistry and Physics (Haynes, 2014).

3.3.3 Método utilizando resina epóxi - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa

A quarta etapa foi uma alternativa para otimizar a produção de protótipos teste devido às perdas no processo de extrusão, melhorar a qualidade dos protótipos produzidos e dificuldade de parceria com uma empresa de injeção plástica.

Desta maneira, a matéria-prima base de polipropileno foi trocada para resinas disponíveis comercialmente. As resinas estudadas como base são apresentadas na Tabela 3-6.

Tabela 3-6 - Resinas (base) utilizadas para o desenvolvimento das formulações do material radiologicamente equivalentes ao tecido.

Nome	Fórmula química	Densidade (g/cm ³)
Resina Epóxi	C ₂ H ₃ O	1,11
Resina Poliéster	C ₁₂ H ₁₂ O ₆	1,25
Resina de Poliuretano	C ₁₀ H ₁₂ N ₂ O ₄	1-0,020

Fonte: *CRC Handbook of Chemistry and Physics* (Haynes, 2014).

Aplicando o método de Mariano & Costa, foi elaborada outra dezena de formulações utilizando as resinas apresentadas na Tabela 3-6 como base e os aditivos apresentados na Tabela 3-5.

O parâmetro utilizado como escolha, cujas formulações elaboradas apresentaram valores de fração em massa maior que zero ($p > 0$), para um primeiro refinamento e eleição das formulações a serem produzidas, foram os valores de χ^2_{red} (qui-quadrado reduzido), elegendo as que apresentaram resultados entre zero e 1.

Com as formulações elaboradas com base de resina epóxi e aditivos, um segundo refinamento foi feito, frações de massa maior que zero, valores qui-quadrado reduzido mais próximos de zero e menores porcentagens de diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência (\bar{D} Auto-Zeff). Para a produção de protótipos em função de alguns aditivos (Tabela 3-5) disponíveis da primeira fase e, para os aditivos faltantes de menor custo possível e fácil aquisição, seis diferentes formulações foram produzidas.

O molde utilizado para a conformação dos protótipos de resina epóxi foram fôrmas de alumínio de dimensão 35 x 23,5 x 2cm³. As fôrmas foram previamente preparadas com três camadas de desmoldante.

O uso de desmoldante se faz necessário na superfície da fôrma, devido ao excelente poder adesivo da resina epóxi impedindo desta forma a aderência dos compostos formulados ao alumínio, facilitando desenformar os protótipos ali solidificados, prolongando assim a vida útil das fôrmas e reuso das mesmas.

Para preparação dos compostos com resina epóxi, um agente de cura ou endurecedor foi adicionado na proporção indicada pelo fabricante. Para pesagem de resina, endurecedor e aditivos foram utilizadas as balanças da marca Marte e da marca Toledo.

A mistura resina e endurecedor deve obedecer a proporção indicada pelo fabricante, em volume ou em peso. Neste trabalho foi utilizada a proporção de 1:3, ou seja, 1 parte de endurecedor para 3 partes de resina epóxi.

Para a opção na proporção em volume deve ser utilizado um frasco graduado para determinar as quantidades necessárias de resina e de endurecedor, e para a proporção em peso se faz necessário uma balança, existe uma diferença entre as densidades da resina e do endurecedor que foi desprezada neste trabalho.

A homogeneização foi manual, primeiramente dissolvendo e incorporando os aditivos com o endurecedor (mistura B) até não ser possível visualizar grânulos de aditivos. Posteriormente, esta mistura B foi adicionada à resina epóxi em um recipiente fechado para homogeneização total do composto.

Notou-se o início do aquecimento do processo exotérmico da reação, cerca de 10 min após resina e endurecedor serem misturados.

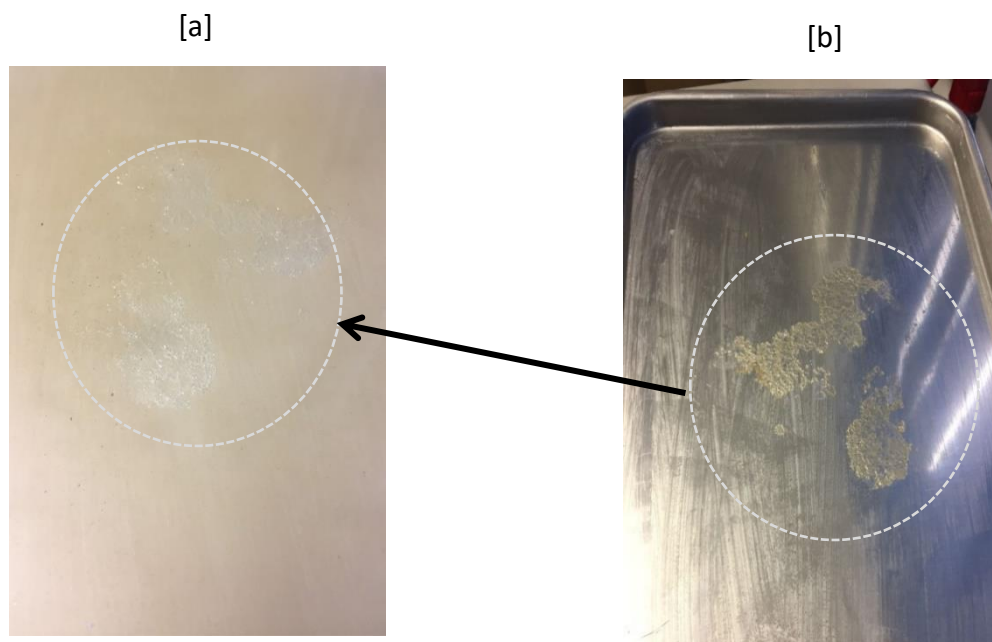
O composto homogeneizado foi vertido lentamente à fôrma de alumínio já previamente preparada com três camadas de desmoldante, com o cuidado de minimizar o aparecimento de bolhas.

Primeiramente foi utilizado o desmoldante Polidesmo 11 (desmoldante líquido) do fabricante Silaex Química Ltda., à base de ceras especiais de alto ponto de fusão. Este tipo de desmoldante foi desenvolvido para aplicações onde é necessário um formador de película e que proporcione múltiplas moldagens em cada aplicação. É especialmente indicado para

desmoldagens difíceis como resinas epóxi, poliuretana e poliéster.

Porém, a utilização deste desmoldante, com o aquecimento da reação, não garantiu total destaque do protótipo já curado da fôrma de alumínio. Assim, um segundo desmoldante (Polidesmo 13) foi utilizado para que não houvesse danificação do protótipo ao desenformar e parte dos protótipos não ficassem colados nas fôrmas conforme pode ser visualizado na Figura 3-11.

Figura 3-11 - Protótipos com defeito de desmolde [a], fôrma de alumínio utilizada como molde com restos do protótipo não totalmente desmoldado [b], no processo laboratorial utilizando resina epóxi como base.



Fonte: autor da tese.

O Polidesmo 13 (desmoldante líquido), à base de resina especial de silicone, forma uma película que não carboniza com o aquecimento no processo de cura, proporcionando fácil destaque do protótipo ao molde, do mesmo fabricante acima citado, foi então utilizado, com o resultado desejado, com fácil desmolde sem qualquer danificação dos protótipos ou das fôrmas.

Após vertidos nas fôrmas, em alguns compostos, devido ao aquecimento do processo de cura, surgiram nos primeiros minutos algumas bolhas no centro da fôrma. Para eliminar estas bolhas, e o protótipo resultante ter bom acabamento, com aspecto liso desejável, foi borrifado (no máximo três vezes) o “*spray*” Quebra Bolha.

O Quebra Bolha, assim chamado, é um desespumante de superfície para resinas, adquirido da mesma empresa Silaex Química Ltda, é uma solução de polímeros de baixíssima tensão superficial, com propriedade de reduzir bolhas e a formação de espuma superficiais em resinas. Aplicado com mais de 15 cm de distância à superfície, o suficiente para eliminar as bolhas e não marcar a mesma.

Realizadas as etapas descritas acima, a fôrma com o composto foi deixada em descanso sobre uma mesa nivelada para processo de cura, por 24 horas, para desmolde do composto já curado e rígido.

3.3.4 Método de moldagem por injetora - produção de protótipos aplicando o método de Mariano & Costa

Conforme relatado na seção 3.2.2, foram elaboradas mais de uma centena de formulações com matérias-primas consideradas como base e aditivos (Tabela 3-1, Tabela 3-4 e Tabela 3-5) combinando, no máximo, seis componentes por formulação, utilizando as frações de massa previstas aplicando o método de Mariano & Costa.

Consolidada a parceria com a empresa Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda., que possui injetoras para produção de peças, a quinta etapa produtiva foi realizada.

As formulações elaboradas com base de polipropileno e aditivos foram selecionadas segundo os parâmetros frações em massa maior que zero, menor valor para o parâmetro qui-quadrado reduzido entre zero e um e menores porcentagens de diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência (\bar{D} Auto-Zeff).

A equivalência, para as formulações com base de polipropileno e aditivos foi estudada e analisada em relação à água, tecido adiposo e tecido mole no intervalo de energia de 10 à 150 keV e para o tecido mamário, para equivalência aos simuladores BR12, CIRS 5050, CIRS 3070, CIRS 7030 (Computerized Imaging Reference Systems, 2013) considerados como padrão e os valores obtidos na literatura Hammerstein5050, Hammerstein3070, Hammerstein7030 (Richard Hammerstein et al., 1979), Poletti 5050, Poletti 7030, Poletti 3070 (Poletti et al., 2004), White 5050 (White et al., 1980) todos no

intervalo de 5 à 45 keV, com passo de 0,5 keV em ambos os intervalos de energia utilizados.

As tabelas com informações das formulações elaboradas, comparação das equivalências à água, tecido mole e tecido mamário das formulações com os simuladores padrão e os publicados da literatura, matéria-prima considerada como base, parâmetros investigados, calculados e determinados, estão nas seções 4.1.2 e 4.1.3; Anexos I e II.

Para os testes iniciais da nova etapa de produção industrial, em parceria com a empresa Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda., foi utilizado a injetora da marca Minzen e um molde exclusivo da própria empresa. Foram eleitos dois compostos para produção analisando disponibilidade de hora-máquina, molde e mão-de-obra da empresa, assim como matérias-primas já disponíveis de etapas anteriores e outras necessárias de fácil aquisição e de menor custo.

No início do processo, a pesagem dos materiais foi realizada utilizando a balança da marca Toledo (Figura 3-2[c]), o composto pesado foi alimentado pelo funil descendo por gravidade até o cilindro sendo comprimido e empurrado ao interior do cilindro da injetora, onde ao longo do percurso foi homogeneizado, aquecido e fundido com as resistências alcançando à temperatura de trabalho de 180, 190, 200 até 210°C, sendo então injetado para o interior do molde. Com a máquina em operação, o tempo de injeção dos protótipos foi de 35seg (com o molde exclusivo), tempo de resfriamento para desmoldagem de 55seg finalizando com tempo de ciclo total de 90seg.

3.4 Testes de desempenho

3.4.1 Arranjo experimental utilizando sistema de raios X- Fase I

Foram realizados testes de desempenho para verificação das propriedades de transmissão, primeiramente com os dois protótipos circulares produzidos em extrusora conforme seção 3.3.1 a partir dos compostos obtidos pela aplicação do método de Hermann.

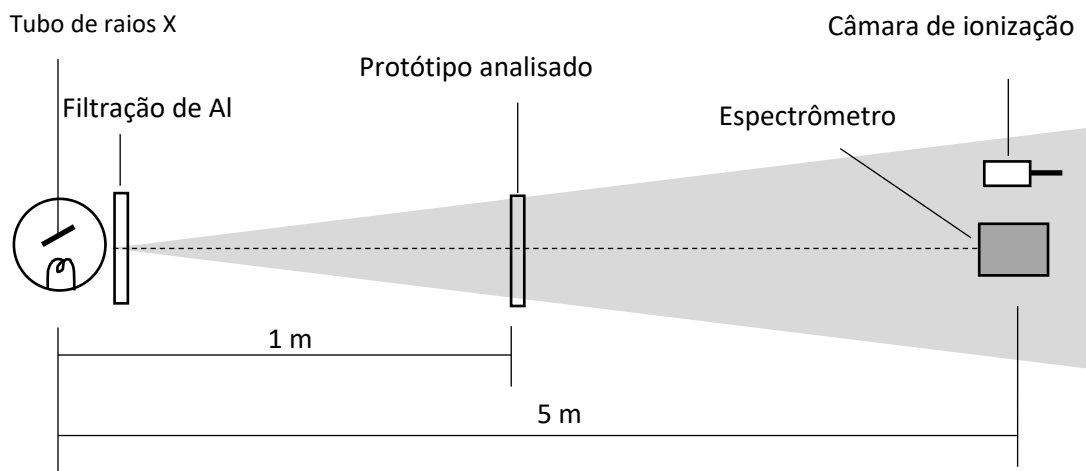
O arranjo do sistema de raios X utilizado nesta primeira etapa experimental para a medição do espectro transmitido é mostrado na Figura 3-12. Os protótipos, em forma de um disco com 1cm de espessura e 6,5cm de diâmetro, foram posicionados 1m à frente de um

tubo de raios X, marca Philips (Figura 3-3[a]).

No fundo da sala de medições, a cerca de 5m do tubo, foi posicionado o espectrômetro marca Amptek (Figura 3-5) e a câmara de ionização para medição simultânea do espectro de energia transmitidos.

A câmara de ionização utilizada foi da marca PTW (Figura 3-4). Como essa câmara é aberta, foi feita correção para compensar a variação de pressão e temperatura do ar no dia da medição em relação ao dia no qual foi feita a calibração.

Figura 3-12 - Arranjo experimental do sistema de raios X utilizado para medição do espectro transmitido nos dois primeiros protótipos produzidos no processo de extrusão à quente.



Fonte: Mariano, 2017.

Com este arranjo experimental, foi utilizado fios de “nylon” para o posicionamento dos protótipos, de forma a minimizar espalhamento gerado por qualquer outro material usado como suporte, porém, a troca de protótipo para seguinte medição foi complexa, pois os fios de “nylon” se moviam como um pêndulo, mesmo que minimamente, desta maneira até que o sistema se estabilizasse por completo (a olhos nús) o tempo entre uma medição e outra foi imprevisível.

Os resultados deste experimento foram apresentados por Mariano (Mariano, 2017). Assim, o arranjo experimental horizontal (Figura 3-12) foi disposto na vertical, o que originou o arranjo experimental II.

3.4.2 Arranjo experimental utilizando sistema de raios X- Fase II

Em função das dificuldades da Fase I, foi indispensável um outro formato de arranjo experimental do sistema de raios X, que proporcionasse mais estabilidade e liberdade durante o experimento e aquisição das medidas de transmissão.

No segundo arranjo com os seis protótipos produzidos em resina epóxi, conforme seção 3.3.3, foram feitas medidas de atenuação. Foram cortados em quadrados de 100mm x 100mm e medida as espessuras com paquímetro digital da marca Mitutoyo apresentadas na Tabela 4-27, assim como as densidades e respectivas formulações.

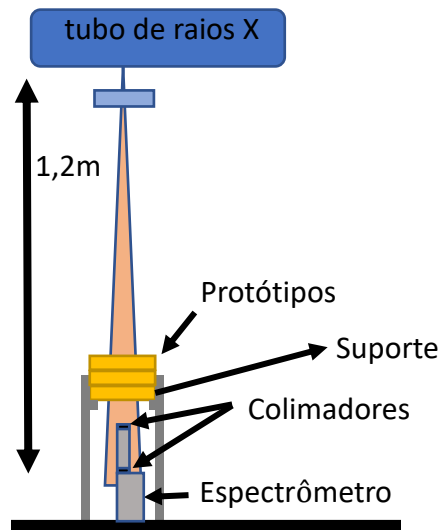
Os protótipos produzidos no processo de modelagem por injeção foram analisados utilizando o arranjo experimental II (Figura 3-13), o formato dos protótipos injetados (Figura 4-16) foi utilizado exatamente como o produzido industrialmente conforme seção 3.3.4. As espessuras utilizadas e medidas são apresentadas Tabela 4-20.

Foi utilizado o equipamento de raios X portátil da marca YXLON, (Figura 3-3[b]), com voltagens de 60, 80,100, 120 e 160kV. Na tensão de 60kV foi utilizada uma corrente de 1,7mA, para o restante das tensões foi utilizada a corrente máxima de 3,0mA. A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o espectrômetro foi fixado em 1,2m, distância padronizada no “*set-up*” do laboratório. O sistema de detecção foi colimado com um conjunto de “*pinholes*” de tungstênio com diâmetros de 1mm (distante do colimador) e 0,02mm (próximo ao colimador) para reduzir a chegada de fótons espalhados no sensor do espectrômetro (Figura 3-5).

Na segunda etapa experimental, a quantidade de protótipos testada foi consideravelmente maior, e os protótipos de formato circular não foram mais produzidos, sendo todos quadrados e/ou retangulares. Para efeito de comparação o volume de água foi depositado em uma cuba acrílica de face quadrada (Figura 3-9) com área equivalente à área dos protótipos.

Um suporte em acrílico (Figura 3-10) foi confeccionado especialmente para que os protótipos pudessem ser apoiados e assim posicionados entre a fonte e o detector de acordo com a Figura 3-13.

Figura 3-13 - Arranjo experimental do sistema de raios X para medição do espectro transmitido nos protótipos produzidos utilizando base de resina epóxi e base de polipropileno em injetora.

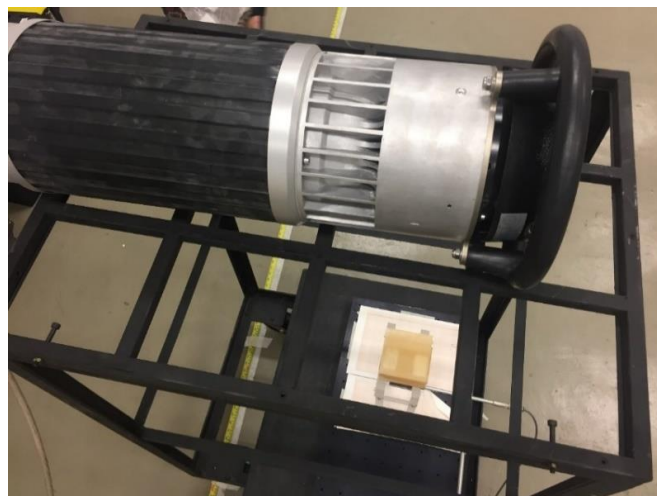


Fonte: desenho elaborado por Paulo Roberto Costa.

Para as medições de transmissão dos espectros dos raios X, utilizando o arranjo experimental II (vertical), com o tubo de raios X direcionado para baixo, demonstrado na Figura 3-14, nas diversas espessuras, houve facilidade no empilhamento e na troca dos protótipos.

Os protótipos submetidos à esta etapa experimental, assim como as espessuras utilizadas e os resultados serão demonstrados na seção 4.3.1.

Figura 3-14 - Tubo de raio X marca YXLON, posicionado na horizontal para irradiação vertical com os protótipos abaixo para realização do experimento e câmara de ionização.



Fonte: autor da tese.

4 Resultados e Discussões

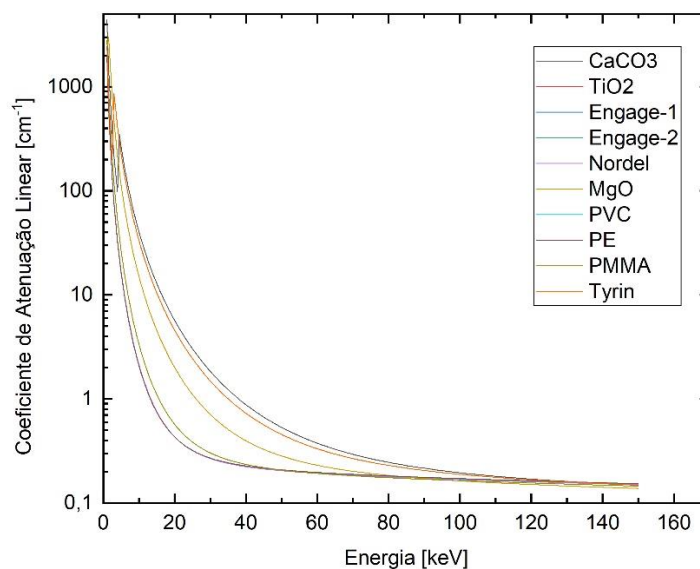
4.1 Formulações, compostos e protótipos

4.1.1 Método de Hermann utilizando material de base termoplástico

Utilizando o método de Hermann (seção 3.2.1) foram escolhidos materiais termoplásticos e aditivos apresentados na Tabela 3-1 para a obtenção dos coeficientes de atenuação linear em função da energia, no intervalo de tensões utilizadas em diagnóstico por imagem, utilizando o programa X-Com, dos materiais formulados conforme Figura 4-1.

Com as frações de massa estimadas, este método de forma matemática faz com que o coeficiente de atenuação linear da formulação em desenvolvimento seja igual, ou o mais próximo possível, do material de referência em apenas dois valores de energia.

Figura 4-1 - Coeficientes de atenuação linear em função da energia, no intervalo de tensões utilizadas em diagnóstico por imagens, obtidos utilizando o programa X-COM.



Fonte: autor da tese.

Quinze formulações foram elaboradas nesta etapa na tentativa de obter um material radiologicamente equivalente a tecido. Os resultados preliminares e as frações de massa parciais das matérias-primas (termoplásticos e aditivos) combinados para simular os

coeficientes de atenuação linear do tecido adiposo, tecido mole e água, utilizando o método de extrusão à quente para a primeira produção, são apresentados na Tabela 4-1.

Tabela 4-1 – Resultados preliminares e frações de massa parciais das matérias-primas (termoplásticos e aditivos) combinadas para simular os coeficientes de atenuação linear do tecido adiposo, tecido mole e água.

Identificação	Material de referência	Formulações	Intervalo de Energia (keV)	Parâmetros		
				q ₁	q ₂	q ₃
1i	Água	PE+ CaCO ₃ +Tyrin TM	5 - 150	0,951	0,035	0,014
2i	Tecido Adiposo	PE+ CaCO ₃ +Tyrin TM	5 - 150	0,948	0,030	0,022
3i	Água	PE + PVC + CaCO ₃	5 - 150	0,950	0,016	0,034
4i	Tecido Adiposo	PE + PVC + CaCO ₃	5 - 150	0,947	0,025	0,028
5i	Água	PE + Engage1 + CaCO ₃	5 - 150	0,597	0,366	0,037
6i	Tecido Adiposo	PE + Engage1+ CaCO ₃	5 - 150	0,396	0,571	0,033
7i	Água	PE + PVC + TiO ₂	5 - 110	0,979	0,005	0,016
8i	Tecido Adiposo	PE + PVC + TiO ₂	5 - 140	0,982	0,003	0,014
9i	Água	PE + Engage1 + TiO ₂	5 - 120	0,972	0,012	0,016
10i	Tecido Adiposo	PE + Engage1 + TiO ₂	5 - 140	0,917	0,069	0,014
11i	Água	Engage1 + CaCO ₃ +Tyrin TM	5 - 80	0,962	0,037	0,001
12i	Tecido Adiposo	Engage1 + CaCO ₃ +Tyrin TM	5 - 90	0,965	0,033	0,001
13i	Tecido Mole	Engage1 + CaCO ₃ +Tyrin TM	5 - 50	0,951	0,039	0,010
14i	Água	PP + Engage1 + CaCO ₃	5 - 80	0,065	0,897	0,038
15i	Tecido Adiposo	PP + Engage1 + CaCO ₃	5 - 90	0,094	0,873	0,033

Os protótipos produzidos não apresentaram acabamento regular, porém parte dos protótipos foi encaminhada ao Centro de Química e Meio-ambiente do IPEN para avaliação de suas composições químicas por análise de fluorescência de raios X. Os resultados da análise são apresentados na Tabela 4-2.

