

ESTUDOS DE PARÂMETROS FÍSICOS DE QUALIDADE DE IMAGEM EM  
MAMOGRAFIA CONVENCIONAL USANDO O MÉTODO MONTE CARLO

Rodolfo de Oliveira Rosa

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS  
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM  
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

---

Prof. Delson Braz, D.Sc

---

Prof<sup>a</sup>. Regina Cely Rodrigues Barroso Silva, D.Sc

---

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

---

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

---

Dra. Maria Ines Silvani Souza, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL  
ABRIL DE 2005

ROSA, RODOLFO DE OLIVEIRA

Estudos de Parâmetros Físicos de  
Qualidade de Imagem em Mamografia  
Convencional Usando o Método Monte  
Carlo.. [Rio de Janeiro] 2005.

XI, 164p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M. Sc.,  
Engenharia Nuclear, 2005).

Tese – Universidade Federal do Rio de  
Janeiro, COPPE.

1. Física Nuclear Aplicada
2. Simulação Monte Carlo
3. Qualidade de Imagem

I. COPPE/UFRJ      II. Título (série)

Aos meus pais (*in memoriam*)

## ***AGRADECIMENTOS***

Ao Professor Dr. Delson Braz, caro orientador, pela confiança, amizade, incentivo e orientação em todas as etapas deste trabalho.

A Professora Regina Cely R. Barroso Silva pelo estímulo e valiosa orientação na elaboração deste trabalho, sem a qual esta realização teria se tornado mais difícil, sua experiência foi fundamental para a conclusão desta pesquisa.

Aos Professores, Vergínia Reis Crispim, Ricardo Tadeu Lopes e Edgar Francisco Oliveira de Jesus pelos ensinamentos e primeiros passos na física nuclear aplicada.

Aos funcionários do Programa de Energia Nuclear .

A Maria Bernarda Teixeira Duarte (bibliotecária do IEN), pela sua colaboração e profissionalismo na ajuda da pesquisa das referências bibliográficas .

Aos meus colegas da Divisão de Engenharia do IEN. Em especial a Nair Dias da Silva pela sua compreensão e amizade meu muito obrigado.

A todas as pessoas que de alguma forma, participaram com sugestão, críticas ou palavras de incentivo.

Ao Dr.Cláudio de Carvalho Conti do SEANA/IRD pelos primeiros passos na simulação.

Aos meus colegas da turma de mestrado, sempre juntos no mesmo sonho

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

ESTUDOS DE PARÂMETROS FÍSICOS DE QUALIDADE DE IMAGEM EM  
MAMOGRAFIA CONVENCIONAL USANDO O MÉTODO MONTE CARLO.

Rodolfo de Oliveira Rosa

Abril/2005

Orientador: Delson Braz

Regina Cely RodriguesBarroso Silva

Programa: Engenharia Nuclear.

O câncer de mama é considerado um problema de saúde pública em quase todos os países. As pesquisas são sempre voltadas para o seu diagnóstico precoce onde as chances de cura são maiores. A mamografia é o exame mais específico para a detecção precoce desta doença.

O objetivo deste trabalho é analisar os parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional (sistema tela-filme), para isso utilizou-se o programa computacional Monte Carlo (EGS4), onde foi escolhida uma geometria que corresponde a uma tomada crânio-caudal de mamas comprimidas com espessuras entre 3-8cm para uma distância de 50cm das fontes de raios X ao prato compressor. Foram simuladas mamas com diferentes composições de tecido adiposo e glandular. A tela utilizada foi a de oxissulfeto de gadolínio ( $Gd_2O_2S$ ) com espessuras de 50, 100 e  $150\text{mg/cm}^2$ . A energia da fonte dos fótons incidentes foi variada entre 17,4 a 45 keV.

A absorção da radiação pelo receptor, (tela-filme), de imagem influencia a percepção de pequenas estruturas tais como microcalcificações e dificulta a diferenciação entre as densidades dos tecidos que constituem a mama.

Os parâmetros avaliados incluem SNR, DQE, FI. Os resultados encontrados nas simulações estão de acordo com a literatura.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.)

STUDIES OF PHYSICAL PARAMETERS OF IMAGE QUALITY IN  
CONVENTIONAL MAMMOGRAPHY USING MONTE CARLO METHOD.

Rodolfo de Oliveira Rosa

April/2005

Advisor: Delson Braz.

Regina Cely Rodrigues Barroso Silva.

Department: Nuclear Engineering

The breast cancer is considered a problem of health it publishes in almost all the countries. The researches are always gone back to your precocious diagnosis where the cure chances are better. A mammography is the more specific exam for the precocious detection of this disease.