Tabela 4-2 - Análise de fluorescência de raios X em porcentagem (%) dos quinze protótipos preliminares produzidos aplicando o método de Hermann.

	PROTÓTIPOS														
	1i	2i	3i	4i	5i	6i	7i	8i	9i	10i	11i	12i	13i	14i	15i
Na	0,12	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,04	0,03	0,13	0,02
Al	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,011	0,04	0,03	0,04	0,06	0,02	0,02	0,02	0,08	0,02
Si	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,13	0,01
P	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
S	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,012	0,012	0,01	0,06	0,01
Ca	1,54	1,35	1,81	2,13	1,74	1,66	0,09	0,06	0,01	0,01	0,02	0,02	0,08	0,04	0,01
Cl	0,10	0,10	0,18	0,32	0,02	0,01	0,13	0,04	0,02	0,01	1,56	1,67	1,73	1,73	1,67
Ti	0,01	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	1,56	1,15	1,58	1,29	0,013	0,015	0,01	0,04	0,02
Fe	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01
Sr	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
C ₂ H ₄	98,20	98,50	98,00	97,40	98,20	-	98,20	98,70	98,30	98,60	-	-	-	-	-
C ₆ H ₁₂	-	-	-	-	-	98,20	-	-	-	-	98,30	98,00	98,10	97,80	98,20

*i=inicial - 1ª. etapa do fluxograma.

4.1.2 Método de Mariano & Costa utilizando material de base termoplástico.

Para os materiais de referência estudados foram feitas combinações das seguintes matérias-primas (base-termoplástica) apresentadas na (Tabela 4-3) e os aditivos apresentados na Tabela 3-5.

Tabela 4-3 – Materiais termoplásticos utilizados como base para o desenvolvimento das formulações de materiais radiologicamente equivalentes a tecido aplicando o método de Mariano & Costa.

Nome	Fórmula química	Densidade (g/cm ³)
Policloreto de Vinila	C ₂ H ₃ Cl	0,70
Polietileno	C ₂ H ₄	0,93
Poliestireno	C ₈ H ₈	1,06
Polipropileno	C ₃ H ₆	0,89

Fonte: *CRC Handbook of Chemistry and Physics* (Haynes, 2014).

As formulações desenvolvidas aplicando o método de Mariano & Costa são apresentadas nas Tabela 4-4, Tabela 4-5, Tabela 4-6, Tabela 4-7 e Tabela 4-8 com base termoplástica de forma a simular os materiais de referência a água, o tecido mole e tecido mamário (BR12).

O critério aplicado para avaliação da equivalência das formulações desenvolvidas com os materiais de referência foi através do parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$) mais próximo de zero, e da menor diferença entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida ($Z_{\text{ef}(\text{for})}$) com o número atômico efetivo do material de referência ($Z_{\text{ef}(\text{ref})}$), ambos calculados aplicando o método de Mariano & Costa.

Tabela 4-4 - Formulações utilizando base de polietileno (PE) ou polimetil-metacrilato (PVC) desenvolvidas com equivalência à água.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)							
	Polietileno (PE)	Polimetil-metacrilato (PVC)	B ₂ O ₃	CaF ₂	C ₇ H ₈ O	C ₅₇ H ₁₀₄ O ₆	FeO	H ₃ PO ₃	Na ₂ O	Sb ₂ O ₃
11iiPeH ₂ O	84	2	-	-	-	-	1	13	-	-
12iiPeH ₂ O	77	-	-	-	-	-	1	10	12	-
13iiPeH ₂ O	76	-	-	-	-	1	-	10	13	-
23iiPeH ₂ O	77	-	-	-	-	-	-	12	10	1
83iiPeH ₂ O	73	-	traços	traços	traços	-	-	5	21	-

*iiPeH₂O=inicial com base de polietileno com equivalência à água - 3ª. etapa do fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Z_{ef} das formulações da Tabela 4-4 são apresentados na Tabela IV - [a] do Anexo IV.

Tabela 4-5 – Formulações utilizando base de polipropileno (PP) desenvolvidas com equivalência à água.

Formulações	Base (%)							Aditivos (%)								
	Polipropileno (PP)	B ₂ O ₃	CaCO ₃	CaF ₂	C ₇ H ₈ O	C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁	C ₁₆ H ₂₁ NO ₂	CuSO ₄	FeO	H ₃ PO ₃	K ₂ O	Li ₂ B ₄ O ₇	NaCl	Na ₂ O	PVC	Sb ₂ O ₃
1iiPpH ₂ O	91	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	5	-
3iiPpH ₂ O	91	-	1	-	-	-	-	-	1	-	1	-	-	-	5	-
4iiPpH ₂ O	79	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	16	4	-
5iiPpH ₂ O	82	-	1	-	-	-	-	-	-	16	-	-	-	-	1	-
7iiPpH ₂ O	88	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	10	-
10iiPpH ₂ O	84	-	-	-	-	-	-	-	1	13	-	-	-	-	2	-
15iiPpH ₂ O	76	-	-	-	-	-	-	-	-	10	-	-	-	14	-	-
20iiPpH ₂ O	77	-	traços	-	-	-	-	-	-	11	-	-	-	11	-	1
21iiPpH ₂ O	72	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	28	-	-
22iiPpH ₂ O	95	-	-	3	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-
28iiPpH ₂ O	90	-	-	-	-	-	-	-	1	3	-	-	6	-	-	-
29iiPpH ₂ O	81	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	4	14	-	-
30iiPpH ₂ O	90	-	-	2	-	-	-	-	1	-	-	-	7	-	-	-
31iiPpH ₂ O	77	-	-	-	-	-	-	1	-	11	-	-	-	11	-	-
32iiPpH ₂ O	82	-	-	-	-	-	-	-	-	18	-	-	-	-	-	-
36iiPpH ₂ O	64	-	-	-	-	-	18	-	-	18	-	-	-	-	-	-
37iiPpH ₂ O	70	-	-	1	-	-	1	-	-	-	-	-	-	28	-	-
40iiPpH ₂ O	76	-	-	-	-	-	-	-	1	17	-	6	-	-	-	-
41iiPpH ₂ O	64	-	-	1	-	-	-	-	2	-	-	33	-	-	-	-
42iiPpH ₂ O	60	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	15	-	25	-	-
64iiPpH ₂ O	66	-	-	-	-	17	-	-	1	16	-	-	-	-	-	-
75iiPpH ₂ O	76	2	-	-	-	-	-	-	-	10	-	-	-	12	-	-

*iiPpH₂O=inicial com base de polipropileno com equivalência à água - 3ª. etapa do fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-5 são apresentados na Tabela IV - [b] do Anexo IV.

Tabela 4-6 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de polietileno (PE) com equivalência a tecido adiposo.

Formulações	Base(%)		Aditivos (%)										
	Polipropileno (PP)	Polietileno (PE)	CaCO ₃	CaF ₂	C ₇ H ₈ O	C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁	C ₁₆ H ₂₁ NO ₂	FeO	H ₃ PO ₃	Li ₂ B ₄ O ₇	NaOH	PVC	Sb ₂ O ₃
4iiPpTA	87	-	1	-	-	-	-	-	-	-	12	traços	-
7iiPpTA	94	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-	4	-
12iiPeTA	-	88	-	-	-	-	-	1	10	-	10	-	-
20iiPpTA	89	-	1	-	-	-	-	-	2	-	8	-	1
23iiPeTA	-	87	-	-	-	-	-	-	0,5	-	12	-	0,5
35iiPpTA	66	-	-	-	-	-	23	-	1	-	10	-	-
39iiPpTA	81	-	-	-	-	-	-	-	1	8	10	-	-
40iiPpTA	81	-	-	-	-	-	-	1	5	13	-	-	-
50iiPpTA	91	-	-	2	-	-	-	-	7	-	-	-	-
52iiPpTA	96	-	-	-	-	-	-	1	3	-	-	-	-
63iiPpTA	68	-	-	-	-	24	-	-	1	-	7	-	-
68iiPpTA	69	-	-	-	20	-	-	-	15	-	10	-	-

*iiPeTA=inicial com base de polietileno com equivalência a tecido adiposo - 3ª. etapa do fluxograma

*iiPpTA=inicial com base de polipropileno com equivalência a tecido adiposo - 3ª. etapa do fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-6 são apresentados na Tabela IV - [c] do Anexo IV.

Tabela 4-7 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de polietileno (PE) com equivalência a tecido mole.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)							
	Polipropileno (PP)	Polietileno (PE)	CaCO ₃	CaF ₂	C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁	FeO	H ₃ PO ₃	Li ₂ B ₄ O ₇	NaOH	PVC
4iiPpTM	70	-	1	-	-	-	-	-	27	2
7iiPpTM	87	-	-	3	-	-	-	-	-	10
12iiPeTM	-	70	-	-	-	1	7	-	22	-
15iiPpTM	70	-	-	-	-	-	5	-	25	-
40iiPpTM	70	-	-	-	-	1	17	12	-	-
50iiPpTM	79	-	-	2	-	-	18	-	-	-
64iiPpTM	54	-	-	-	30	1	15	-	-	-

*iiPeTM=inicial com base de polietileno com equivalência a tecido mamário - 3ª. etapa do fluxograma.

*iiPpTM=inicial com base de polipropileno com equivalência a tecido mamário - 3ª. etapa do fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-7 são apresentados na Tabela IV - [d] do Anexo IV.

O poliestireno foi utilizado nas formulações nesta primeira etapa, porém os resultados analisados de qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{red} < 1$) e número atômico efetivo foram inferiores aos das outras bases estudadas, desse modo não são apresentados nas tabelas.

Tabela 4-8 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de polietileno (PE) com equivalência ao simulador BR12.

Formulações	Base (%)			Aditivos (%)							
	Polipropileno (PP)	Polietileno (PE)	B ₂ O ₃	CaF ₂	CH ₄ N ₂ O	C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁	FeO	H ₃ PO ₃	Li ₂ B ₄ O ₇	NaOH	PVC
11iiPeBR	-	89	-	-	-	-	traços	11	-	-	traços
12iiPeBR	-	87	-	-	-	-	traços	7	-	6	-
21iiPpBR	89	-	-	2	-	-	-	-	-	9	-
40iiPpBR	81	-	-	-	-	-	traços	9	10	-	-
52iiPpBR	82	-	10	-	-	-	-	8	-	-	-
53iiPpBR	85	-	10	1	-	-	-	4	-	-	-
64iiPpBR	79	-	-	-	-	12	traços	9	-	-	-
65iiPpBR	82	-	-	2	-	12	-	4	-	-	-
71iiPpBR	76	-	-	2	19	-	-	3	-	-	-

*iiPeBR=inicial com base de polietileno com equivalência ao simulador BR12 - 3ª. etapa do fluxograma.

*iiPpBR=inicial com base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 - 3ª. etapa do fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-8 são apresentados na Tabela IV - [e] do Anexo IV.

Por disponibilidade industrial e de aditivos adquiridos, foram eleitas duas outras formulações para a produção de protótipos utilizando o método de extrusão à quente com molde (Figura 3-8), tomando como material de referência o material BR12 e os menores valores qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$). As formulações escolhidas e seus parâmetros de χ^2 e número atômico efetivo (Zef) são apresentados na Tabela 4-9.

Tabela 4-9 - Formulações escolhidas para produção de protótipos com equivalência ao simulador BR12 produzidas utilizando o método extrusão à quente.

Identificação	Formulações	χ^2	Zef
53iiPpBR	78% PP + 2% CaF ₂ + 18% H ₃ BO ₃ + 2%H ₃ PO ₃	2,756	7,20
65iiPpBR	82% PP + 2% CaF ₂ + 12% C ₁₂ H ₂₂ O ₁₁ + 4%H ₃ PO ₃	2,769	7,07

*iiPpBR=inicial com equivalência ao simulador BR12 - 3ª. etapa do fluxograma.

Os dois protótipos produzidos nesta terceira etapa tiveram sua composição elementar avaliada por queima, realizada pela Central Analítica do Instituto de Química-USP, os resultados são apresentados nas Tabela 4-10 e Tabela 4-11. A diferença entre a porcentagem calculada e a porcentagem resultante da análise se explica devido aos materiais utilizados na produção dos protótipos serem de qualidade e pureza comercial e, a porcentagem de material calculado, como uma referência para materiais de alta pureza (teórico).

Tabela 4-10- Composição elementar determinada para o protótipo 53iiPpBR por análise elementar de queima (CHN).

Elemento	Calculado (%)	Central Analítica IQ (%)
C	72,620	83,530
H	12,350	14,500
N	-	0,215
O	8,970	0,789
F	0,740	-
P	1,630	0,260
Ca	0,780	0,357
B	2,902	0,349

*iiPpBR=inicial com base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 - 3ª. etapa do fluxograma.

Tabela 4-11 - Composição elementar determinada para o material 65iiPpBR por análise elementar de queima (CHN).

Elemento	Calculado (%)	Central Analítica IQ (%)
H	12,710	13,485
C	75,270	79,755
N	-	0,120
O	8,900	5,235
F	0,770	-
P	1,540	0,885
Ca	0,820	0,520

*iiPpBR=inicial com base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 - 3ª. etapa do fluxograma.

Um refinamento, diante das diversas formulações possíveis de produção de um material radiologicamente equivalente a tecido, foi realizado excluindo as formulações com ácidos, devido a uma produção anterior realizada na empresa Seal Technology Ind. e Com. Ltda. (3ª. etapa do fluxograma) ter apresentado complexidade e periculosidade de manipulação dos ácidos no ambiente industrial, assim como dificuldade de aquisição dos mesmos em pequena quantidade, necessidade de licenças especiais para transporte, transporte licenciado junto aos órgãos competentes, declaração e licença dos órgãos fiscalizadores de produtos controlados, declaração de destinação final de resíduos etc.

Desta maneira, com a exclusão dos ácidos, outra série de formulações foi elaborada apresentada na Tabela 4-12, contendo somente base de poliestireno ou polipropileno e óxidos, considerando as frações em volume maior que zero e menores valores para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$).

Tabela 4-12 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência a tecido mole.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)										
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2PpTM	89	-	-	11	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3PpTM	79	-	-	2	-	-	-	-	-	-	19	-	-
4PpTM	90	-	-	9	-	-	-	-	-	1	-	-	-
8PpTM	90	-	1	9	-	-	-	-	-	-	-	-	-
17PpTM	77	-	-	-	-	-	-	-	-	-	23	-	-
18PpTM	93	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	7
19PpTM	99	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20PpTM	76	-	-	-	-	-	-	-	24	-	-	-	-
21PpM	91	-	-	-	9	-	-	-	-	-	-	-	-
22PpTM	96	-	-	-	-	4	-	-	-	-	-	-	-
23PpTM	96	-	-	-	-	-	4	-	-	-	-	-	-
24PpTM	96	-	-	-	-	-	-	4	-	-	-	-	-
25PpTM	99	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-
26PsTM	-	93	-	-	-	-	-	-	7	-	-	-	-
28PsTM	-	86	-	-	-	-	-	-	-	-	14	-	-
30PsTM	-	96	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	4
32PsTM	-	93	-	7	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39PpTM	95	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	5	-

*PsTM= base de poliestireno com equivalência a tecido mole – 5^a. etapa fluxograma.

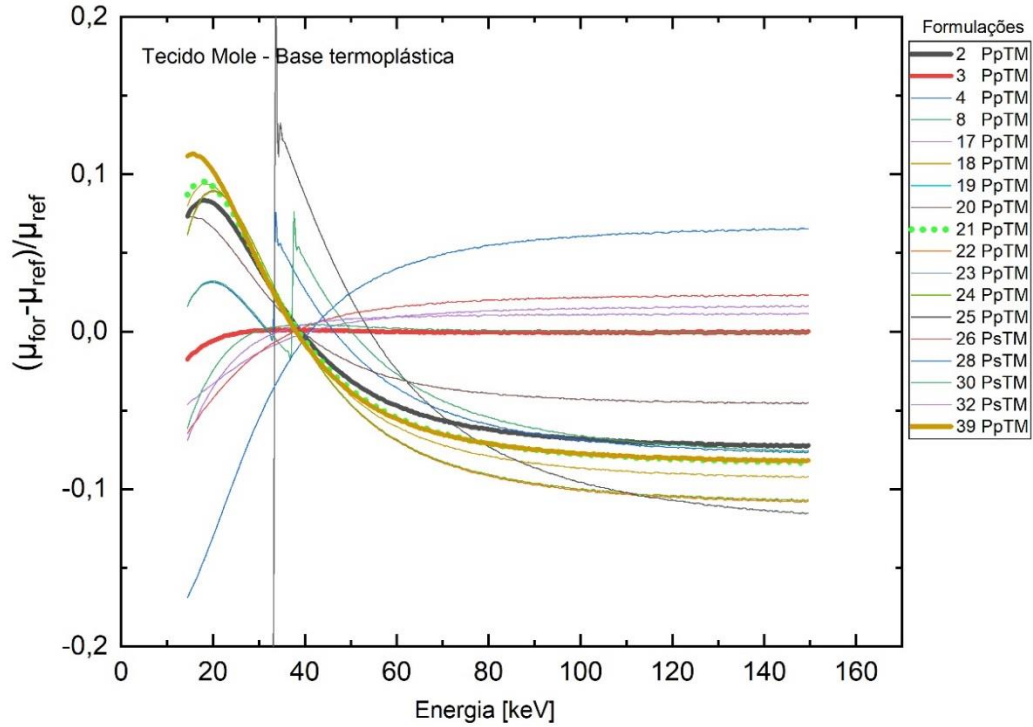
*PpTM= base de polipropileno com equivalência a tecido mole – 5^a. etapa fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-12 são apresentados na Tabela IV - [f] do Anexo IV.

A Figura 4-2 compara o coeficiente de atenuação linear de formulações candidatas a tecido mole e o material de referência. Para os materiais simuladores de tecido mole foi utilizado como material de referência a composição “*Soft Tissue*” (ICRU 44), o coeficiente de atenuação linear foi obtido utilizando-o programa X-COM, disponibilizado pelo NIST.

As formulações 2PpTM, 3PpTM, 21PpTM e 39PpTM com base termoplástica de polipropileno são relevantes para produção de protótipos, apresentando diferença máxima relativa de 5% entre os coeficiente de atenuação linear destas formulações, comparadas com o coeficiente de atenuação linear do material de referência “*Soft Tissue*”, apresentadas na Figura 4-2.

Figura 4-2 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear do material de referência (tecido mole) e o material obtido com formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mole.



Fonte: autor da tese.

Com as formulações apresentadas na Tabela 4-12 e com os menores valores para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$), a aplicação do software Auto-Zeff foi outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes a tecido mole relevantes para produção.

A Tabela 4-13 demonstra as formulações que apresentaram melhor equivalência radiológica a tecido mole, o seu número atômico efetivo calculado aplicando o método de Mariano & Costa e a diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando o software Auto-Zeff da formulação desenvolvida com o material de referência, tecido mole (\bar{D} Auto-Zeff) no intervalo de energia adotado entre 40 e 100 keV.

Tabela 4-13 – Formulações com equivalência a tecido mole, número atômico efetivo calculado aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software.

Referência	Formulações												
Tecido mole	2PpTM	3PpTM	4PpTM	8PpTM	17PpTM	18PpTM	19PpTM	21PpTM	22PpTM	23PpTM	24PpTM	25PpTM	39PpTM
Zef	9,23	7,69	10,11	10,97	7,16	8,99	15,34	8,87	8,91	10,85	12,11	13,16	7,59
\bar{D} Auto-Zeff	0,15	0,31	0,65	0,73	0,32	0,28	0,49	0,19	0,51	0,41	0,41	0,40	0,12

*PpTM= base de polipropileno com equivalência a tecido mole – 5ª. etapa fluxograma.

Os resultados apresentados nas Tabela 4-12 e Tabela 4-13 apontam que seria relevante a produção das formulações com base de polipropileno e aditivos que apresentam χ^2_{red} , número atômico efetivo e diferença relativa média do número atômico efetivo calculado e utilizando o software Auto Zeff satisfatórios estas formulações são apresentadas na Tabela 4-14.

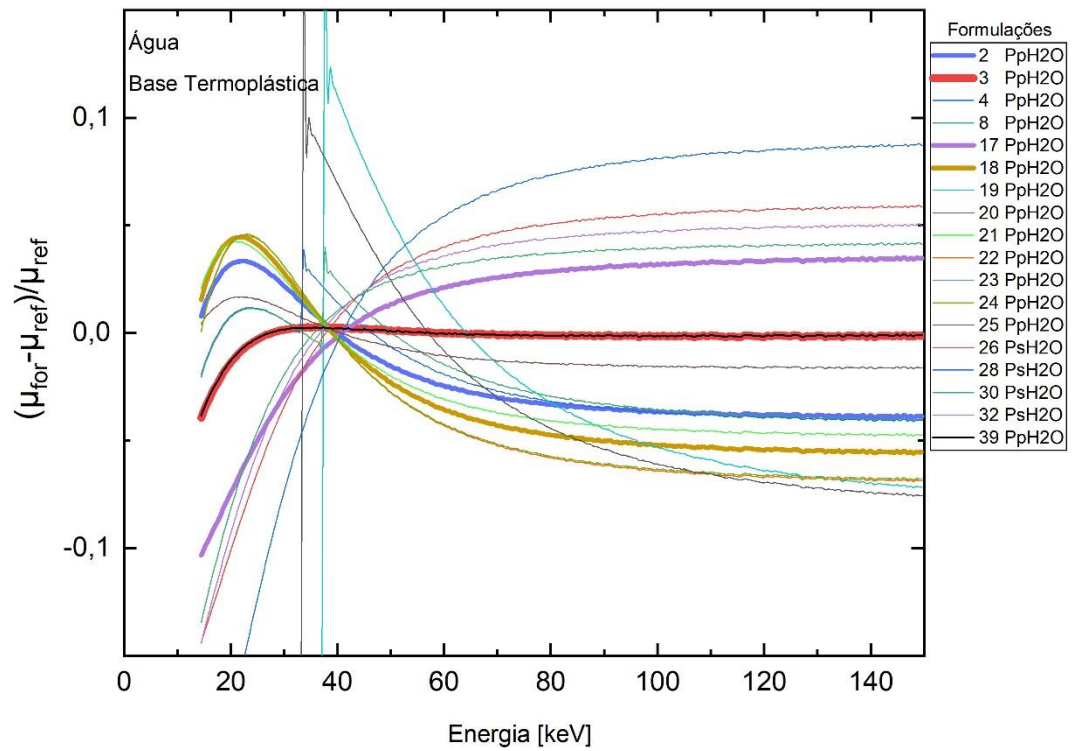
Tabela 4-14 - Formulações indicadas para futura produção de protótipos utilizando base de polipropileno (PP) com equivalência a tecido mole, χ^2 e número atômico efetivo calculado aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software.

Identificação	2PpTM	3PpTM	21PpTM	39PpTM
Formulações	89%PP + 11%CaCO ₃	79%PP + 2%CaCO ₃ 19%MgO	99%PP + 9%CaF ₂	95%PP + 5%NaCl
χ^2	0,174	0,00006	0,226	0,231
Zef	9,23	7,69	8,87	7,59
\bar{D} Auto-Zeff	15%	31%	19%	12%

*PpTM= base de polipropileno com equivalência a tecido mole – 5ª. etapa fluxograma.

Para os materiais simuladores de água foi utilizada água filtrada como composição de referência, foram escolhidas as formulações 2PpH₂O, 3PpH₂O, 17PpH₂O, 18PpH₂O, 21PpH₂O e 39PpH₂O utilizando o termoplástico polipropileno como base, relevantes para a produção de protótipos apresentando diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência apresentadas na Figura 4-3.

Figura 4-3 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear do material de referência (água) com formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de água.



Fonte: autor da tese.

A Tabela 4-15 apresenta as formulações que apresentaram menores valores para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$).

Tabela 4-15 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência à água.

Formulações	Base (%)						Aditivos (%)						
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2PpH ₂ O	91	-	-	9	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3PpH ₂ O	86	-	-	4	-	-	-	-	-	-	10	-	-
4PpH ₂ O	91	-	-	8	-	-	-	-	-	1	-	-	-
8PpH ₂ O	92	-	1	7	-	-	-	-	-	-	-	-	-
17PpH ₂ O	81	-	-	-	-	-	-	-	-	-	19	-	-
18PpH ₂ O	95	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	5
19PpH ₂ O	99	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20PpH ₂ O	80	-	-	-	-	-	-	-	20	-	-	-	-
21PpH ₂ O	93	-	-	-	7	-	-	-	-	-	-	-	-
22PpH ₂ O	97	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	-	-
23PpH ₂ O	97	-	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	-
24PpH ₂ O	97	-	-	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-
25PpH ₂ O	99	-	-	-	-	-	-	-	-	1	-	-	-
26PsH ₂ O	-	89	-	-	-	-	-	-	11	-	-	-	-
28PsH ₂ O	-	90	-	-	-	-	-	-	-	-	10	-	-
30PsH ₂ O	-	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3
32PsH ₂ O	-	95	-	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39PpH ₂ O	92	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	8	-

*PsH₂O= base de poliestireno com equivalência à água – 5ª. etapa fluxograma.

*PpH₂O= base de polipropileno com equivalência à água – 5ª. etapa fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-15 são apresentados na Tabela IV - [g] do Anexo IV.

Com as formulações apresentadas na Tabela 4-15 e com o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$) a aplicação do software Auto-Zeff foi um outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes à água relevantes para produção (Tabela 4-16). Para o cálculo da diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência, água (\bar{D} Auto-Zeff), o intervalo de energia adotado foi entre 40 e 100keV.

Tabela 4-16 – Formulações com equivalência à água, número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software.

Referência	Formulações												
Água	2Pp H ₂ O	3Pp H ₂ O	4Pp H ₂ O	8Pp H ₂ O	17Pp H ₂ O	18Pp H ₂ O	19Pp H ₂ O	21Pp H ₂ O	22Pp H ₂ O	23Pp H ₂ O	24Pp H ₂ O	25Pp H ₂ O	39Pp H ₂ O
Zef	8,80	8,01	9,25	9,78	6,91	8,55	14,22	8,44	8,46	10,26	11,45	12,23	7,15
\bar{D} Auto-Zeff	0,09	0,19	0,68	0,73	0,27	0,18	2,00	0,14	0,39	0,39	0,31	0,44	0,05

*PpH₂O= base de polipropileno com equivalência à água – 5ª. etapa fluxograma.

Os resultados apresentados nas Tabela 4-15 e Tabela 4-16 apontam que seria relevante a produção das formulações indicadas na Tabela 4-17.

Tabela 4-17 - Formulações indicadas para futura produção de protótipos utilizando base de polipropileno (PP) com equivalência à água, χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software.

Identificação	2PpH ₂ O	3PpH ₂ O	17PpH ₂ O	18PpH ₂ O	21PpH ₂ O	39PpH ₂ O
Formulações	91%PP 9%CaCO ₃	86%PP 4%CaCO ₃ 10%MgO	81%PP 19%MgO	95%PP 5%TiO ₂	93%PP 7%CaF ₂	92%PP 8%NaCl
χ^2	0,047	0,0004	0,012	0,094	0,071	0,073
Zef	8,80	8,01	6,91	8,55	8,44	7,15
\bar{D} Auto-Zeff	9%	19%	27%	18%	14%	5%

*PpH₂O= base de polipropileno com equivalência à água – 5ª. etapa fluxograma.

Para as formulações desenvolvidas para materiais radiologicamente equivalentes a tecido mamário foi considerado mais de uma referência como equivalência:

- BR12 – formulação para simular o material comercial BR12⁵.
- H7030, H5050 e H3070 - materiais para diversas composições de tecido glandular e adiposo baseadas em Hammernstein e col (Richard Hammerstein et al., 1979).
- C7030, C5050 e C3070 - materiais para diversas composições de tecido glandular e adiposo baseadas nas composições disponibilizadas pela empresa CIRS⁶.
- P7030, P5050 e P3070 - materiais para diversas composições de tecido glandular e adiposo baseadas nas composições baseados em Poletti e col (Poletti et al., 2004)
- W5050 – material para um tecido mamário composto de 50% tecido glandular 50% de tecido adiposo baseados em White e col (White et al., 1980).

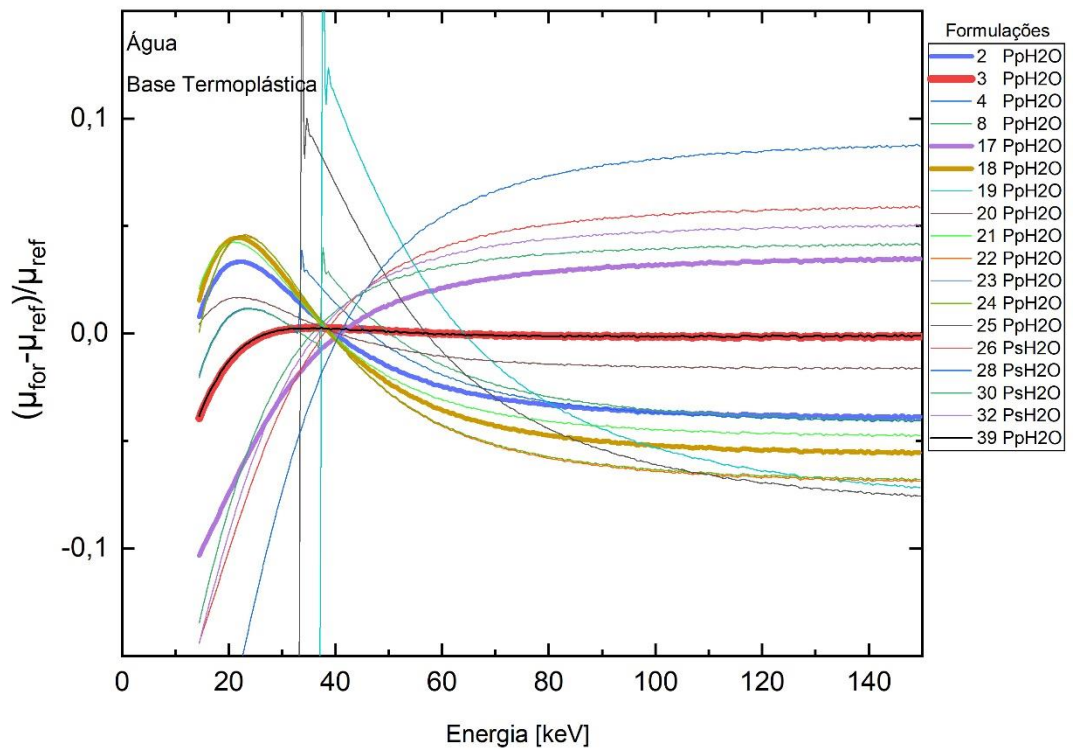
⁵ Tissue equivalent phototimer consistency testing slabs. Norfolk: COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, INC. 2 p.

⁶ CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology. Disponível em:

<<http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/012A-DS-120418.pdf>> Acesso em: Maio/2017

Para os materiais simuladores de tecido mamário, com o BR12 como composição de referência, foram escolhidas as formulações 2PpBR, 17PpBR e 21PpBR com o termoplástico polipropileno de base, relevantes para produção de protótipos apresentando diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência, mostradas na Figura 4-4.

Figura 4-4 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário com o material de referência BR12.



Fonte: autor da tese.

A Tabela 4-18 demonstra as formulações que apresentaram menores valores para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{red} < 1$).

Os valores das grandezas χ^2 e Z_{ef} das formulações da Tabela 4-18 são apresentados na Tabela IV - [h] do Anexo IV.

Tabela 4-18 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência ao simulador BR12.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)										
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2PpBR	95	-	-	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3PpBR	87	-	-	2	-	-	-	-	-	-	11	-	-
17PpBR	87	-	-	-	-	-	-	-	-	-	13	-	-
18PpBR	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3
19PpBR	98	-	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20PpBR	88	-	-	-	-	-	-	-	12	-	-	-	-
21PpBR	96	-	-	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-
22PpBR	98	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-
23PpBR	98	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-
24PpBR	98	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-
25PpBR	98	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-
26PsBR	-	93	-	-	-	-	-	-	7	-	-	-	-
28PsBR	-	91	-	-	-	-	-	-	-	-	9	-	-
30PsBR	-	98	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2
32PsBR	-	97	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39PpBR	96	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	4	-

*PsBR= base de poliestireno com equivalência ao simulador BR12 – 5ª. etapa fluxograma.

*PpBR= base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 – 5ª. etapa fluxograma.

Com as formulações apresentadas na Tabela 4-18 e com o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{red} < 1$), a aplicação do software Auto-Zeff foi um outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes ao BR12 relevantes para produção (Tabela 4-19). Para o cálculo da diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência, BR12 (\bar{D} Auto-Zeff), o intervalo de energia adotado foi entre 5 e 35keV.

Tabela 4-19 - Formulações com equivalência ao simulador BR12, número atômico efetivo calculado aplicando o método de Mariano & Costa e diferença relativa média do número atômico efetivo calculado com Auto-Zeff software.

Referência	Formulações										
	2PpBR	3PpBR	17PpBR	18PpBR	19PpBR	21PpBR	22PpBR	23PpBR	24PpBR	25PpBR	39PpBR
Br12											
Zef	7,73	6,97	6,52	7,47	18,00	7,40	7,41	8,79	9,74	15,99	7,15
\bar{D} Auto-Zeff	0,14	0,24	0,18	0,26	0,34	0,18	0,49	0,40	0,41	0,30	0,04

*PpBR= base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 – 5ª. etapa fluxograma.

Os resultados apresentados na Figura 4-4 e na Tabela 4-19 apontam que seria relevante a produção das formulações indicadas na Tabela 4-18, todavia, nesta fase, foi possível a produção de duas formulações a 17PpBR e a 21PpBR, eleitas por disponibilidade industrial e de aditivos, (Tabela 4-20), os resultados dos testes experimentais realizados são apresentados na seção 4.3.1.

Tabela 4-20 - Formulações dos protótipos utilizando base de polipropileno produzidas com equivalência ao material de referência BR12, χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software, espessura e densidade medidas.

Identificação	17PpBR	21PpBR
Formulações	81%PP + 19%MgO	93%PP + 7%CaF ₂
χ^2	0,002	0,020
Zef	6,52	7,40
\bar{D} Auto-Zeff	18%	18%
Espessura (mm)	6,84±0,05	5,90±0,05
Densidade (g/cm ³)	0,986 ± 0,002	0,901 ± 0,002

*PpBR= base de polipropileno com equivalência ao simulador BR12 – 5ª. etapa fluxograma.

Para os materiais simuladores de tecido mamário foram utilizados os simuladores CIRS 5050, CIRS3070 e CIRS7030 como referência, e escolhidas, dentre outras elaboradas, as formulações apresentadas na Tabela 4-21, Tabela 4-22 e Tabela 4-23, utilizando o termoplástico polipropileno de base para cada referência utilizada, respectivamente.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-21 são apresentados na Tabela IV - [i] do Anexo IV.

Tabela 4-21 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência ao simulador CIRS5050.

Formulações	Base (%)									Aditivos (%)			
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2 PpMaC5050	95	-	-	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3 PpMaC5050	92	-	-	3	-	-	-	-	-	-	5	-	-
9 PpMaC5050	95	-	-	1	4	-	-	-	-	-	-	-	-
17 PpMaC5050	86	-	-	-	-	-	-	-	-	-	14	-	-
18 PpMaC5050	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3
19 PpMaC5050	98	-	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20 PpMaC5050	88	-	-	-	-	-	-	-	12	-	-	-	-
21 PpMaC5050	96	-	-	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-
22 PpMaC5050	98	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-
23 PpMaC5050	98	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-
24 PpMaC5050	98	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-
25 PpMaC5050	98	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-
26 PsMaC5050	-	92	-	-	-	-	-	-	8	-	-	-	-
28 PsMaC5050	-	91	-	-	-	-	-	-	-	-	9	-	-
30 PsMaC5050	-	98	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2
32 PsMaC5050	-	96	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39 PpMaC5050	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3	-

*PsMaC5050= base de poliestireno com equivalência a tecido mamário CIRS5050 -5ª. etapa fluxograma.

*PpMaC5050= base de polipropileno com equivalência a tecido mamário CIRS5050 -5ª. etapa fluxograma.

Tabela 4-22 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência ao simulador CIRS3070.

Formulações	Base (%)									Aditivos (%)			
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2 PpMaC3070	96	-	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3 PpMaC3070	92	-	-	2	-	-	-	-	-	-	6	-	-
17 PpMaC3070	89	-	-	-	-	-	-	-	-	-	11	-	-
18 PpMaC3070	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3
19 PpMaC3070	98	-	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20 PpMaC3070	90	-	-	-	-	-	-	-	10	-	-	-	-
21 PpMaC3070	96	-	-	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-
22 PpMaC3070	98	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-
23 PpMaC3070	98	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-
24 PpMaC3070	98	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-
25 PpMaC3070	98	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-
26 PsMaC3070	-	94	-	-	-	-	-	-	6	-	-	-	-
28 PsMaC3070	-	93	-	-	-	-	-	-	-	-	7	-	-
30 PsMaC3070	-	98	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2
32 PsMaC3070	-	97	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39 PpMaC3070	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3	-

*PsMaC3070= base de poliestireno com equivalência a tecido mamário CIRS3070 -5ª. etapa fluxograma.

*PpMaC3070= base de polipropileno com equivalência a tecido mamário CIRS3070 -5ª. etapa fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Z_{ef} das formulações da Tabela 4-22 são apresentados na Tabela IV - [j] do Anexo IV.

Tabela 4-23 - Formulações desenvolvidas utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos com equivalência ao simulador CIRS7030.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)										
	Polipropileno	Poliestireno	BaSO ₄	CaCO ₃	CaF ₂	FeO	Fe ₂ O ₃	Fe ₃ O ₄	H ₃ PO ₃	KI	MgO	NaCl	TiO ₂
2 PpMaC7030	94	-	-	6	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3 PpMaC7030	91	-	-	4	-	-	-	-	-	-	7	-	-
17 PpMaC7030	84	-	-	-	-	-	-	-	-	-	16	-	-
18 PpMaC7030	96	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	4
19 PpMaC7030	98	-	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20 PpMaC7030	86	-	-	-	-	-	-	-	14	-	-	-	-
21 PpMaC7030	95	-	-	-	5	-	-	-	-	-	-	-	-
22 PpMaC7030	98	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	-
23 PpMaC7030	98	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-
24 PpMaC7030	98	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-
25 PpMaC7030	98	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	-	-
26 PsMaC7030	-	90	-	-	-	-	-	-	11	-	-	-	-
28 PsMaC7030	-	89	-	-	-	-	-	-	-	-	7	-	-
30 PsMaC7030	-	97	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	3
32 PsMaC7030	-	96	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
39 PsMaC7030	96	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	4	-

*PsMaC7030= base de poliestireno com equivalência a tecido mamário CIRS7030 -5ª. etapa fluxograma.

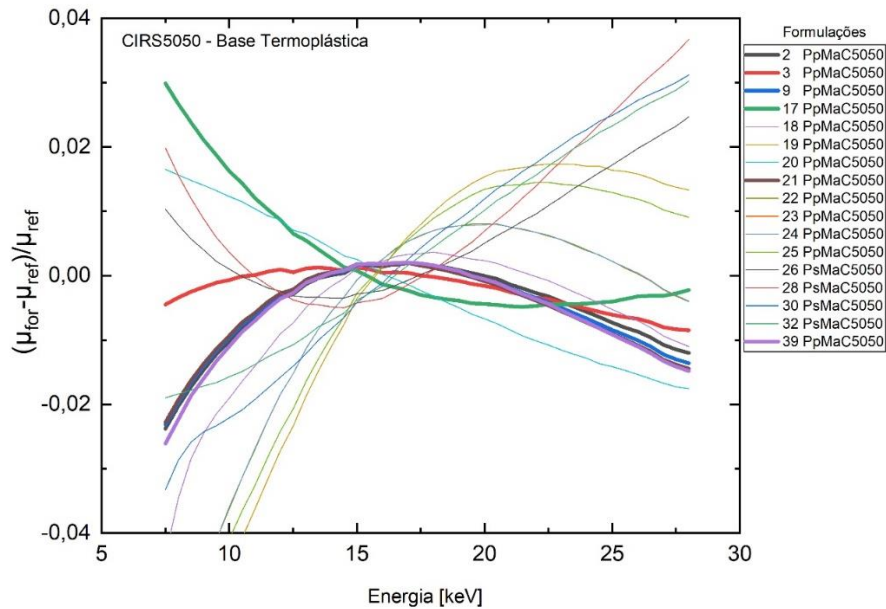
*PpMaC7030= base de polipropileno com equivalência a tecido mamário CIRS7030 -5ª. etapa fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Z_{ef} das formulações da Tabela 4-23 são apresentados na Tabela IV - [l] do Anexo IV.

O óxido de ferro nos seus três estados de oxidação FeO, Fe₂O₃ e Fe₃O₄ foram formulados e como resultado do método de Mariano & Costa, as concentrações em que apareceram nas formulações não apresentaram alteração conforme apresentado na Tabela 4-15, Tabela 4-18, Tabela 4-20, Tabela 4-21, Tabela 4-22 e Tabela 4-23. Desta maneira podendo ser utilizado na produção o de menor custo.

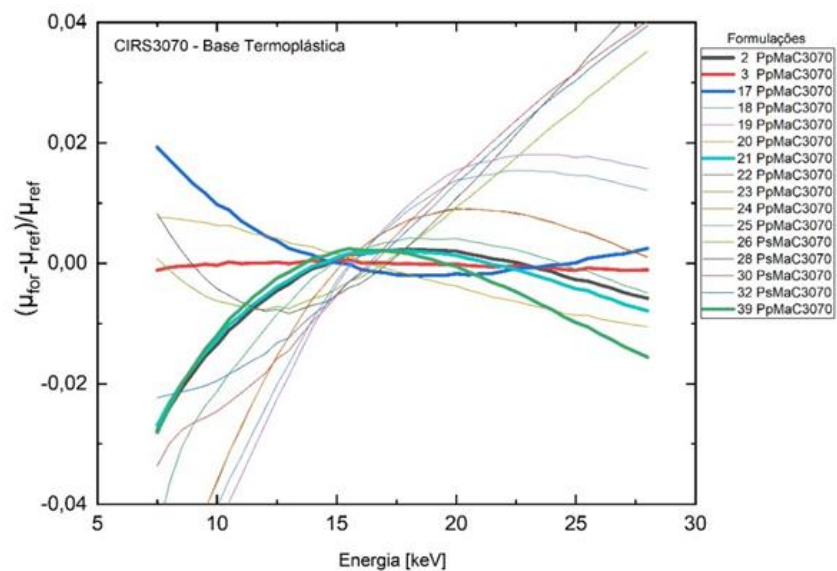
As formulações desenvolvidas que apresentaram diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência são apresentadas na Figura 4-5, Figura 4-6 e Figura 4-7.

Figura 4-5 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário e o material de referência (CIRS5050).



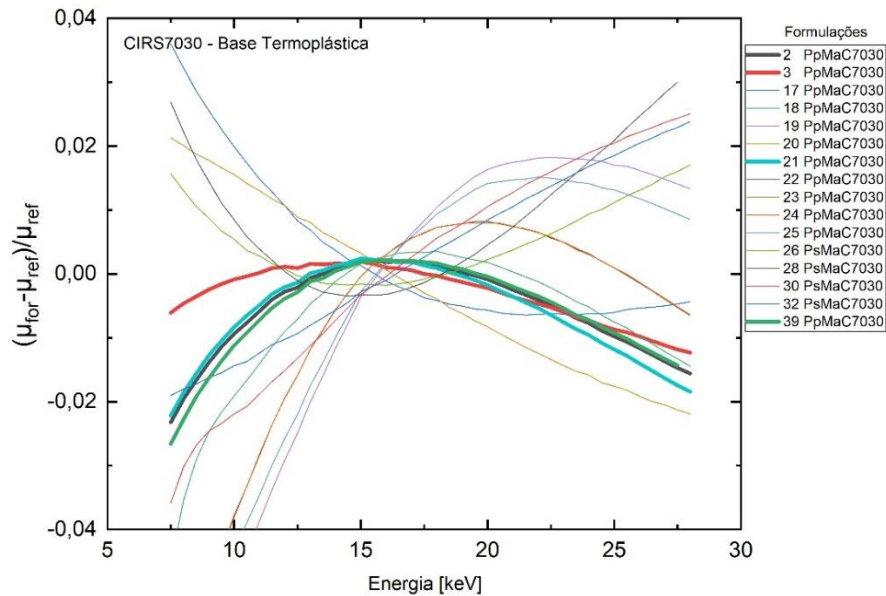
Fonte: autor da tese.

Figura 4-6 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário e o material de referência (CIRS3070).



Fonte: autor da tese.

Figura 4-7 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário e o material de referência (CIRS7030).



Fonte: autor da tese.

Com as formulações indicadas na Tabela 4-21, Tabela 4-22 e Tabela 4-23 e com o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{red} < 1$), a aplicação do software Auto-Zeff foi um outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes a tecido mamário de referência relevantes para produção (Tabela 4-24). Para o cálculo da diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência, CIRS3070, CIRS5050 e CIRS7030 (\bar{D} Auto-Zeff), o intervalo de energia adotado foi entre 5 e 35keV.

Tabela 4-24 - Formulações indicadas para futura produção de protótipos utilizando base de polipropileno (PP) com equivalência a tecido mamário, χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software.

Referências	Formulações					
	2PpMa	3PpMa	9PpMa	17PpMa	21PpMa	39PpMa
CIRS5050	95%PP	92%PP	95%PP	86%PP	96%PP	96%PP
	5%CaCO ₃	3%CaCO ₃	1%CaCO ₃	14%MgO	4%CaF ₂	4%NaCl
		5%MgO	4%CaF ₂			
χ^2	0,046	0,0009	0,004	0,012	0,004	0,001
Zef	7,77	7,38	7,43	6,54	7,44	7,15
\bar{D} Auto-Zeff	14%	24%	16%	18%	19%	10%
CIRS3070	96%PP	92%PP	-	89%PP	96%PP	97%PP
	4%CaCO ₃	2%CaCO ₃		11%MgO=11%	4%CaF ₂	3%NaCl
		6%MgO				
χ^2	0,007	0,00003	-	0,004	0,006	0,009
Zef	7,43	6,86	-	6,3639	7,12	7,01
\bar{D} Auto-Zeff	27%	31%	-	32%	37%	13%
CIRS7030	94%PP	91%PP	-	-	95%PP	96%PP
	6%CaCO ₃	4%CaCO ₃			5%CaF ₂	4%NaCl
χ^2		5%MgO				
	0,004	0,001	-	-	0,001	0,015
Zef	8,10	7,75	-	-	7,4	7,24
\bar{D} Auto-Zeff	33%	34%	-	-	39%	15%

*PpMa= base polipropileno com equivalência a tecido mamário -5ª. etapa fluxograma.

4.1.3 Método de Mariano & Costa utilizando material de base termofixa

Foram desenvolvidos alguns protótipos baseados nas formulações procedentes da metodologia desenvolvida baseada no método de Mariano & Costa, apresentado na seção 3.2.2.