The objective of this work is to evaluate the physical parameters of image quality in conventional mammography (screen-film system), for that the computer program Monte Carlo was used (EGS4), where it was chosen a geometry that corresponds to a cranio-cauded examination of compressed breasts with thickness among 3-8cm for a distance of 50cm of the source of rays X to the plate compressor. They were simulated breasts with different compositions from adipose tissue and glandular tissue. A used screen it was the one of gadolinium oxysulfide ( $Gd_2O_2S$ ) with thickness of 50, 100 and 150mg/cm<sup>2</sup>. The energy of incident bean was varied among 17,4 to 45 keV.

The absorption of the radiation for the receiver, (screen-film), of image influence the perception of small structures such as microcalcifications and it hinders the differentiation among the densities of the tissue that constitute the breast.

The appraised parameters include SNR, DQE and FI. The found results on the simulations are in agreement with the literature.

ÍNDICE

	página
<b><i>CAPÍTULO I</i></b> .....	<b>01</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>01</b>
1.1 Considerações Iniciais.....	01
1.2 Proposta.....	04
1.3 Organização do Trabalho .....	05
<b><i>CAPÍTULO II</i></b> .....	<b>06</b>
<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>06</b>
2.1 Introdução .....	06
2.2 Descoberta dos Raios X .....	06
2.3 Produção de Raios X .....	06
2.4 Aparelho de Raios X Diagnóstico .....	07
2.5 O Equipamento Mamográfico (Mamógrafo) .....	08
2.6 Estrutura da Mamas .....	11
2.7 Posicionamento da Mama durante o Exame .....	12
2.7.1 Crânio-caudal-CC.....	13
2.7.2 Médio-lateral oblíqua MLO.....	13
2.8 Sinais Radiológicos Primários de Câncer de Mama.....	15
2.8.1 Nódulo .....	15
2.8.2 Microcalcificação .....	15
2.8.3 Densidade Assimétrica e Neodensidade .....	17
2.9 Filmes Radiográficos e Telas Intensificadoras (Écrans).....	18
2.9.1 Filme Radiográfico.....	18

2.9.2 Características Físicas do Filme .....	18
2.9.2.1 Camada Protetora ou Adesiva .....	19
2.9.2.2 Base .....	19
2.9.2.3 Emulsão .....	20
2.9.2.4 Camada Adesiva ou Interface.....	21
2.10 Processo de Formação de Imagem .....	21
2.11 Exposição .....	23
2.12 Chassi Radiográfico .....	23
2.13 Características Sensitométricas .....	23
2.14 Densidade .....	23
2.15 Curva Característica .....	25
2.16 Contraste.....	26
2.17 Resolução .....	26
2.18 Velocidade.....	27
2.19.Latitude.....	27
2.20 Telas Intensificadoras (Écrans) .....	27
2.20.1 Características Físicas das Telas (Écrans).....	29
2.20.2 Propriedades das Telas Intensificadoras.....	31
2.21 Dose e exposição .....	34
2.22 Interação da radiação X com a matéria .....	35
2.22.1 Introdução.....	35
2.22.2 O espalhamento Coerente (Rayleigh).....	37
2.22.3 O espalhamento Incoerente (Compton).....	37
2.22.4 Efeito fotoelétrico.....	38
2.23 SNR, DQE e FI.....	39



2.24	Influência da Tela na Redução de Dose no Paciente .....	41
2.25	Influência da Espessura da Tela na Resolução e no Contraste.....	42
2.26	Considerações sobre Qualidade de Imagem.....	43
2.27	Parâmetros Físicos da Qualidade de Imagem.....	46
 <i>CAPÍTULO III</i> .....		 48
<b>REVISÃO DA LITERATURA .....</b>		<b>48</b>
3.1	Introdução.....	48
 <i>CAPÍTULO IV</i> .....		 52
<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>		<b>52</b>
4.1	Método de Monte Carlo (EGS4) .....	52
4.2	Materiais Estudados (Escolha e Justificativa) .....	53
4.2.1	Tecidos Mamários .....	53
4.2.2	Material de Compressão e Material do Filme .....	54
4.2.3	Material do Chassi.....	54
4.3	Energia e Posicionamento da Fonte.....	54
4.4	Geometria do Sistema.....	56
4.5	Materiais (Meios) Irradiados .....	59
4.6	Simulação Passo a Passo .....	61
4.7	Efetivação das Simulações .....	64
4.8	Determinação dos Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem.....	65
4.9	Energia Depositada no Tecido Canceroso e na Microcalcificação