Para os materiais de referência estudados foram desenvolvidas formulações de base termofixa com as matérias-primas apresentados na Tabela 4-25 e aditivos apresentados na Tabela 3-5.

Tabela 4-25 – Materiais termofixos utilizados como base para o desenvolvimento das formulações de materiais radiologicamente equivalentes a tecido. TM-Dow Chemical Company.

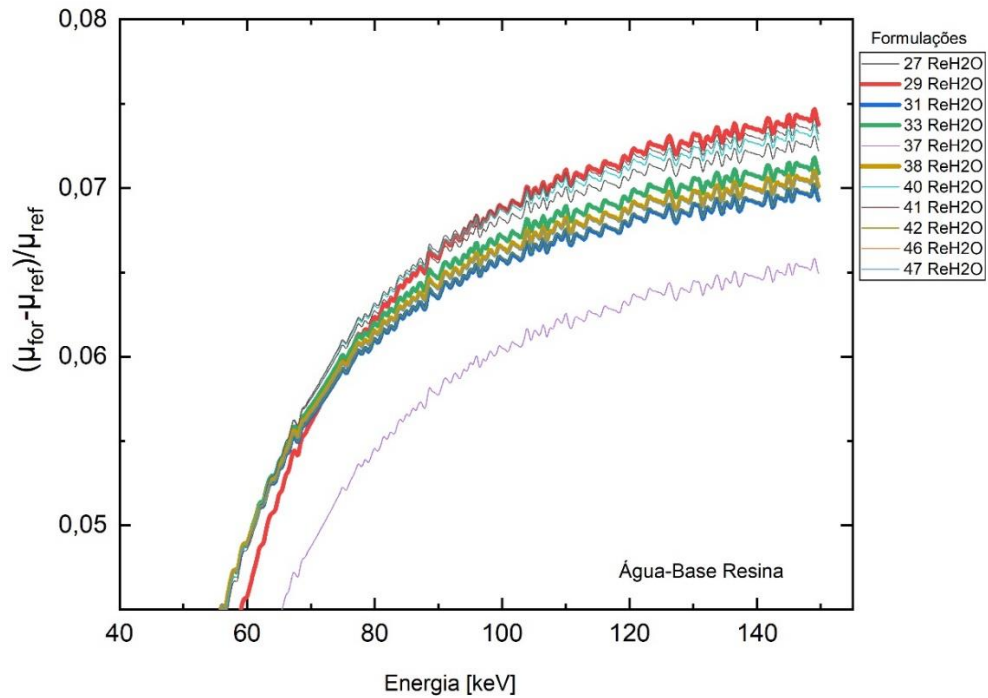
Nome	Fórmula química	Densidade (g/cm ³)
Nordel™	C ₁₄ H ₂₂	0,98
Resina Epóxi	C ₂ H ₃ O	1,11
Resina Poliéster	C ₁₂ H ₁₂ O ₆	1,25
Resina Poliuretano	C ₁₀ H ₁₂ N ₂ O ₄	1-0,020
Silicone	Si ₃ O ₂ C ₈ H ₂₄	1,13

(Fonte: *CRC Handbook of Chemistry and Physics*)(Haynes, 2014).

O critério de escolha adotado para a seleção das formulações desenvolvidas com base em materiais termofixos foi o mesmo utilizado inicialmente para as formulações de base em materiais termoplásticos, considerando frações em volume maior que zero, menor valor para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$) e menor diferença entre o número atômico efetivo das formulações desenvolvidas ($Z_{\text{ef}(\text{for})}$) e o número atômico efetivo do material de referência ($Z_{\text{ef}(\text{ref})}$) ambos calculados aplicando o método de Mariano & Costa.

Para os materiais simuladores de água foi utilizada água filtrada (H₂O) como composição de referência, foram escolhidas as formulações 29ReH₂O, 31ReH₂O, 33ReH₂O, 38ReH₂O, 40ReH₂O e 47ReH₂O com o termofixo resina epóxi de base, relevantes para produção de protótipos apresentando diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência apresentadas na Figura 4-8.

Figura 4-8 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear do material de referência (água) com formulações utilizando base de resina epóxi candidatas a objetos simuladores de água.



Fonte: autor da tese.

Na Tabela 4-26 e Tabela 4-27 são apresentadas as formulações que apresentaram menores valores para o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{red} < 1$).

As duas formulações com base em silicone não foram incluídas na Figura 4-8, porém apresentaram valores de diferença de coeficiente de atenuação linear de 5% requerido pelo ICRU Report 44.

Tabela 4-26 - Formulações desenvolvidas utilizando base termofixa (silicone ou resina epóxi) com equivalência à água.

Formulações	Base (%)		Aditivos (%)						
	Silicone	Resina epóxi	CH ₄ N ₂ O	CaO	H ₃ PO ₃	KI	NaCl	P ₂ O ₅	P ₄ O ₁₀
10 SiH ₂ O	99	-	-	-	1	-	-	-	-
12 SiH ₂ O	52	-	45	-	3	-	-	-	-
27 ReH ₂ O	-	97	-	-	3	-	-	-	-
37 ReH ₂ O	-	99	-	-	-	1	-	-	-
41 ReH ₂ O	-	98	-	-	-	-	-	-	2
42 ReH ₂ O	-	99	-	1	-	-	-	-	-
46 ReH ₂ O	-	99	-	-	-	-	0,5	0,5	-

*SiH₂O= base de silicone com equivalência à água - 3ª. etapa fluxograma.

*ReH₂O= base de resina epóxi com equivalência à água - 4ª. etapa fluxograma.

Os valores das grandezas χ^2 e Zef das formulações da Tabela 4-26 são apresentados na Tabela IV - [m] do Anexo IV.

Com as formulações indicadas na Figura 4-8 e com o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$), a aplicação do software Auto-Zeff foi um outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes à água relevantes para produção (Tabela 4-27). Para o cálculo da diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência, água (\bar{D} Auto-Zeff), o intervalo de energia adotado foi entre 40 e 100keV.

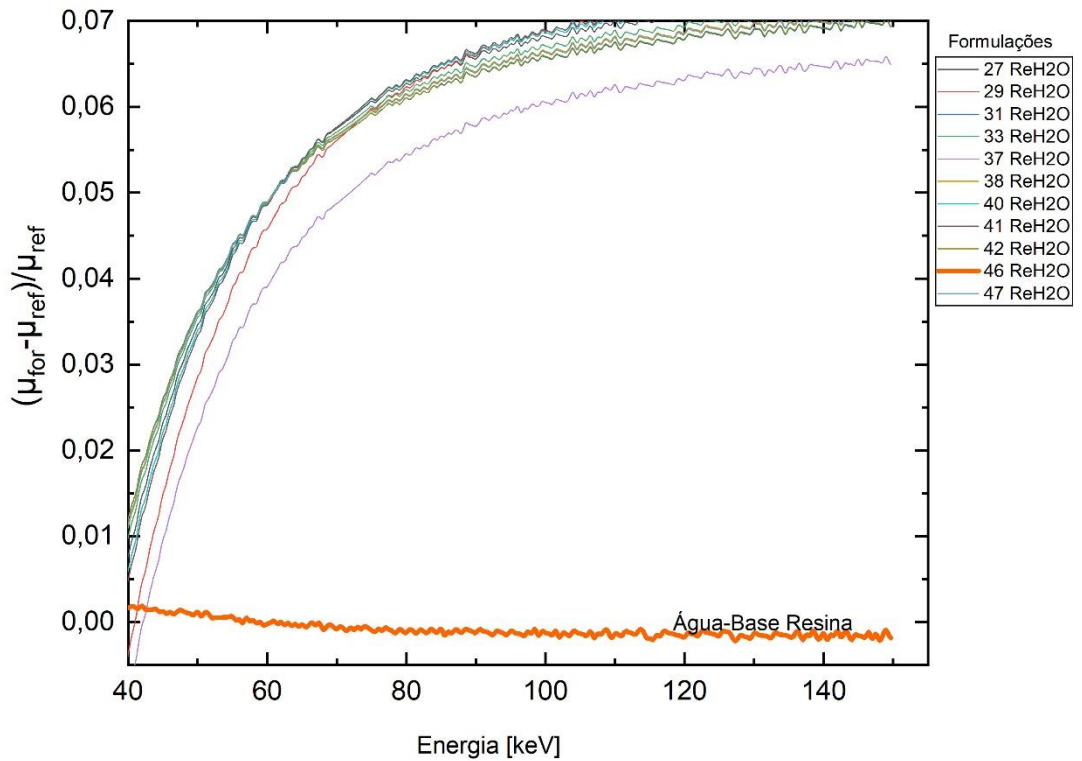
Tabela 4-27 - Formulações dos protótipos utilizando base de resina epóxi produzidas com equivalência ao material de referência água, χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa, diferença relativa média do número atômico efetivo calculado utilizando Auto-Zeff software, espessura e densidade medidas.

	Formulações					
	29ReH ₂ O	31ReH ₂ O	33ReH ₂ O	38ReH ₂ O	40ReH ₂ O	47ReH ₂ O
	98% C ₂ H ₃ O	99% C ₂ H ₃ O	99% C ₂ H ₃ O	99% C ₂ H ₃ O	98% C ₂ H ₃ O	99% C ₂ H ₃ O
	2% MgO	1% TiO ₂	1% CaCO ₃	1% CaF ₂	2% P ₂ O ₅	1% NaCl
χ^2	0,229	0,177	0,187	0,181	0,201	0,179
Zef	6,70	7,03	7,07	7,00	7,14	6,92
\bar{D} Auto-Zeff	10%	15%	10%	12%	9%	12%
Espessura (mm)	12,43±0,29	10,67±0,31	10,13±0,27	10,36±0,28	10,41±0,65	10,38±0,57
Densidade (g/cm ³)	1,1515 ± 0,0001	1,1432 ± 0,0001	1,1402 ± 0,0001	1,1438 ± 0,0001	1,1270 ± 0,0002	1,1416 ± 0,0002

*ReH₂O= base de resina epóxi com equivalência à água- 4ª. etapa fluxograma.

A Figura 4-8 se repete na Figura 4-9 em outra escala, salientando o resultado expressivo da presença do ácido na formulação 46 ReH₂O estimada aplicando o método de Mariano & Costa, embora ainda seja um desafio fabril a produção na indústria a vencer.

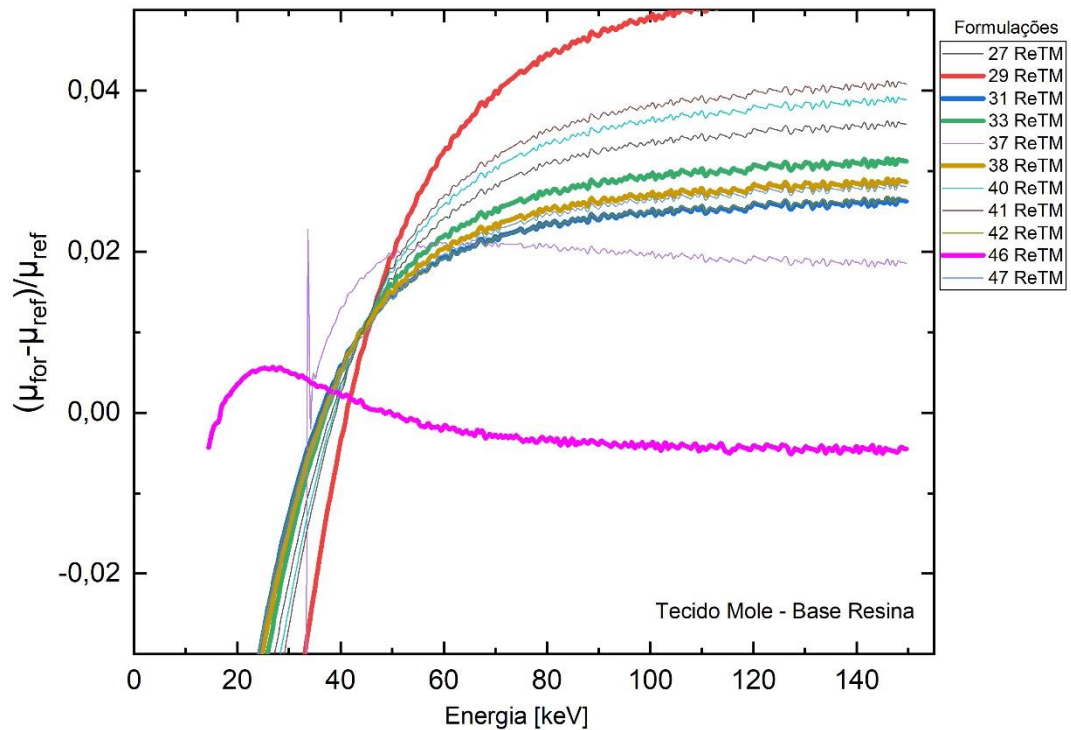
Figura 4-9 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear do material de referência (água) com formulações utilizando base de resina epóxi candidatas a objetos simuladores de água.



Fonte: autor da tese.

Para os materiais simuladores de tecido mole foi utilizado o “*Soft Tissue*” como composição de referência, foram escolhidas as formulações 29ReTM, 31ReTM, 33ReTM, 38ReTM e 46ReTM utilizando o termofixo resina epóxi de base, relevantes para produção de protótipos apresentando diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência apresentadas na Figura 4-10.

Figura 4-10 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear do material de referência (tecido mole) com formulações utilizando base de resina epóxi candidatas a objetos simuladores de tecido mole.



Fonte: autor da tese.

Com as formulações indicadas na Figura 4-10 e com o parâmetro qui-quadrado reduzido ($0 < \chi^2_{\text{red}} < 1$), a aplicação do software Auto-Zeff foi um outro parâmetro utilizado na eleição de formulações radiologicamente equivalentes ao tecido mole relevantes para produção (Tabela 4-28). Para o cálculo da diferença relativa média entre o número atômico efetivo da formulação desenvolvida com o material de referência, tecido mole (\bar{D} Auto-Zeff), o intervalo de energia adotado foi entre 40 e 100keV.

Igualmente como na Figura 4-9 e Figura 4-10 apresentam um resultado expressivo da presença do ácido na formulação 46 ReTM estimada aplicando o método de Mariano & Costa.

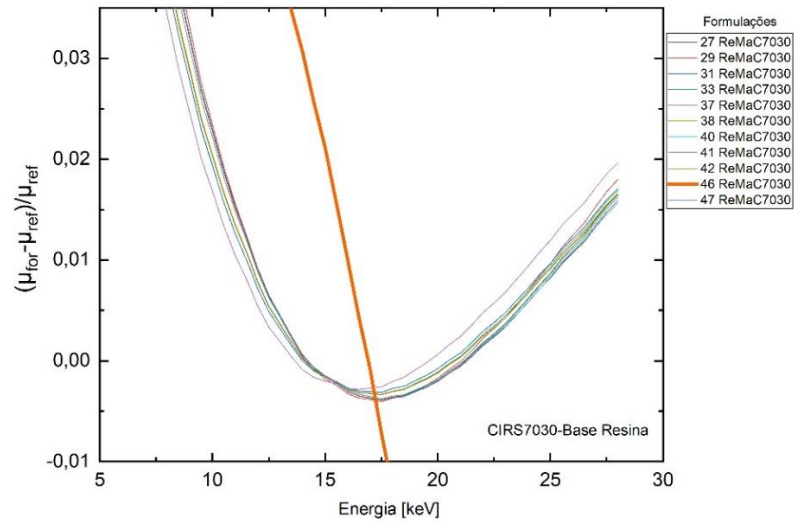
Tabela 4-28 - Formulações para futura produção de protótipos utilizando base de resina epóxi com equivalência a tecido mole, χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa.

Identificação	Formulações	χ^2	Zef
27 ReTM	93% C ₂ H ₃ O + 7% H ₃ PO ₃	0,046	7,52
29 ReTM	94% C ₂ H ₃ O + 6% MgO	0,114	6,95
31 ReTM	98% C ₂ H ₃ O + 2% TiO ₂	0,027	7,60
33 ReTM	97% C ₂ H ₃ O + 3% CaCO ₃	0,037	7,73
37 ReTM	99% C ₂ H ₃ O + 1% KI	0,295	8,98
38 ReTM	97% C ₂ H ₃ O + 3% CaF ₂	0,312	7,56
40 ReTM	94% C ₂ H ₃ O + 6% P ₂ O ₅	0,055	7,94
41 ReTM	94% C ₂ H ₃ O + 6% P ₄ O ₁₀	0,062	8,64
42 ReTM	98% C ₂ H ₃ O + 2% CaO	0,026	7,34
46 ReTM	98% C ₂ H ₃ O + 1% P ₂ O ₅ +1%NaCl	0,028	10,06
47 ReTM	97% C ₂ H ₃ O + 3% NaCl	0,028	7,38

*ReTM= base de resina epóxi com equivalência a tecido mole- 4ª. etapa fluxograma.

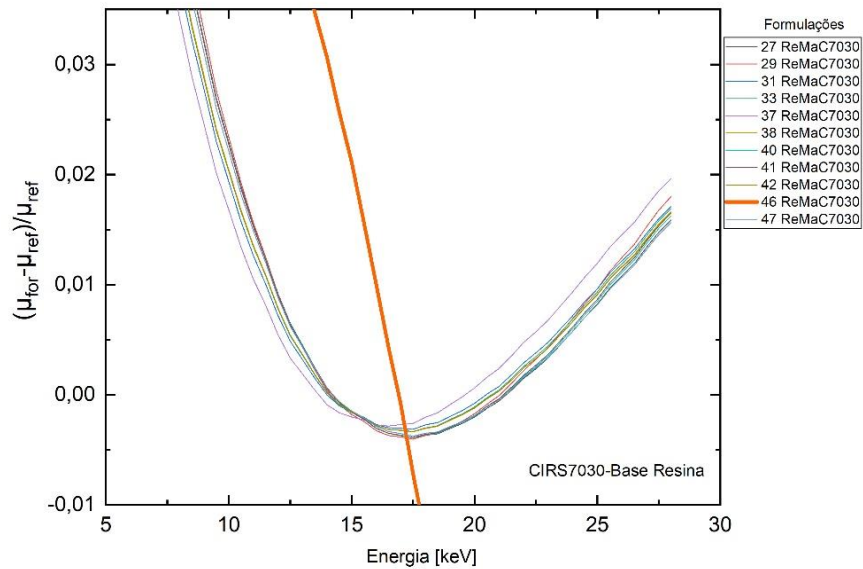
Para os materiais simuladores de tecido mamário foram utilizados os materiais CIRS7030 e Hammerstein7030 como composição de referência, foram escolhidas as formulações indicadas na Figura 4-11 e Figura 4-12 utilizando o termofixo resina epóxi de base e aditivos, relevantes para produção de protótipos apresentando diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência.

Figura 4-11 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de resina epóxi candidatas a objetos simuladores de tecido mamário com o material de referência (CIRS7030).



Fonte: autor da tese.

Figura 4-12 - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações utilizando base de resina epóxi candidatas a objetos simuladores de tecido mamário com o material de referência (H7030).



Fonte: autor da tese.

Com as formulações indicadas na Figura 4-11 e Figura 4-12 seus respectivos valores de χ^2 e Z_{ef} calculados aplicando o método de Mariano & Costa são apresentados na Tabela 4-29. Em destaque as curvas das formulações que contém ácidos 46ReC7030 e

46ReH7030 na Figura 4-11 e Figura 4-12 para um comportamento bem diferente das demais estimada aplicando o método de Mariano & Costa.

Tabela 4-29 - Formulações escolhidas para futura produção de protótipos utilizando base de resina epóxi com equivalência a tecido mamário (simuladores CIRS7030 e Hammer7030), χ^2 e número atômico efetivo aplicando o método de Mariano & Costa.

Identificação	CIRS7030 Formulações	χ^2	Zef	Hammer7030 Formulações	χ^2	Zef
27 Re	98% C ₂ H ₃ O + 2% H ₃ PO ₃	0,020	6,82	98% C ₂ H ₃ O + 2% H ₃ PO ₃	0,033	6,88
29 Re	98% C ₂ H ₃ O + 2% MgO	0,021	6,71	97% C ₂ H ₃ O + 3% MgO	0,003	6,73
31 Re	99% C ₂ H ₃ O + 1% TiO ₂	0,014	6,83	99% C ₂ H ₃ O + 1% TiO ₂	0,044	6,88
33 Re	99% C ₂ H ₃ O + 1% CaCO ₃	0,016	6,87	99% C ₂ H ₃ O + 1% CaCO ₃	0,041	6,94
37 Re	99% C ₂ H ₃ O + 1% KI	0,011	9,03	99% C ₂ H ₃ O + 1% KI	0,057	9,47
38 Re	97% C ₂ H ₃ O + 3% CaF ₂	0,016	6,82	97% C ₂ H ₃ O + 3% CaF ₂	0,040	6,87
40 Re	98% C ₂ H ₃ O + 2% P ₂ O ₅	0,020	6,96	98% C ₂ H ₃ O + 2% P ₂ O ₅	0,033	7,05
41 Re	98% C ₂ H ₃ O + 2% P ₄ O ₁₀	0,020	7,26	94% C ₂ H ₃ O + 6% P ₄ O ₁₀	0,034	7,40
42 Re	99% C ₂ H ₃ O + 1% CaO	0,016	6,76	99% C ₂ H ₃ O + 1% CaO	0,040	6,80
46 Re	97% C ₂ H ₃ O + 2% P ₂ O ₅ +1%NaCl	0,019	10,10	98% C ₂ H ₃ O + 1% P ₂ O ₅ +1%NaCl	0,02	10,40
47 Re	99% C ₂ H ₃ O + 1% NaCl	0,019	6,77	99% C ₂ H ₃ O + 1% NaCl	0,034	6,81

*Re= base de resina epóxi - 4ª. etapa fluxograma.

4.2 Produção de Protótipos

Para a produção dos protótipos utilizando as formulações de materiais radiologicamente equivalentes a tecido resultantes da execução dos métodos de Hermann e Mariano & Costa, foram escolhidos matérias-primas (base) e aditivos em função da facilidade de aquisição, viabilidade econômica, disponibilidade fabril e, principalmente, da propensão de incorporação dos aditivos à matéria-prima (base).

4.2.1 Protótipos utilizando processo industrial de extrusão à quente aplicando o método de Hermann

Dentre todos os protótipos produzidos utilizando o método de extrusão à quente, utilizando as quinze formulações desenvolvidas aplicando o método de Hermann, (Tabela 4-1), alguns foram descartados devido aos seguintes motivos: grande deformidade,

queima, formação de bolhas, completa má homogeneização do material dentro do cilindro devido à diminuição na temperatura das resistências na tentativa de diminuição da queima, ajustes no processo durante a extrusão, entre outros.

Na tentativa de melhoria da homogeneização e conformação das peças, o processo foi repetido com apenas duas formulações preparadas 4i e 12i apresentadas na Tabela 4-1. A forma de escolha dentre as quinze anteriores produzidas foi matéria- prima suficiente disponível, aquelas que apresentaram melhor homogeneidade, menor deformação e alteração de cor. Os protótipos obtidos utilizando as duas formulações produzidas novamente são apresentados na Figura 4-13.

Figura 4-13 - Protótipos obtidos pelo processo industrial de extrusão à quente com 1cm de espessura e 12cm de diâmetro.



Fonte: autor da tese.

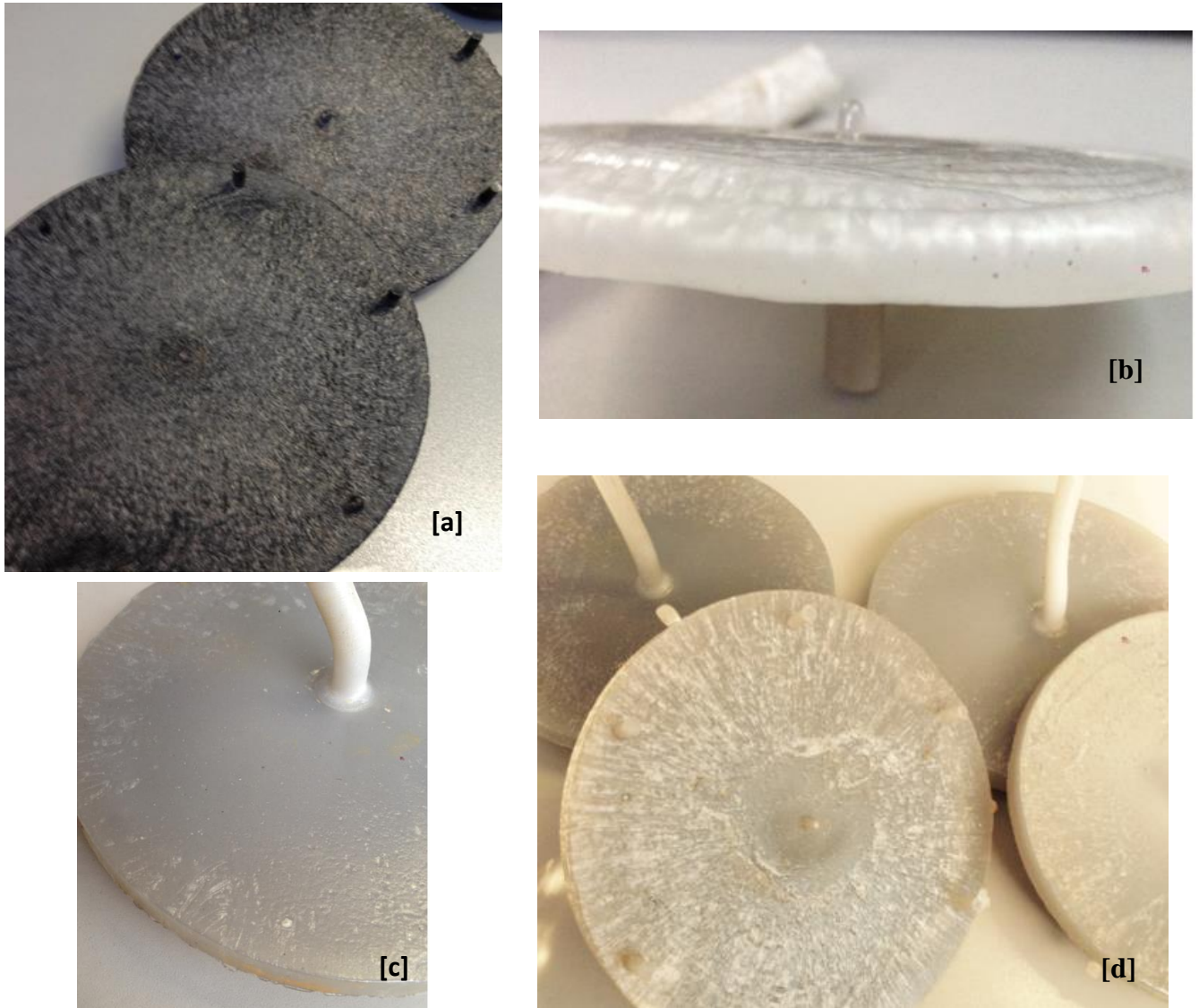
4.2.2 Protótipos utilizando processo industrial de extrusão à quente aplicando o método de Mariano & Costa

Durante a busca de parcerias para a produção dos protótipos em escala industrial, assim como durante o processo de validação do método de Mariano & Costa e após sua acreditação, vários outros protótipos foram produzidos utilizando o método de extrusão à quente e, alguns de seus defeitos, são apresentados na Figura 4-14.

Os defeitos são bem visíveis, onde nos quadros [a] claramente se observa a queima e bolhas no material; no [b] total deformidade; no [c] na parte central a peça estava em boas

condições mas as laterais apresentaram bolhas; no quadro [d] má dispersão do aditivo utilizado depositado em uma das superfícies do molde e bolhas.

Figura 4-14 - Protótipos produzidos [a], [b], [c], e [d] com o processo industrial de extrusão à quente com defeito.



Fonte: autor da tese.

4.2.3 Protótipos utilizando processo laboratorial com resina epóxi aplicando o método de Mariano & Costa

Com o método de Mariano & Costa nesta etapa já validado, o obstáculo de se produzir os protótipos em escala industrial de forma adequada ainda persistia, por esta razão, para continuidade do trabalho, houve a troca de material base, que não foi aleatória, e sim

por resultados computacionais (teóricos), buscando um termofixo dentre os estudados como base Nordel™, silicone (Tabela 3-4) e as resinas (Tabela 3-6) disponíveis comercialmente e viáveis comercialmente.

O Nordel™ monômero de etileno-propileno-dieno (EPDM) foi uma matéria-prima estudada, porém não encontrada qualquer formulação de equivalência para ela como material base.

A troca do termoplástico (polipropileno), material que até o presente momento foi utilizado como base, para o termofixo (resina epóxi) foi em função da dificuldade de produção industrial.

Desta forma, com menores restrições, foi possível a produção em laboratório dos protótipos feitos com resina epóxi e aditivos mostrados na Figura 4-15 e Anexo III.

Figura 4-15 - Protótipos 29ReH₂O, 31ReH₂O, 33ReH₂O e 38ReH₂O produzidos aplicando o método de Mariano & Costa pelo processo laboratorial, utilizando resina epóxi.



Fonte: autor da tese.

4.2.4 Protótipos utilizando processo industrial de moldagem por injeção aplicando o método de Mariano & Costa

Consolidada a parceria com a indústria Bevi Plastic Artefatos Plásticos Ltda. a qual possui máquinas injetoras específicas para a produção de peças e molde próprio, que a princípio foi suficiente para o trabalho em questão, foi possível produzir peças homogêneas, com bom acabamento e qualidade de um produto final, comercializável.

Nesta quinta etapa, duas formulações com base em polipropileno, 17PpBR e 21PpBR foram eleitas, minuciosamente avaliadas, utilizando todos os critérios teóricos e práticas anteriores, para a produção em injetora com molde da empresa parceira e estão ilustrados na Figura 4-16.

Figura 4-16 - Protótipos 17PpBR e 21PpBr produzidos com base de polipropileno e aditivos pelo processo industrial com moldagem por injeção.



Fonte: autor da tese.

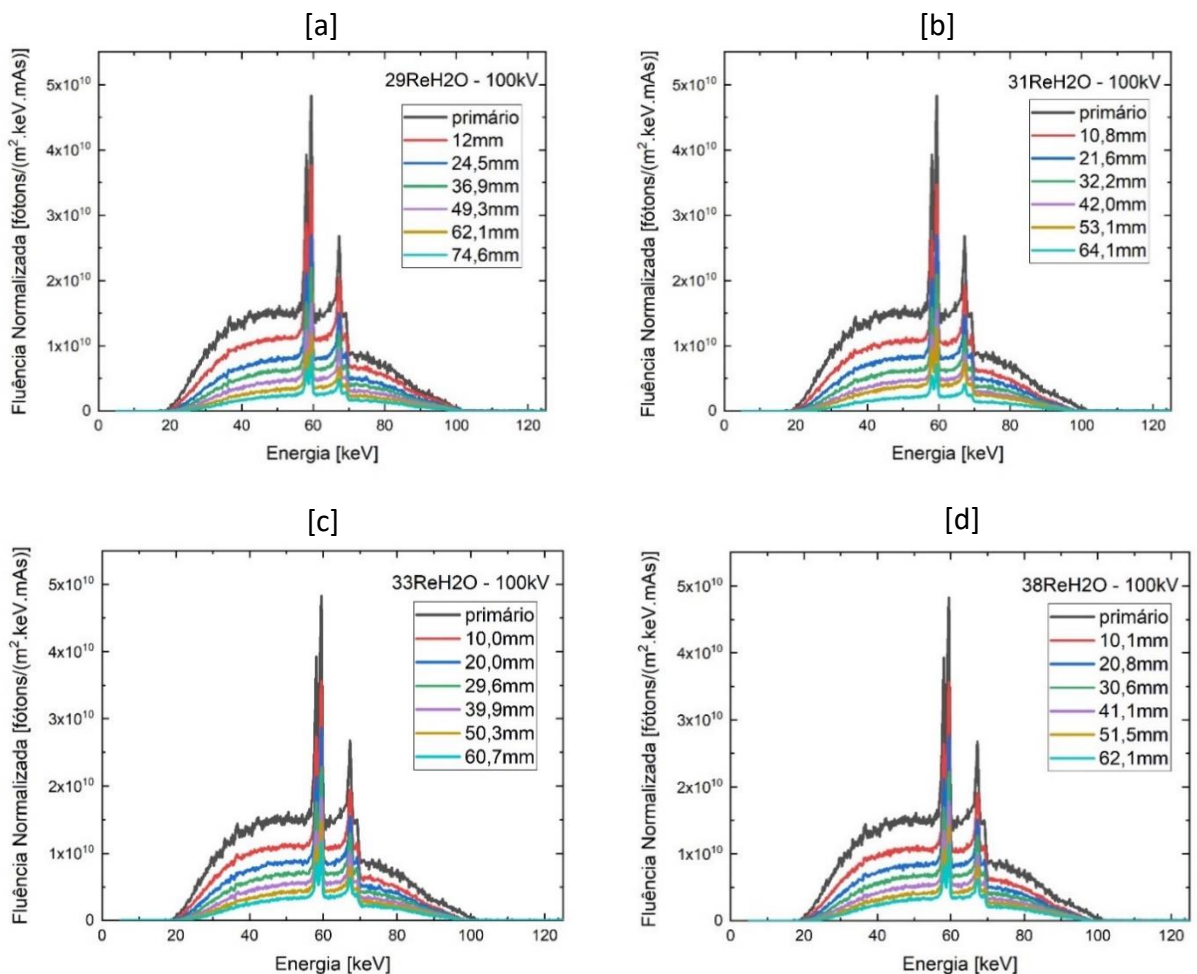
4.3 Resultados dos testes de desempenho

4.3.1 Determinação dos espectros primários e transmitidos com o arranjo experimental do sistema de raios X - Fase II

Com o arranjo experimental II do sistema de raios X foram efetuadas medições dos espectros primário e transmitidos nas diferentes espessuras dos protótipos produzidos nas tensões de 60, 80, 100 e 120 kV.

Os espectros foram corrigidos pelo software Spectra_CdTe compilado e são apresentados na Figura 4-17 para os resultados obtidos para tensão de 100kV onde [a] representa o protótipo 29ReH₂O, [b] o 31ReH₂O, [c] o 33ReH₂O e [d] o 38ReH₂O.

Figura 4-17 - Espectros de raios X primário e transmitido nas diferentes espessuras dos protótipos 29ReH₂O, 31ReH₂O, 33ReH₂O e 38ReH₂O produzidos avaliados na tensão de 100 kV.

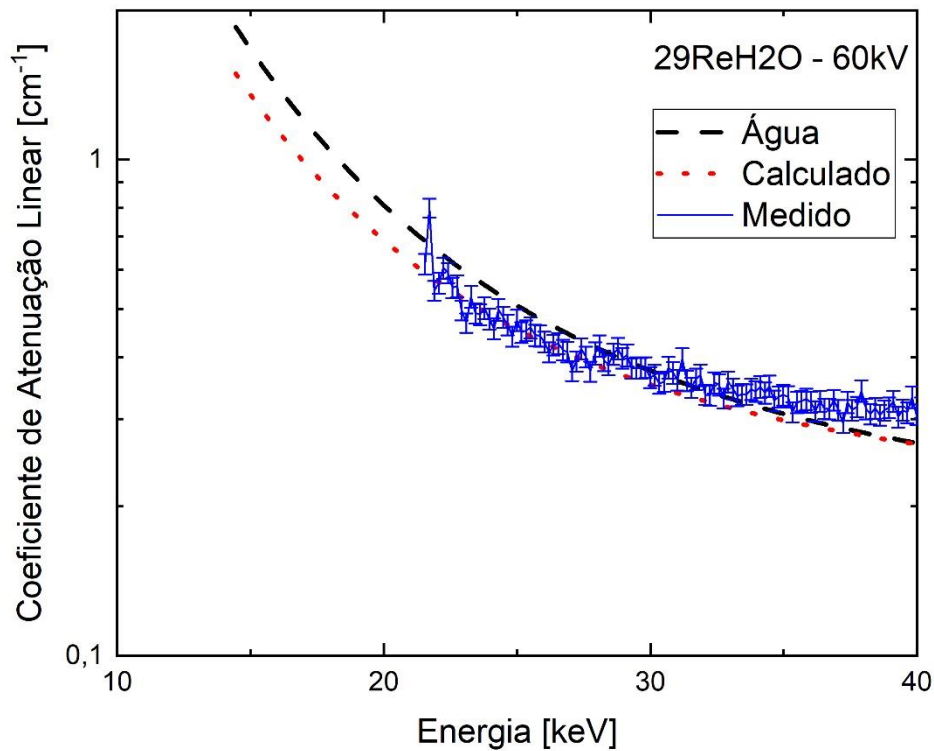


Fonte: autor da tese.

A Figura 4-18 e Figura 4-19 apresentam os resultados da aplicação da equação (2.15) utilizando o correspondente conjunto de espectros transmitidos através das placas dos protótipos $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ com as espessuras de 12 à 74,6mm, assim como traça o coeficiente de atenuação linear da água e o calculado da formulação $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa, que adota a base de dados do NIST (Berger *et al.*, 2010), para as tensões de 60 e 100 kV.

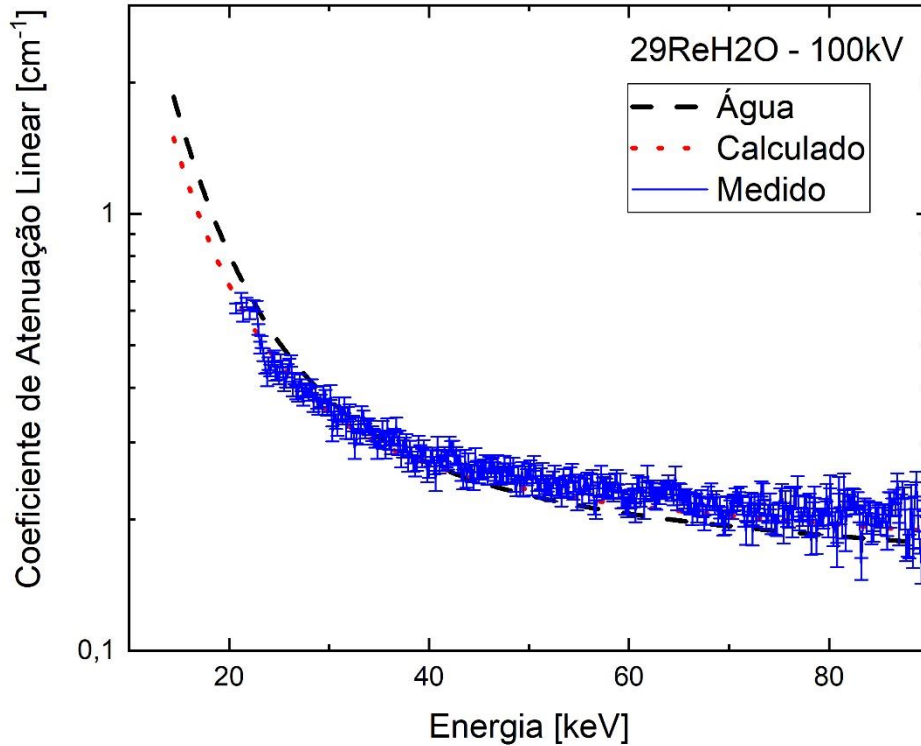
Para o protótipo $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ houve erro na aquisição dos dados para as tensões de 80 e 120kV e por esta razão não estão apresentados.

Figura 4-18 – Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ obtido na tensão de 60kV com espessuras de 12 à 74,6mm. Coeficiente de atenuação linear da água e do calculado da formulação $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

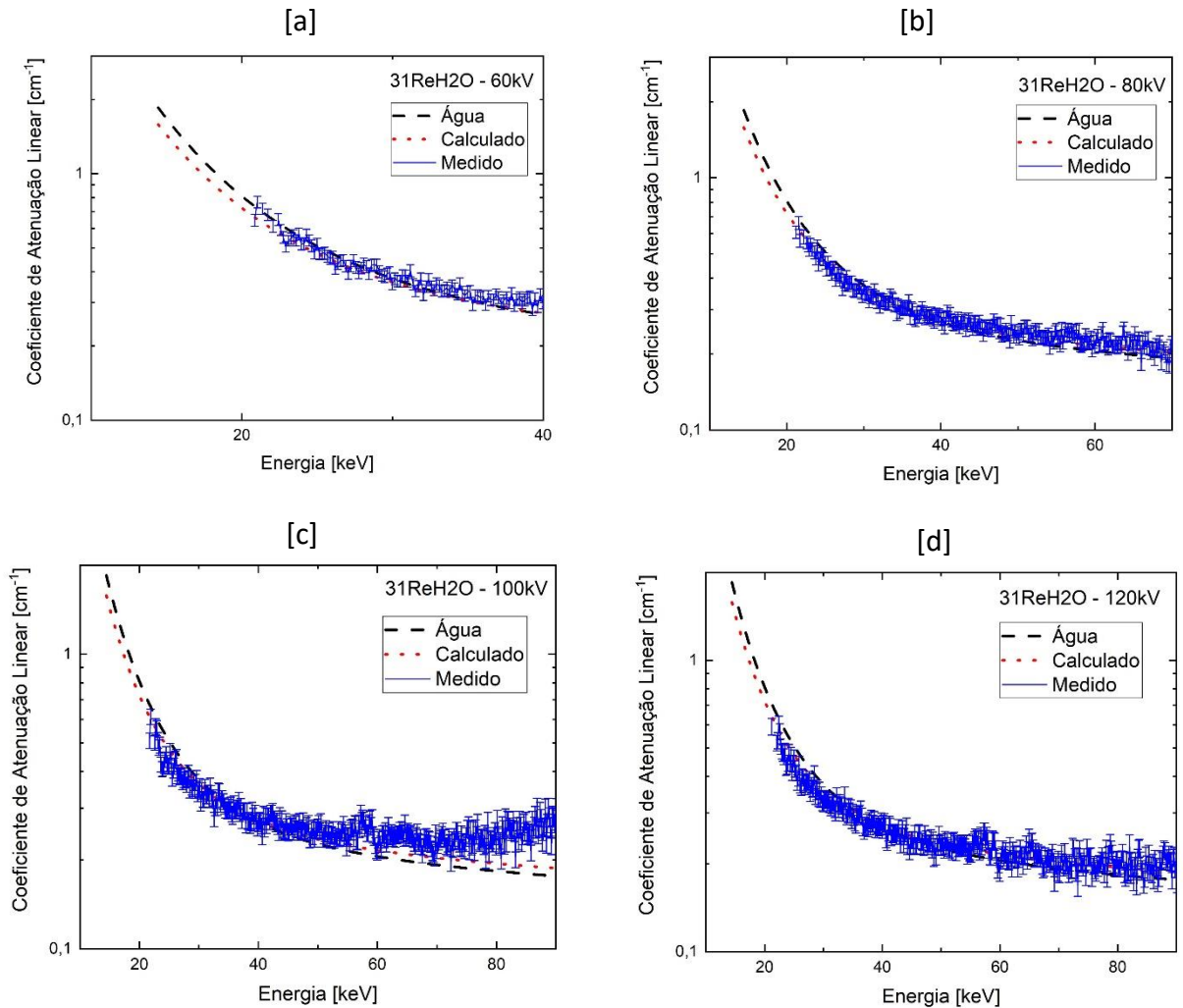
Figura 4-19 – Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ obtido na tensão de 100kV com espessuras de 12 à 74,6mm. Coeficiente de atenuação linear da água e do calculado da formulação $^{29}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

A Figura 4-20 [a], [b], [c] e [d] apresenta os resultados da aplicação da equação (2.15) utilizando o correspondente conjunto de espectros transmitidos através das placas dos protótipos $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ com as espessuras de 10,8 à 64,1mm, assim como traça o coeficiente de atenuação linear da água e o calculado da formulação $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa que adota a base de dados do NIST para as tensões de 60, 80, 100 e 120 kV, respectivamente.

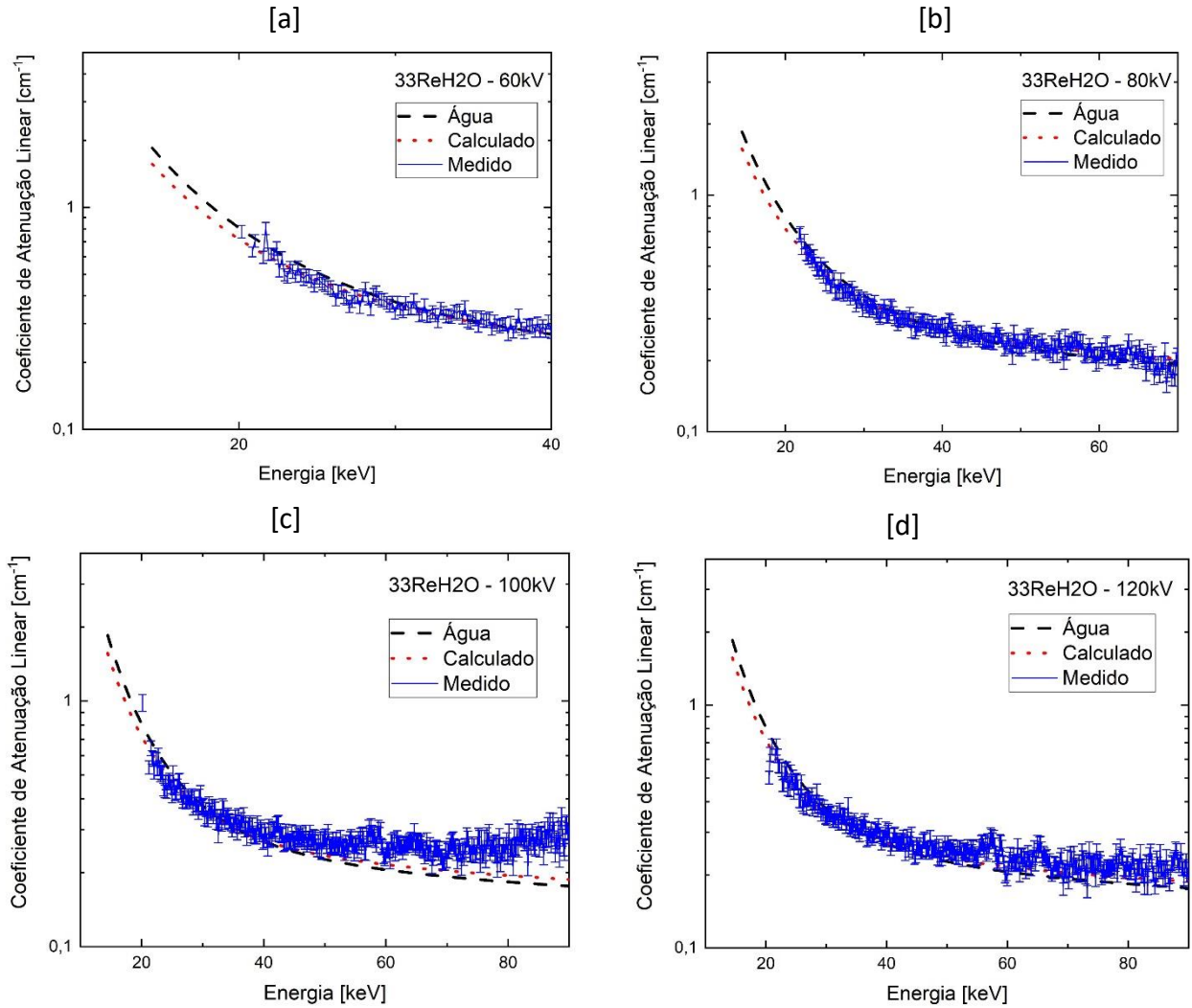
Figura 4-20 – Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ obtido nas tensões de [a] 60kV, [b] 100kV, [c] 100kV e [d] 120kV com espessuras de 10,8 à 64,1mm. Coeficiente de atenuação linear da água e do calculado da formulação $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

A Figura 4-21[a], [b], [c] e [d] apresenta os resultados da aplicação da equação (2.15) utilizando o correspondente conjunto de espectros transmitidos através das placas dos protótipos $^{33}\text{ReH}_2\text{O}$ com as espessuras de 10 à 60,7mm, assim como traça o coeficiente de atenuação linear da água e o calculado da formulação $^{33}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa que adota a base de dados do NIST para as tensões de 60, 80, 100 e 120 kV, respectivamente.

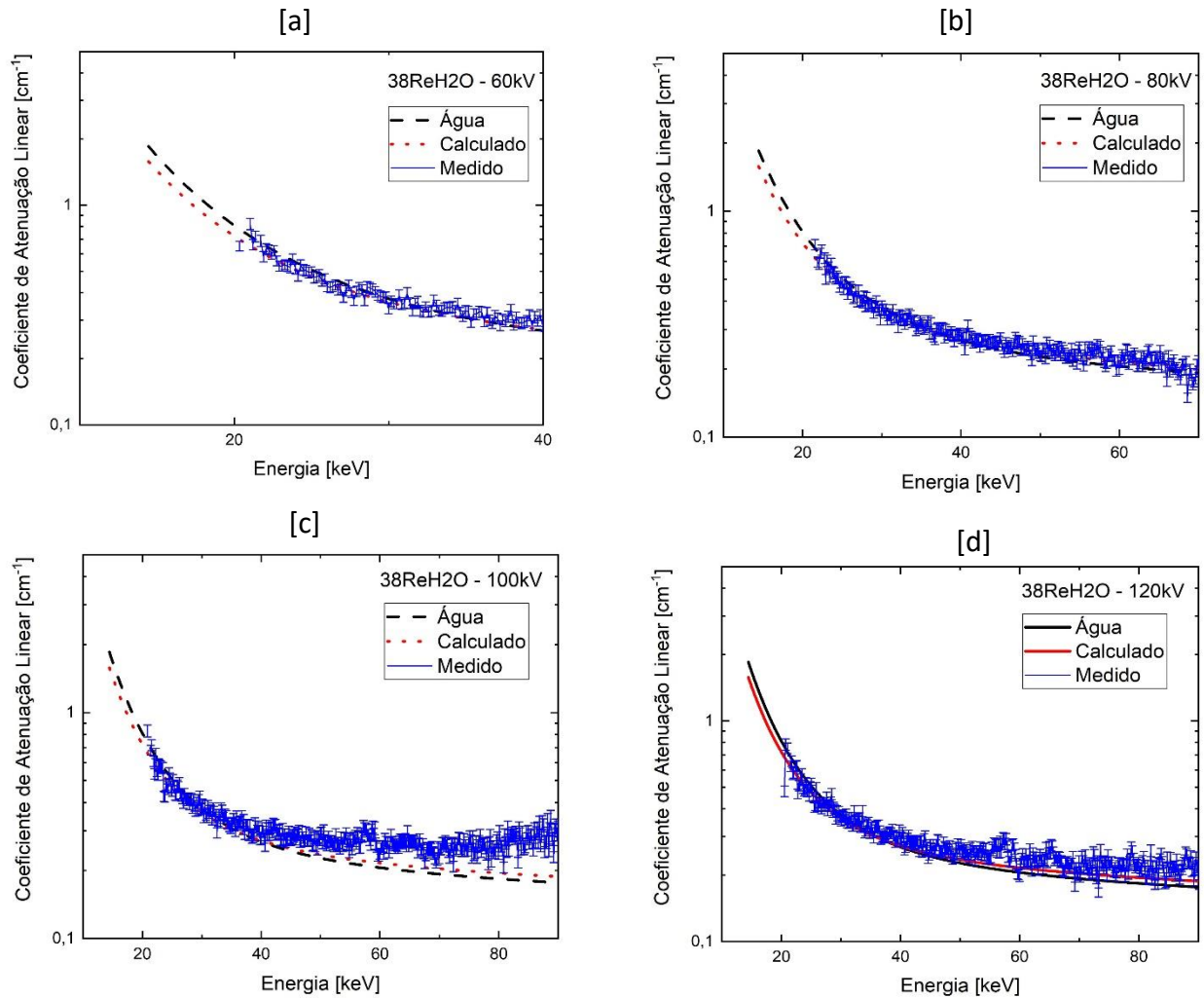
Figura 4-21 - Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ obtido nas tensões de [a] 60kV, [b] 100kV, [c] 100kV e [d] 120kV com espessuras de 10 à 60,7mm. Coeficiente de atenuação linear da água e do calculado da formulação $^{31}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

A Figura 4-22[a], [b], [c] e [d] apresenta os resultados da aplicação da equação (2.15) utilizando o correspondente conjunto de espectros transmitidos através das placas dos protótipos $^{38}\text{ReH}_2\text{O}$ com as espessuras de 10,1 à 62,1mm, assim como traça o coeficiente de atenuação linear da água e o calculado da formulação $^{38}\text{ReH}_2\text{O}$ aplicando o método de Mariano & Costa que adota a base de dados do NIST para as tensões de 60, 80, 100 e 120 kV, respectivamente.

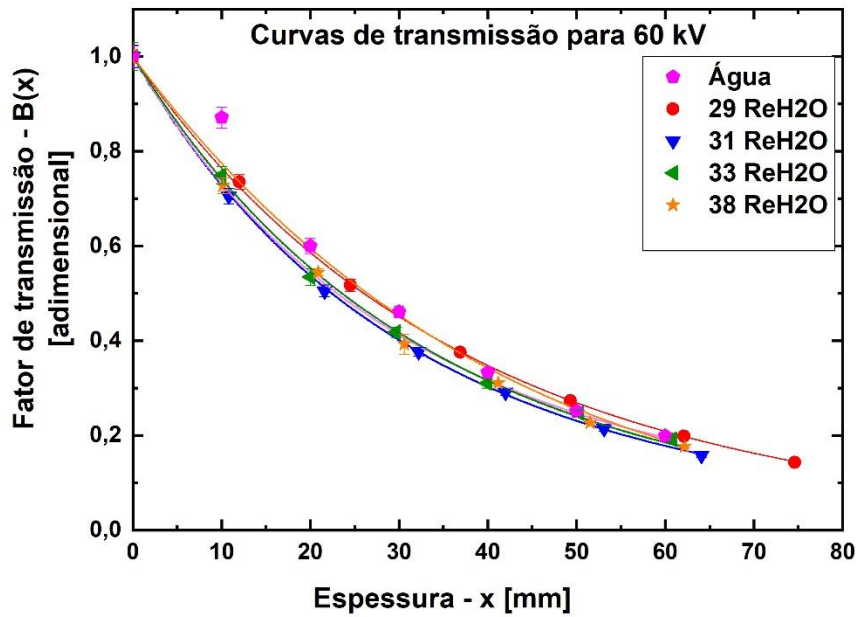
Figura 4-22 - Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo 38ReH₂O obtido nas tensões de [a] 60kV, [b] 100kV, [c] 100kV e [d] 120kV com espessuras de 10,1 à 62,1mm. Coeficiente de atenuação linear da água e do calculado da formulação 38ReH₂O aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

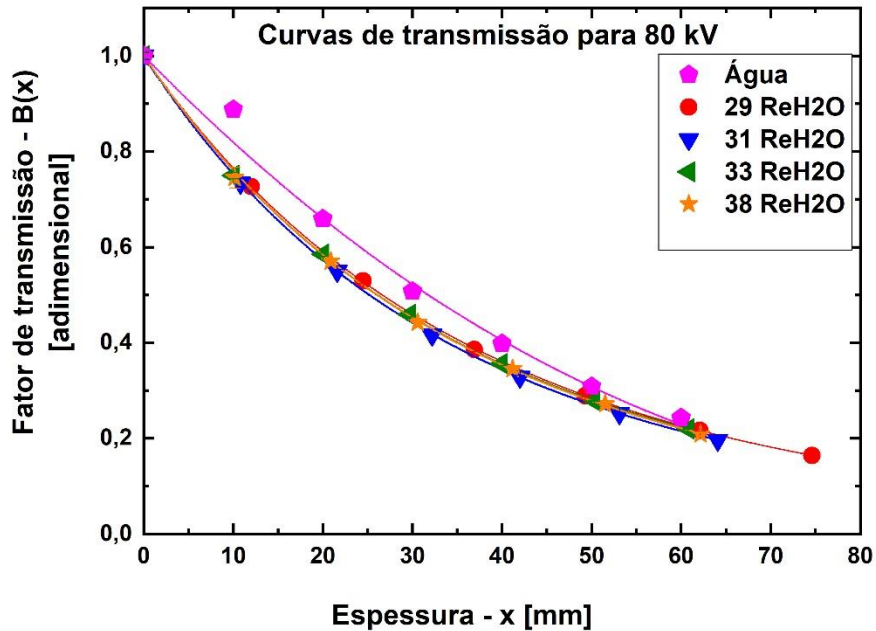
As curvas de transmissão obtidas para quatro protótipos com base de resina epóxi e aditivos com equivalência à água, são apresentadas na Figura 4-23, Figura 4-24, Figura 4-25 e Figura 4-26. Todos os pontos apresentam incertezas, mas estas são menores que os pontos, e, portanto, não estão visíveis.

Figura 4-23 - Curvas de transmissão para água e protótipos produzidos em laboratório utilizando resina epóxi de base com equivalência à água na tensão de 60kV.



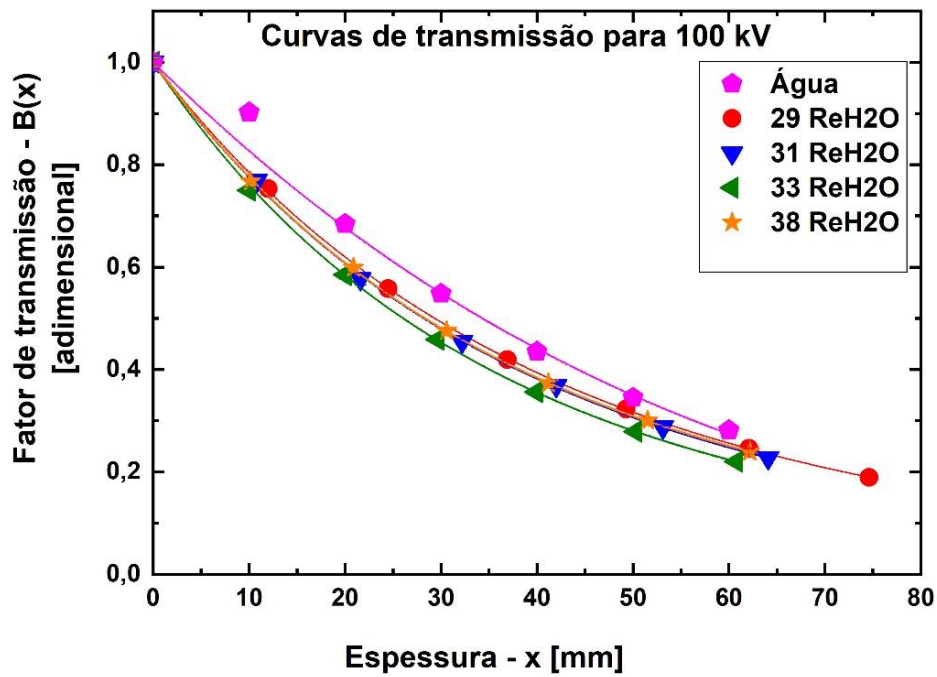
Fonte: Nascimento, 2019.

Figura 4-24 - Curvas de transmissão para água e protótipos produzidos em laboratório utilizando resina epóxi de base com equivalência à água na tensão de 80kV.



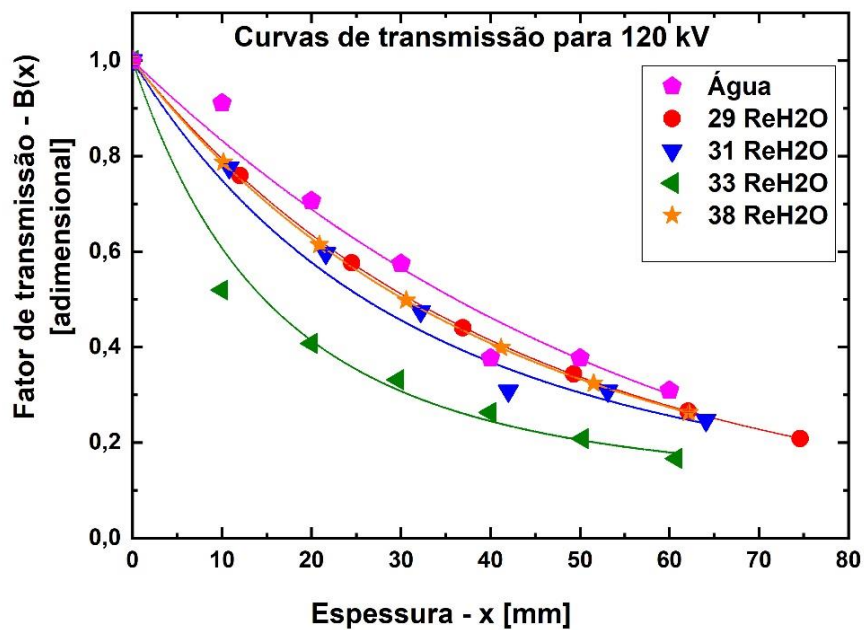
Fonte: Nascimento, 2019.

Figura 4-25 - Curvas de transmissão para água e protótipos produzidos em laboratório utilizando resina epóxi de base com equivalência à água na tensão de 100kV.



Fonte: Nascimento, 2019.

Figura 4-26 - Curvas de transmissão para água e protótipos produzidos em laboratório utilizando resina epóxi de base com equivalência à água na tensão de 120kV.



Fonte: Nascimento, 2019.

As curvas de transmissão apresentadas na Figura 4-25 foram analisadas para a determinação de espessuras equivalentes entre os protótipos e a água para diferentes fatores de transmissão da radiação. Os valores obtidos para a tensão de 100 kV estão apresentados como exemplo na Tabela 4-30.

Tabela 4-30 - Equivalências no fator de transmissão entre as espessuras dos protótipos e a água para a tensão de 100 kV.

Fator de Transmissão	Espessura (mm)				
	Água	29ReH ₂ O	31ReH ₂ O	33ReH ₂ O	38ReH ₂ O
0,4	44,0	39,0	37,7	35,0	38,0
0,5	34,5	29,3	28,1	26,1	28,5
0,6	25,8	21,4	20,5	18,9	20,5
0,8	11,7	9,2	8,8	8,1	8,8

Para as espessuras, no exemplo da tensão de 100 kV, apresentadas na Tabela 4-30 a do protótipo 29ReH₂O é a que mais se aproxima da espessura da água, comportamento observado em todas as tensões aplicadas.

Com as tensões mais altas (100 kV e 120 kV) a espessura do protótipo 33ReH₂O se mostrou a mais distante da água e para tensões mais baixas (60 kV e 80 kV) a que mais diferiu foi o protótipo 31ReH₂O.

Pode ser notado também que todos os protótipos têm densidades maiores que a densidade da água e, portanto, é sempre necessária uma espessura menor do protótipo do que da água para representar um mesmo fator de transmissão.

A Figura 4-27 e Figura 4-28 apresentam os resultados da aplicação da equação (2.15) utilizando o correspondente conjunto de espectros transmitidos através das placas dos protótipos 17PpBR com espessura de 12,5 à 68,4 mm e 21PpBR com espessura de 12,4 à 59,0mm, assim como traça o coeficiente de atenuação linear do BR12 e o calculado das formulações 17PpBR e 21PpBR aplicando o método de Mariano & Costa que adota a base de dados do NIST para a tensão de 45 kV.

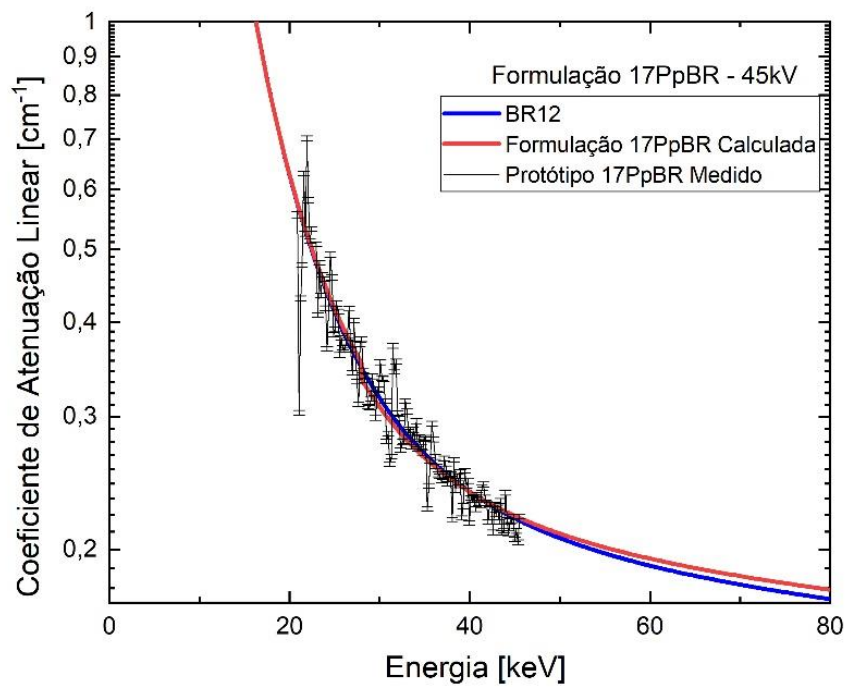
O desenvolvimento das formulações aplicando o método de Mariano & Costa, utilizando base polimérica e aditivos, como mostrado na Figura 4-16 demonstra que é possível obter um material factível, com bom acabamento.

Na Figura 4-27 pode ser notado que o material 17PpBR produzido tem boa

aproximação entre os dados teóricos e calculados, em termos numéricos, apresentando um coeficiente de atenuação linear médio de 15% um pouco distante do objetivo e requerido pelo ICRU Report 44.

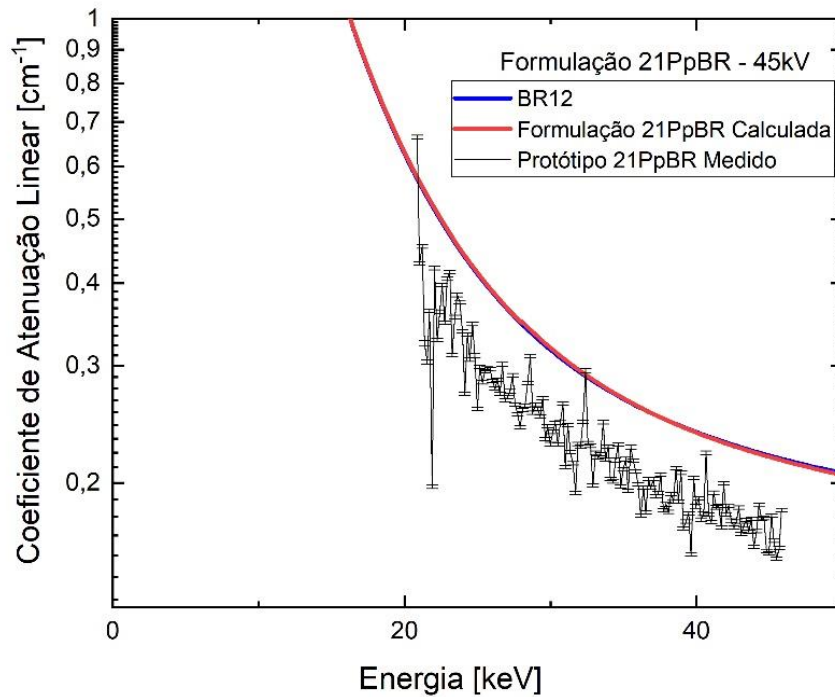
Outras formulações estão sendo estudadas para serem produzidas, assim como melhorias no processo de produção estão em discussão para que esta porcentagem diminua consideravelmente a níveis aceitáveis.

Figura 4-27 - Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo 17PpBR obtido na tensão de 45kV com espessura de 12,5 a 68,4mm. Coeficiente de atenuação linear para o BR12 e o calculado da formulação 17PpBR aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

Figura 4-28 - Coeficiente de atenuação linear médio (equação 2.15) para os espectros transmitidos, para o protótipo 21PpBR obtido na tensão de 45kV com espessura de 12,4 à 59,0mm. Coeficiente de atenuação linear para o BR12 e o calculado da formulação 21PpBR aplicando o método de Mariano & Costa.



Fonte: autor da tese.

Todo este empenho se justifica devido à viabilidade econômica destes materiais, o que facilitaria sua aquisição pela comunidade de radiodiagnóstico como um todo.

Os protótipos 29ReH₂O, 31ReH₂O, 33ReH₂O e o 38ReH₂O foram submetidos a uma tomografia computadorizada de dupla energia (Figura 4-29) e os coeficientes de atenuação linear determinados a partir das imagens adquiridas (Sirico *et al.*, 2019).

Figura 4-29 - Blocos de protótipos 29ReH₂O, 31ReH₂O, 33ReH₂O e o 38ReH₂O posicionados no suporte (identificados do fundo para frente na ordem citada respectivamente) de paciente de um equipamento de tomografia computadorizada de dupla energia.

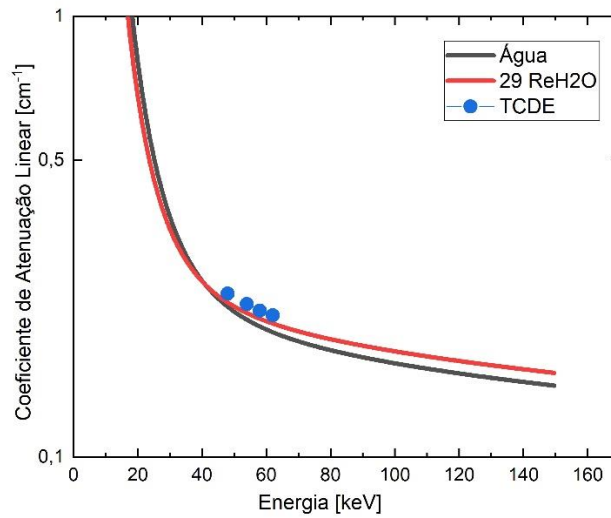


Fonte: foto cedida por Denise Yanikian Nersisian.

Os resultados obtidos foram comparados com o coeficiente de atenuação linear da água (Berger *et al.*, 2010) e o coeficiente de atenuação linear da respectiva formulação determinada aplicando o método de Mariano & Costa apresentados na Figura 4-30, Figura 4-31, Figura 4-32 e Figura 4-33.

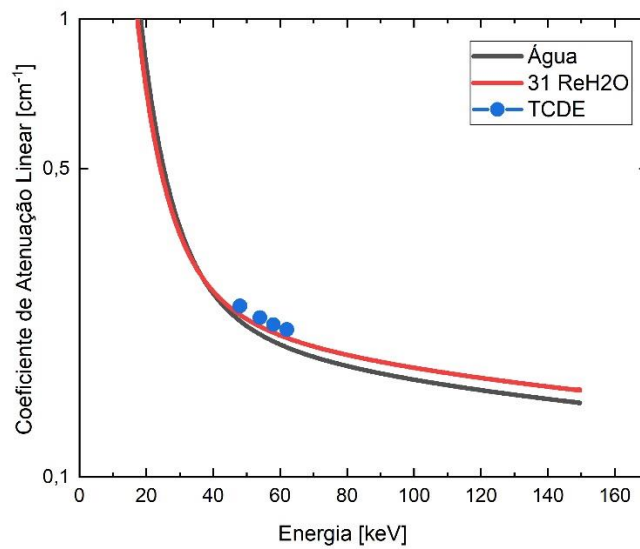
Os pontos dos coeficientes de atenuação linear dos protótipos foram calculados a partir do número dos números HU (*hounsfield units*) médios das imagens tomográficas, comparados com os previstos aplicando o método de Mariano & Costa e com os coeficientes de atenuação linear da água, foram encontrados valores de diferenças percentuais relativas estão entre 1 e 2 % para os coeficientes previstos e 4 a 7 % para os da água.

Figura 4-30 - Coeficiente de atenuação linear da água (NIST ,1998), coeficiente de atenuação linear da formulação 29ReH₂O determinado aplicando o método de Mariano & Costa, coeficientes de atenuação linear determinados a partir de imagens do protótipo 29ReH₂O utilizando um equipamento de tomografia de dupla energia (TCDE).



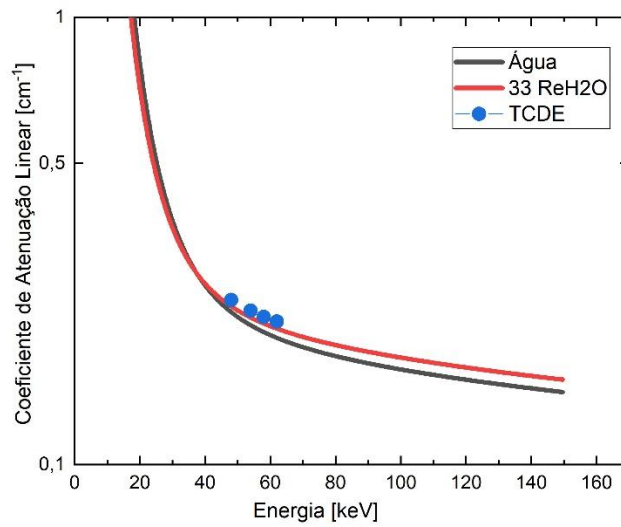
Fonte: Sirico, 2019.

Figura 4-31 - Coeficiente de atenuação linear da água (NIST, 1998), coeficiente de atenuação linear da formulação 31ReH₂O determinado aplicando o método de Mariano & Costa, coeficientes de atenuação linear determinados a partir de imagens do protótipo 31ReH₂O utilizando um equipamento de tomografia de dupla energia (TCDE).



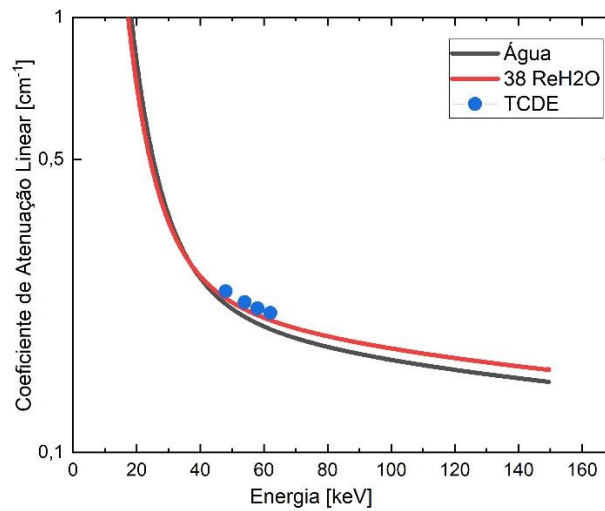
Fonte: Sirico, 2019.

Figura 4-32 - Coeficiente de atenuação linear da água (NIST, 1998), coeficiente de atenuação linear da formulação $^{33}\text{ReH}_2\text{O}$ determinado aplicando o método de Mariano & Costa, coeficientes de atenuação linear determinados a partir de imagens do protótipo $^{33}\text{ReH}_2\text{O}$ utilizando um equipamento de tomografia de dupla energia (TCDE).



Fonte: Sirico, 2019.

Figura 4-33 - Coeficiente de atenuação linear da água (NIST, 1998), coeficiente de atenuação linear da formulação $^{38}\text{ReH}_2\text{O}$ determinado aplicando o método de Mariano & Costa, coeficientes de atenuação linear determinados a partir de imagens do protótipo $^{38}\text{ReH}_2\text{O}$ utilizando um equipamento de tomografia de dupla energia (TCDE).



Fonte: Sirico, 2019.

Os resultados apresentados podem ser alterados ligeiramente em função de variações das propriedades físicas e de fornecedores das matérias-primas utilizadas. Assim, estudos futuros incluindo cuidadosa análise de incertezas devem ser realizados observando as incertezas dos dados de entrada do algoritmo, das matérias-primas utilizadas e do método de produção.

4.4 Custo dos protótipos

O custo estimado do objeto simulador $29\text{ReH}_2\text{O}$ produzido neste trabalho foi calculado em comparação com os objetos simuladores disponíveis no mercado (com impostos, taxas, etc). Os valores referência do mês de Julho de 2019 estão relacionados e apresentados na Tabela 4-31.

Tabela 4-31 - Estimativa de custo dos protótipos produzidos e disponíveis no mercado.

Protótipo	Peça produzida	Empresa A	Empresa B
	R\$	R\$	R\$
29ReH ₂ O	592,88	4747,60	4910,00

*Referência USD 1,00= R\$3,76 (dólar médio Julho/2019).

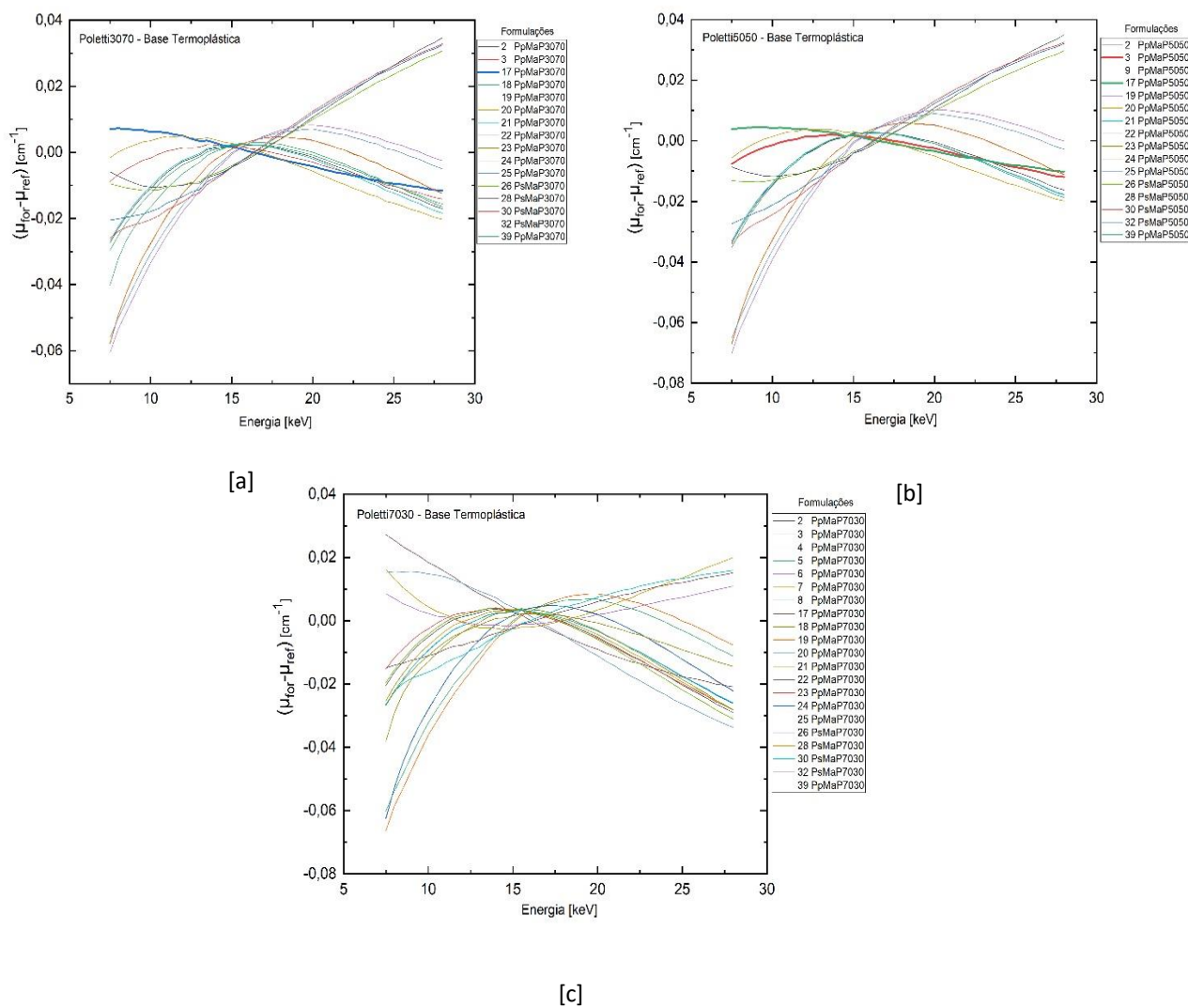
5 CONCLUSÕES

- ✓ Neste trabalho foram desenvolvidas formulações que apresentaram equivalência a tecidos humanos e à água no intervalo de energias de radiação utilizadas em diagnóstico por imagem.
- ✓ Foram produzidos protótipos com o objetivo de obter materiais radiologicamente equivalentes ao tecido humano e à água, baseados nos métodos de Hermann e de Mariano & Costa.
- ✓ As formulações desenvolvidas baseadas no Método de Hermann serviram de base para o desenvolvimento de novas formulações baseadas no método de Mariano & Costa.
- ✓ A evolução dos métodos proporcionou inúmeras rotinas computacionais de execução, adicionando ou excluindo aditivos, alterando o intervalo de energias e qualidade de feixe para todos os materiais de referência estudados.
- ✓ Com a aplicação do método de Mariano & Costa foram elaboradas formulações com até seis componentes, encontrando equivalência a algum dos materiais de referência utilizados.
- ✓ O desenvolvimento das formulações aplicando o método de Mariano & Costa utilizando base termoplástica, como mostrado na Figura 4-16, demonstra que é possível obter um material factível e com bom acabamento.
- ✓ O conhecimento adquirido nas produções dos primeiros protótipos possibilitou a detecção de pequenas falhas e ações corretivas tais como: diminuição da porosidade, melhor homogeneização e dispersão dos aditivos, acabamento plano e liso sem bolhas aparentes, estabilidade na espessura.
- ✓ A robustez do método de Mariano & Costa permite diferenciar formulações boas das ruins, como na análise da formulação 29ReTM em destaque na Figura 4-10 como sendo a de “pior” resultado.
- ✓ A produção dos protótipos 17PpBR e 21PpBR equivalentes ao BR12 foram eleitas pela disponibilidade dos aditivos, embora as formulações 2BR e 39BR tenham apresentado menores porcentagens nos cálculos com AUTO-Zeff software.
- ✓ Não foram encontradas formulações que satisfizessem os parâmetros de análise utilizados para equivalência aos simuladores BR12, CIRS3070, CIRS5050, H3070, H5050 e W5050, com base de resina epóxi e aditivos
- ✓ As imagens obtidas por DECT dos protótipos demonstram que o coeficiente de atenuação linear é semelhante ao da água, nas tensões aplicadas, que valida como materiais radiologicamente equivalentes ao tecido nas energias estudadas.

ANEXO I – Formulações desenvolvidas com equivalência ao tecido mamário (Poletti *et al.*, 2004)

As formulações desenvolvidas com base termoplástica que apresentaram diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência Poletti3070, Poletti5050 e Poletti7030, são apresentadas na Figura AI [a], [b] e [c].

Figura AI - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações com base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário com o material de referência [a] Poletti3070, [b] Poletti5050 e [c] Poletti7030.

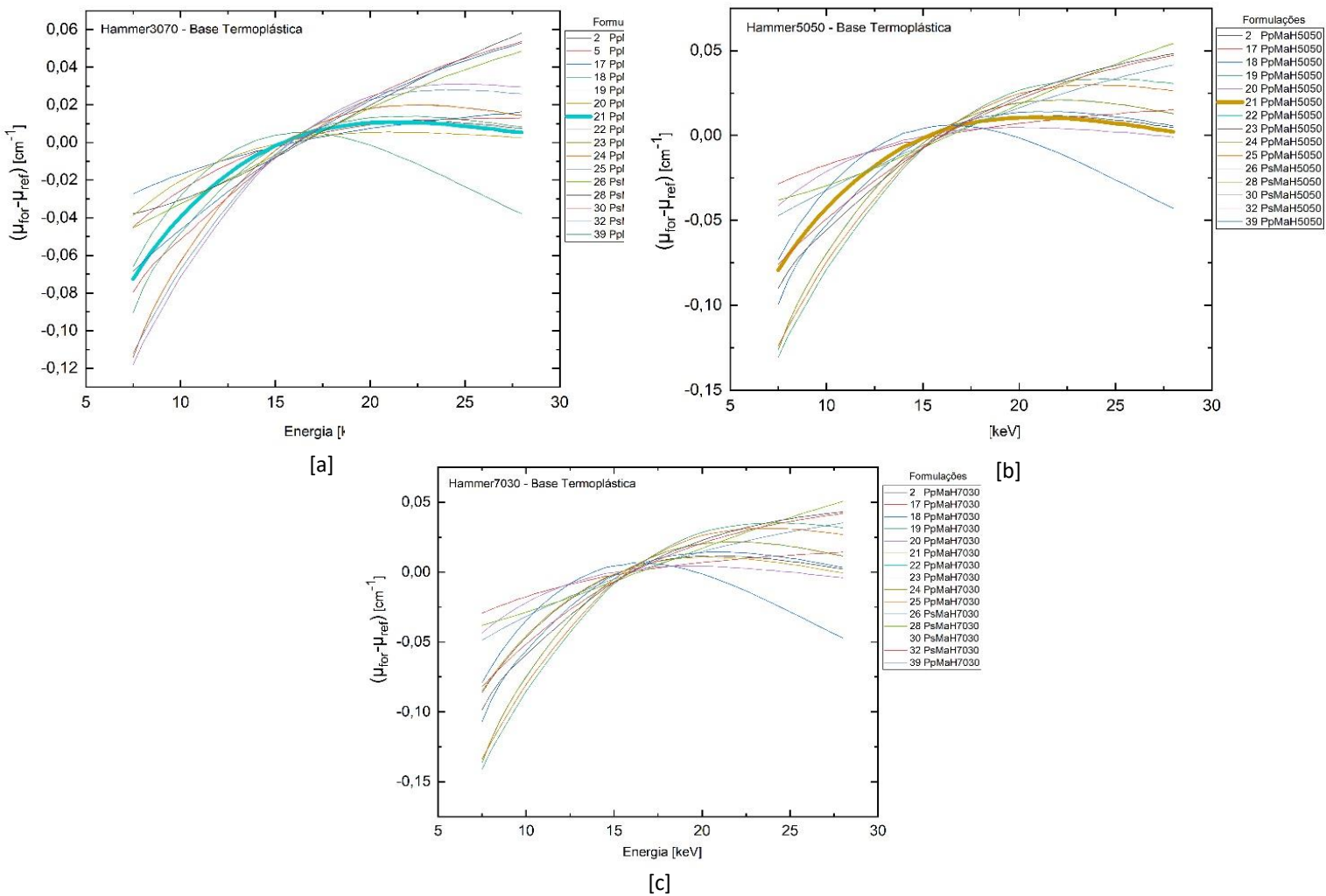


Fonte: autor da tese.

ANEXO II - Formulações desenvolvidas com equivalência ao tecido mamário (Richard Hammerstein *et al.*, 1979)

As formulações desenvolvidas com base termoplástica que apresentaram diferença máxima relativa de 5% entre seu coeficiente de atenuação linear comparado com o coeficiente de atenuação linear do material de referência Hammerstein3070, Hammerstein5050 e Hammerstein7030, estão apresentadas em Figura AII [a], [b] e [c].

Figura AII - Comparação entre o coeficiente de atenuação linear das formulações com base de polipropileno (PP) ou de poliestireno (PS) e aditivos candidatas a objetos simuladores de tecido mamário com o material de referência (Hammerstein).

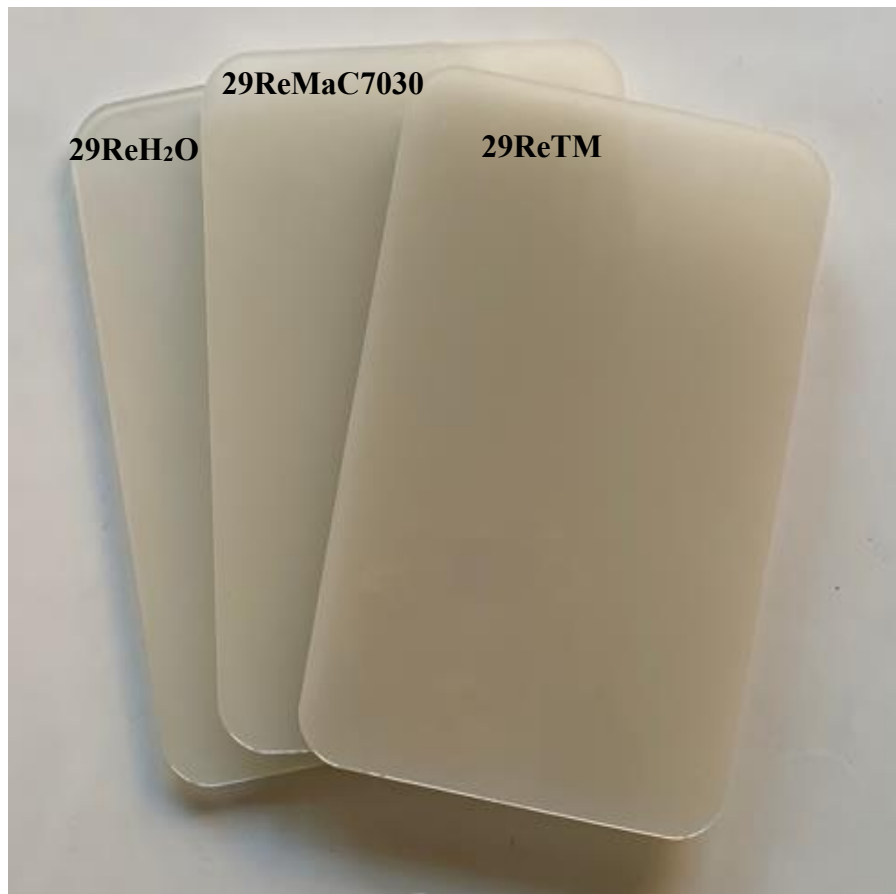


Fonte: autor da tese.

ANEXO III – Protótipos produzidos

Em continuidade ao desenvolvimento de protótipos produzidos com material radiologicamente equivalente a tecido, estão ainda em fase de teste as seguintes placas produzidas com base de resina epóxi e aditivos, sendo 29ReH₂O com equivalência à água, 29ReMaC7030 com equivalência a tecido mamário da empresa CIRS com 70% de tecido glandular mais 30 % de tecido adiposo e 29ReTM com equivalência a tecido mole apresentadas na Figura A III-1.

Figura A III-1 – Placas de material radiologicamente equivalente a tecido 29ReH₂O refeita, 29ReMac7030 e 29ReTM.



Fonte: autor da tese.

A formulação 29ReH₂O foi refeita para futuros testes de desempenho e comparação de reprodutibilidade com os protótipos produzidos na 4^a. etapa indicada no fluxograma.

As placas produzidas com base de resina epóxi e aditivos, sendo 31ReH₂O com equivalência à água e 31ReTM com equivalência a tecido mole, são apresentadas na Figura A III-2.

Figura A III-2 - Placas de material radiologicamente equivalente a tecido 31ReH₂O refeita e 31ReTM.



Fonte: autor da tese.

A formulação 31ReH₂O foi refeita para futuros testes de desempenho e comparação de reprodutibilidade com os protótipos produzidos na 4^a. etapa indicada no fluxograma.

As placas produzidas com base de resina epóxi e aditivos, sendo 42ReH₂O com equivalência à água e 42ReTM com equivalência a tecido mole, são apresentadas na Figura A III-3.

As placas produzidas com base de resina epóxi e aditivos, sendo 33ReH₂O com equivalência à água e 33ReTM com equivalência a tecido mole, são apresentadas na Figura A III-4.

A formulação 33ReH₂O foi refeita para futuros testes de desempenho e comparação

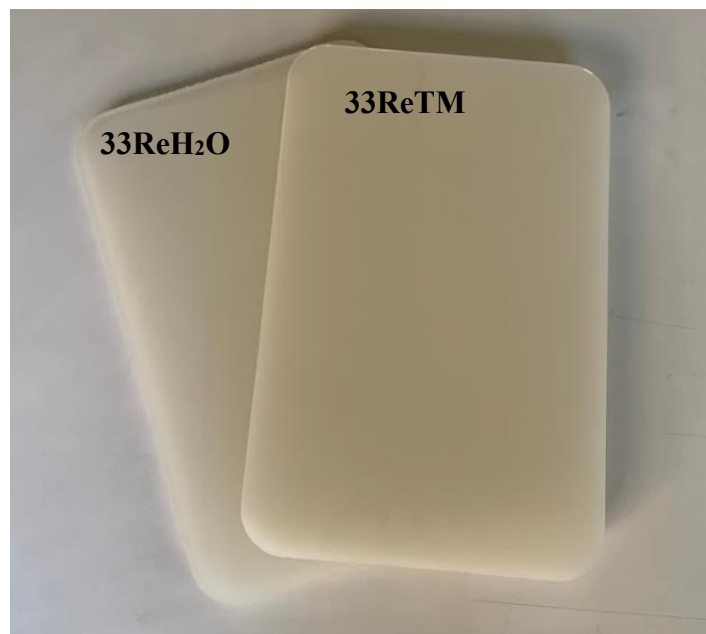
de reprodutibilidade com os protótipos produzidos na 4^a. etapa indicada no fluxograma.

Figura A III-3 - Placas de material radiologicamente equivalente a tecido 42ReH₂O e 42ReTM .



Fonte: autor da tese.

Figura A III-4 - Placas de material radiologicamente equivalente a tecido 33ReH₂O refeita e 33ReTM .



Fonte: autor da tese.

As placas produzidas com base de resina epóxi e aditivos, sendo 40ReH₂O com equivalência à água e 40ReTM com equivalência a tecido mole, são apresentadas na Figura A III-5.

A formulação 40ReH₂O foi refeita para futuros testes de desempenho e comparação de reprodutibilidade com os protótipos produzidos na 4^a. etapa indicada no fluxograma.

Figura A III-5 - Placas de material radiologicamente equivalente a tecido 40ReH₂O refeita e 40ReTM.



Fonte: autor da tese.

As placa produzida com base de resina epóxi e aditivos, sendo 37ReH₂O com equivalência à água, é apresentada na Figura A III-6.

Figura A III-6 - Placa de material radiologicamente equivalente a tecido 37ReH₂O.



Fonte: autor da tese.

ANEXO IV – Tabelas apresentando as grandezas qui-quadrado reduzido e Zef para todas as formulações apresentadas

Tabela IV –[a] – Grandezas determinadas referente à Tabela 4-4.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
11iiPeH ₂ O	0,725	8,53
12iiPeH ₂ O	0,105	7,95
13iiPeH ₂ O	0,126	7,85
23iiPeH ₂ O	0,102	8,08
83iiPeH ₂ O	0,542	5,89

Tabela IV – [b] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-5.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
1iiPpH ₂ O	0,186	8,00
3iiPpH ₂ O	0,187	8,01
4iiPpH ₂ O	0,137	6,78
5iiPpH ₂ O	0,725	7,95
7iiPpH ₂ O	0,380	8,32
10iiPpH ₂ O	0,725	7,95
15iiPpH ₂ O	0,126	7,34
20iiPpH ₂ O	0,101	7,50
21iiPpH ₂ O	0,739	7,15
22iiPpH ₂ O	0,181	8,91
28iiPpH ₂ O	0,107	7,70
29iiPpH ₂ O	0,177	8,93
30iiPpH ₂ O	0,315	8,93
31iiPpH ₂ O	0,101	7,52
32iiPpH ₂ O	0,455	8,05
36iiPpH ₂ O	0,150	7,32
37iiPpH ₂ O	0,114	5,51
40iiPpH ₂ O	0,148	7,97
41iiPpH ₂ O	0,379	7,77
42iiPpH ₂ O	0,493	6,40
64iiPpH ₂ O	0,131	7,51
75iiPpH ₂ O	0,137	7,38

Tabela IV – [c] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-6.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
4iiPpTA	0,425	6,24
7iiPpTA	0,088	7,50
12iiPeTA	0,548	6,63
20iiPpTA	0,764	6,44
23iiPeTA	0,407	6,51
35iiPpTA	0,002	6,17
39iiPpTA	0,002	6,46
40iiPpTA	0,016	6,83
50iiPpTA	0,033	7,52
52iiPpTA	0,222	6,67
63iiPpTA	0,0007	6,70
68iiPpTA	0,002	6,24

Tabela IV – [d] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-7.

Formulações	Grandezas avaliadas	
	χ^2_{red}	Zef
4iiPpTM	0,019	7,46
7iiPpTM	0,255	8,61
12iiPeTM	0,018	8,17
15iiPpTM	0,013	7,65
40iiPpTM	0,063	7,95
50iiPpTM	0,118	8,79
64iiPpTM	0,044	7,37

Tabela IV – [e] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-8.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
1iiPeBR	0,175	7,73
12iiPeBR	0,597	7,45
21iiPpBR	0,315	7,07
40iiPpBR	0,519	7,16
52iiPpBR	0,555	7,15
53iiPpBR	2,756	7,20
64iiPpBR	0,599	7,04
65iiPpBR	2,769	7,07
71iiPpBR	2,069	7,15

Tabela IV – [f] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-12.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2PpTM	0,174	9,23
3PpTM	6,89E-05	7,69
4PpTM	0,138	10,11
8PpTM	0,117	10,97
17PpTM	0,010	7,16
18PpTM	0,273	8,99
19PpTM	1,588	15,34
20PpTM	0,075	8,52
21PpM	0,226	8,87
22PpTM	0,354	8,91
23PpTM	0,348	10,85
24PpTM	0,348	12,11
25PpTM	1,423	13,16
26PsTM	0,020	6,91
28PsTM	0,174	6,20
30PsTM	0,001	6,92
32PsTM	0,007	7,11
39PpTM	0,231	7,59

Tabela IV – [g] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-15.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2PpH ₂ O	0,047	8,80
3PpH ₂ O	0,0003	8,01
4PpH ₂ O	0,039	9,25
8PpH ₂ O	0,033	9,78
17PpH ₂ O	0,012	6,91
18PpH ₂ O	0,094	8,55
19PpH ₂ O	1,277	14,22
20PpH ₂ O	0,009	8,18
21PpH ₂ O	0,071	8,44
22PpH ₂ O	0,137	8,46
23PpH ₂ O	0,133	10,26
24PpH ₂ O	0,134	11,45
25PpH ₂ O	1,122	12,23
26PsH ₂ O	0,130	6,61
28PsH ₂ O	0,318	6,05
30PsH ₂ O	0,071	6,63
32PsH ₂ O	0,099	6,77
39PpH ₂ O	0,073	7,15

Tabela IV – [h] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-18.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2PpBR	0,023	7,73
3PpBR	0,002	6,69
17PpBR	0,002	6,52
18PpBR	0,046	7,47
19PpBR	0,196	18,00
20PpBR	3,40E-05	7,33
21PpBR	0,020	7,40
22PpBR	0,114	7,41
23PpBR	0,113	8,79
24PpBR	0,113	9,74
25PpBR	0,164	15,99
26PsBR	0,037	6,31
28PsBR	0,049	6,00
30PsBR	0,110	6,31
32PsBR	0,085	6,43
39PpBR	0,001	7,15

Tabela IV – [i] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-21.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2 PpMaC5050	0,004	7,77
3 PpMaC5050	0,0009	7,38
9 PpMaC5050	0,004	7,57
17 PpMaC5050	0,012	6,54
18 PpMaC5050	0,015	7,51
19 PpMaC5050	0,116	18,16
20 PpMaC5050	0,014	7,37
21 PpMaC5050	0,004	7,44
22 PpMaC5050	0,057	7,45
23 PpMaC5050	0,057	8,85
24 PpMaC5050	0,057	9,81
25 PpMaC5050	0,091	16,13
26 PsMaC5050	0,007	6,33
28 PsMaC5050	0,016	6,01
30 PsMaC5050	0,047	6,33
32 PsMaC5050	0,030	6,45
39 PpMaC5050	0,009	7,01

Tabela IV – [j] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-22.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2 PpMaC3070	0,007	7,43
3 PpMaC3070	3,76E-05	6,86
17 PpMaC3070	0,004	6,36
18 PpMaC3070	0,019	7,19
19 PpMaC3070	0,112	16,90
20 PpMaC3070	0,004	7,09
21 PpMaC3070	0,006	7,12
22 PpMaC3070	0,060	7,12
23 PpMaC3070	0,059	8,37
24 PpMaC3070	0,059	9,24
25 PpMaC3070	0,091	15,00
26 PsMaC3070	0,022	6,16
28 PsMaC3070	0,030	5,92
30 PsMaC3070	0,066	6,16
32 PsMaC3070	0,050	6,25
39 PpMaC3070	0,002	6,80

Tabela IV – [I] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-23.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
2 PpMaC7030	0,004	8,10
3 PpMaC7030	0,001	7,75
17 PpMaC7030	0,019	6,73
18 PpMaC7030	0,015	7,83
19 PpMaC7030	0,130	19,31
20 PpMaC7030	0,022	7,64
21 PpMaC7030	0,005	7,74
22 PpMaC7030	0,063	7,76
23 PpMaC7030	0,063	9,30
24 PpMaC7030	0,062	10,34
25 PpMaC7030	0,102	17,17
26 PsMaC7030	0,003	6,51
28 PsMaC7030	0,011	6,10
30 PsMaC7030	0,039	6,50
32 PsMaC7030	0,022	6,65
39 PsMaC7030	0,015	7,24

Tabela IV – [m] - Grandezas determinadas referente à Tabela 4-26.

Formulações	Grandezas determinadas	
	χ^2_{red}	Zef
10 SiH ₂ O	0,109	10,05
12 SiH ₂ O	0,0001	9,66
27 ReH ₂ O	0,194	6,96
37 ReH ₂ O	0,245	7,05
41 ReH ₂ O	0,205	7,50
42 ReH ₂ O	0,177	6,91
46 ReH ₂ O	0,182	10,05

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABIMO. O setor brasileiro de produtos para saúde. ABIMO, São Paulo. 2015. Disponível em: < <https://www.brazilianhealthdevices.org.br/market> >. Acesso em: 30 jun.2019.

ALGHAMDI, A. A.; MA, A.; SPYROU, N. M. Calculation of the photonuclear yield using an anthropomorphic phantom. **Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry**, v. 271, p. 639-642, 2007.

ALVES, P. A Radiologia no Início do Século XXI. **Gazeta Médica**, 2018. ISSN 2184-0628.

ANDRADE, P. S. S. **Elaboração de um procedimento para controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico odontológico**. 2007. Universidade de São Paulo

ANVISA, M. D. S.-A. N. D. V. S. **Resolução RE 1016**. Brasília: Diário Oficial da União. 1016 2006.

ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. London, 1986.

BARTOLI, J. R. et al. Filmes ópticos poliméricos fluorados com índice de refração gradual. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v. 9, n. 4, p. 148-155, 1998.

BATISTA, W. O.; NAVARRO, M. V. T.; MAIA, A. F. Development of a phantom and a methodology for evaluation of depth kerma and kerma index for dental cone beam computed tomography. **Radiation protection dosimetry**, v. 157, p. 543-51, 2013.

BAUMEISTER, L.; ROCKY, H. Roentgen-ray measurements. **Acta Radiologica**, v. 2, n. 4-5, p. 418-429, 1923. ISSN 0001-6926.

BERGER, M. et al. Xcom: Photon cross sections database, nist standard reference database 8 (xgam). <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>, 2010.

BRASIL. **Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria 453 - Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Brasília: Diário Oficial da União 1998.

BRASIL, P. H. Médicos buscam capacitação por meio de programas de monitoria. **Portal Hospitais Brasil**, São Paulo, 12 jul. 2018. Disponível em: < <http://portalhospitaisbrasil.com.br/medicos-buscam-capacitacao-por-meio-de-programas-de-monitoria/> >. Acesso em: 30 jun. 2019.

BRYDSON, J. A. **Plastics materials**. Elsevier, 1999. ISBN 0080514081.

CALDWELL, C. B.; YAFFE, M. J. Development of an anthropomorphic breast phantom. **Med. Phys.**, v. 17, n. 2, p. 273-280, Mar-Apr 1990. ISSN 0094-2405. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1990CY80500016 >.

- CARAMELO, F. et al. A Radiação: Má ou Boa. **Revista Internacional em Língua Portuguesa**, n. 34, p. 137-147, 2018. ISSN 2184-2043.
- CASTELLAN, G. W. **Fundamentos de físico-química**. Livros técnicos e científicos, 1986. ISBN 8521604890.
- CAVALCANTE, A. P.; CANTO, L. B. Uso de resíduo industrial a base de resina fenólica como carga para o polipropileno. **Polímeros**, v. 22, n. 3, p. 245-252, 2012.
- CERQUEIRA, R.; MAIA, A. Development of thyroid anthropomorphic phantoms for use in nuclear medicine. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, p. 174-176, 2014. ISSN 0969-806X.
- CERQUEIRA, R. A. D. A. D. **Construção de um objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de controle de qualidade de imagem em radiodiagnóstico: 1-75 p.** 2010.
- CHANG, R. **Físico-Química-: Para as Ciências Químicas e Biológicas**. AMGH Editora, 2009. ISBN 8563308491.
- COMPRI-NARDY, M.; STELLA, M.; OLIVEIRA, C. Práticas de Laboratório de Bioquímica e Biofísica. **Uma visão integrada. 1ª. Ed. Lab (Grupo Gen)**, 2009.
- COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS, I. **Tissue simulation & phantom technology - Product Catalog**. CIRS. Norfolk: CIRS: 44 p. 2013.
- COSTA, P. R. **Modelo para a determinação de espessuras de barreiras protetoras em salas para radiologia diagnóstica**. 1999. (Tese de doutorado). Instituto de pesquisas Nucleares e energética IPEN Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo.
- COSTA, P. R. **Espectroscopia de raios X aplicada ao diagnóstico por imagem em medicina**. 2016. 191 p. (Livre-Docente). Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- DA SILVA, W. D.; MELQUIÁDES, F. L.; APPOLONI, C. R. Medida in situ de metais em água por fluorescência de raios X. **UNOPAR Científica Ciências Exatas e Tecnológicas**, v. 6, n. 1, 2015.
- DAVISSON, C. M. Alpha, Beta and Gama Ray Spectroscopy. Amsterdam, 1965.
- DEBASTIANI, R. Caracterização e análise elementar das etapas de preparação de café através de feixes de íons. 2012.
- DEL LAMA, L. et al. Effective atomic numbers for materials of medical interest at low photon energy using the Rayleigh to Compton scattering ratio. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 784, p. 597-601, 2015. ISSN 0168-9002.

DEWERD, L. A.; KISSICK, M. **The Phantoms of Medical and Health Physics**. New York, NY: Springer New York, 2014. ISBN 978-1-4614-8303-8.

DOMINICK, V. R.; DONALD, V. R.; MARLENE, G. R. Injection Moulding Handbook. **Kluwer Academic Publishers, Boston**, v. 110, p. 697, 2000.

EVANS, R. **The Atomic Nucleus Robert E**: Krieger Publishing Company, Florida 1982.

GROSS, W. et al. Experimental determination of the absorbed dose from x-rays in tissue. **Radiation research**, v. 18, p. 326-47, 1963.

HAYNES, W. M. **CRC handbook of chemistry and physics**. CRC press, 2014. ISBN 1482208687.

HERMANN, K. P. et al. Muscle- and fat-equivalent polyethylene-based phantom materials for x-ray dosimetry at tube voltages below 100 kV. **Physics in medicine and biology**, v. 31, p. 1041-6, 1986.

HERMANN, K. P. et al. Polyethylene-based water-equivalent phantom material for x-ray dosimetry at tube voltages from 10 to 100 kV. **Physics in medicine and biology**, v. 30, p. 1195-200, 1985.

HOMOLKA, P. et al. Optimization of the composition of phantom materials for computed tomography. **Physics in Medicine & Biology**, v. 47, n. 16, p. 2907, 2002. ISSN 0031-9155.

IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457**. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency 2007.

IAEA. **Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results**. Viena. 2011. (Report n.4)

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU 44 - Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Bethesda, 1989.

IEC. Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics (1994 Standard IECs No. 61267). **International Electrotechnical Committee**, 2005.

INNOVA. Manual de Injeção. **Innova**, Manaus. 2017. Disponível em: < <http://www.innova.com.br/arquivos/documentos/relatorio/artigo/56785d1a2586a.pdf> >. Acesso em: 4 jun. 2019.

ITEPAN, N. M. Fluorescence technique application of X-ray in labeling with Mn, Sr and Cu, of the parasitoid and host: *Muscidifurax uniraptor* Kogan and Legner, 1970 (Hymenoptera: Pteromalidae) and *Musca domestica* L., 1758 (Diptera: Muscidae). 2003.

JAYACHANDRAN, C. A. Calculated effective atomic number and Kerma values for tissue-equivalent and dosimetry materials. **Physics in Medicine and Biology**, v. 16, p. 617-623, 1971.

JENNINGS, R. J. Computational Methods for the Design of Test Objects and Tissue Substitutes for Radiologic Applications. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 49, p. 327-332, 1993.

JUNIOR, W. G. Tendências de medicina diagnóstica e radiologia. **Pixeon**, Santa Catarina, 29 ago. 2017. Disponível em: < <https://www.pixeon.com/blog/medicina-diagnostica/> >. Acesso em: 10 mai. 2019.

KAGINELLI, S. B. et al. Effective atomic numbers and electron density of dosimetric material. **Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India**, India, v. 34, n. 3, p. 176-179, Jul-Sep 2009. ISSN 0971-6203

1998-3913. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2807684/> >.

KALENDER, W. A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. John Wiley & Sons, 2011. ISBN 3895786446.

KIENBÖCK, R. On the quantimetric method. **Archives Roentgen Ray**, v. 11, n. 17, 1906.

KIMURA, B. H.; FRIMAIO, A.; COSTA, P. R. **Development of tissue equivalent polymeric composites: preliminary results**. International Conference on Medical Physics. Porto Alegre: Anals of the International Conference on Medical Physics 2011.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. John Wiley & Sons, 2010. ISBN 0470131489.

KURUDIREK, M. A study of effective atomic number and electron density of gel dosimeters and human tissues for scattering of gamma rays: momentum transfer, energy and scattering angle dependence. **Radiation and environmental biophysics**, v. 55, n. 4, p. 501-507, 2016. ISSN 0301-634X.

LUFT, J. H. Improvements in epoxy resin embedding methods. **The Journal of Cell Biology**, v. 9, n. 2, p. 409-414, 1961. ISSN 0021-9525.

MAGALHÃES, P. I. G. A validação de processo como garantia de conformidade dos produtos na indústria de dispositivos médicos. **Juiz de Fora**, 2010.

MANO, E. B. **Introdução a polímeros**. Edgar Blücher, 2001. ISBN 8521202474.

MANOHARA, S. R. et al. On the effective atomic number and electron density: A comprehensive set of formulas for all types of materials and energies above 1keV. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 266, p. 3906-3912, 2008.

- MARIANO, L. **Desenvolvimento de materiais equivalentes ao tecido humano**. 2014. (Qualificação para Doutorado). Instituto de Física, Universidade de São Paulo
- MARIANO, L. **Desenvolvimento de uma metodologia para formulação de materiais radiologicamente equivalentes ao tecido humano [P.h.D. Thesis]**. 2017.
- MARTINS, L. O. O segmento da medicina diagnóstica no Brasil. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, v. 16, n. 3, p. 139-145, 2014. ISSN 1984-4840.
- MCDERMOTT, J. The structure of the advanced composites industry: advance composites bluebook. **Cleveland: Advanstar Communications**, 1993.
- MELO, C. S.; OLIVEIRA, L. C.; COSTA, P. R. Medical Physics Education and Training in Brazil: Current Situation and Future Development. **Medical physics**, v. 5, n. 1, 2017.
- MORASSI, O. J. **Polímeros Termoplásticos, Termofixos e Elastômeros**. São Paulo: Conselho Regional de Química IV Região (SP): 158 p. p. 2013.
- MOREIRA, A. F.; SANTOS, S.; JUNIOR, A. C. Construção e caracterização de um fotômetro destinado ao uso de aulas experimentais de química sobre a lei de Beer-Lambert. **HOLOS**, v. 2, p. 142-151, 2016. ISSN 1518-1634.
- NASCIMENTO, B. C. et al. Comparative analysis of the transmission properties of tissue equivalent materials. **Radiation Physics and Chemistry**, 2019. ISSN 0969-806X.
- NEWS, R. E.-C. Setor de saúde cresce 17% e é foco de investidores apesar da crise. **Redação E-Commerce News**, São Paulo. 2018. Disponível em: < <https://ecommercenews.com.br/noticias/balancos/setor-de-saude-cresce-17-e-e-foco-de-investidores-apesar-da-crise/> >. Acesso em: 9 mai. 2019.
- NIST. XCOM: Photon Cross Sections Database. 1998. Disponível em: < <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html> >. Acesso em: 02/04/2019.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2010.
- PEREIRA, F. S. G. Polímeros-Fundamentos Científicos e Tecnológicos. **Instituto Federal de Pernambuco. Recife**, 2009.
- PINA, D. R. et al. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. **Applied radiation and isotopes : including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine**, v. 64, p. 1623-30, 2006.

- POLETTI, M. E.; GONÇALVES, O. D.; MAZZARO, I. Measurements of X-ray scatter signatures for some tissue-equivalent materials. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 213, p. 595-598, 2004.
- PRASAD, S. G.; PARTHASARADHI, K.; BLOOMER, W. D. Effective atomic numbers of composite materials for total and partial interaction processes for photons, electrons, and protons. **Medical physics**, v. 24, p. 883-5, 1997.
- RAUWENDAAL, C. **Polymer extrusion**. Carl Hanser Verlag GmbH Co KG, 2014. ISBN 1569905169.
- RICHARD HAMMERSTEIN, G. et al. Absorbed radiation dose in mammography. **radiology**, v. 130, n. 2, p. 485-491, 1979. ISSN 0033-8419.
- ROBAYO, L.; LOPEZ, A. H.; COSTA, P. R. Abstract ID: 91 Image acquisition and material differentiation for Dual Energy Computed Tomography by Monte Carlo simulations. **Physica Medica**, v. 42, p. 20, 2017. ISSN 1120-1797.
- RUSSO, P. E. **Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology**. London: CRC Press, 2018. ISBN ISBN 9781498741521.
- SANTOS, J. C. **Determinação experimental da distribuição de dose absorvida em diferentes qualidades de feixes mamográficos [P.h.D. qualification]**. 2015. 68-68
- SAÚDE, S. Medicina diagnóstica faturou 25 bilhões de reais no país. **Setor Saúde**, 9 jan., 2017. Disponível em: < <https://setorsaude.com.br/medicina-diagnostica-faturou-25-bilhoes-de-reais-no-pais/> >. Acesso em: 9 mai. 2019.
- SCHEFFER, M. et al. Demografia médica no Brasil 2018. 2018.
- SCHETTINI, M. P.; MAIA, M.; CAMPOS, T. P. R. The development of an anthropomorphic and anthropometric thorax female phantom for experimental radiodosimetry. **Internacional Journal of Low Radiation**, v. 4, 2007.
- SILVA, N. C. D. Histórico das Biociências Nucleares. **Alasbimn Journal**, v. 14, 2002.
- SILVA, R. A. **Manufatura de Mini Molde para Injeção de Matéria-Prima Reciclada Proveniente de Embalagem Pós-Consumo** 2017.
- SILVEIRA, J. B. D. Preparação e caracterização de resina epóxi transparente dopada com nanoestruturas semicondutoras de CdS. 2009.
- SIRICO, A. C. A. et al. Determinação das propriedades de atenuação de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos utilizando um equipamento DECT. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 12, n. 2, p. 14-17, 2019. ISSN 1984-9001.

SPIERS, F. W. Materials for Depth Dose Measurement. **The British Journal of Radiology**, v. 16, n. 183, p. 90-97, 1943. Disponível em: < <https://www.birpublications.org/doi/abs/10.1259/0007-1285-16-183-90> >.

TAYLOR, M. et al. Robust calculation of effective atomic numbers: The Auto - Zeff software. **Medical physics**, v. 39, n. 4, p. 1769-1778, 2012. ISSN 0094-2405.

TOMAL, A. et al. Experimental determination of linear attenuation coefficient of normal, benign and malignant breast tissues. **Radiation Measurements**, v. 45, n. 9, p. 1055-1059, Oct 2010. ISSN 1350-4487. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000283466200011 >.

TOMAL, A. et al. Monte Carlo simulation of the response functions of CdTe detectors to be applied in x-ray spectroscopy. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 100, p. 32-37, 2015. ISSN 0969-8043.

TOMIMASU, S.; GUEDES, S. M. Desenvolvimento de simulador de tecido a partir do látex de borracha natural vulcanizado com raios gama. 2000.

VANIN, V. R.; GOUFFON, P.; HELENE, O. **Análise estatística de medidas em ciências exatas**. Unpublished, 2005.

VENEZIANI, G. R. **Desenvolvimento de um objeto simulador Canis Morphic utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária**. 2017. Universidade de São Paulo

WHITE, D. R. The formulation of tissue substitute materials using basic interaction data. **Physics in Medicine & Biology**, v. 22, n. 5, p. 889-899, 1977. ISSN 1361-6560.

WHITE, D. R. Effective Atomic Numbers in the Formulation Substitute Materials for Photons. **Radiation Research**, v. 76, p. 23-31, 1978a.

WHITE, D. R. Tissue substitutes in experimental radiation physics. **Medical Physics**, v. 5, p. 467-479, 1978b.

WHITE, D. R.; MARTIN, R. J.; DARLISON, R. Epoxy resin based tissue substitutes. **British Journal of Radiology**, v. 50, n. 599, p. 814-821, 1977. ISSN 0007-1285 (Print)\r0007-1285 (Linking).

WHITE, D. R.; PEAPLE, L. H.; CROSBY, T. J. Measured attenuation coefficients at low photon energies (9.88-59.32 keV) for 44 materials and tissues. **Radiation research**, v. 84, p. 239-52, 1980.

WOOTTON, R. **Radiation protection of patients**. Cambridge University Press, 1993. ISBN 0521426693.

YOHANNES, I. et al. A formulation of tissue-and water-equivalent materials using the stoichiometric

analysis method for CT-number calibration in radiotherapy treatment planning. **Physics in Medicine & Biology**, v. 57, n. 5, p. 1173, 2012. ISSN 0031-9155.



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação.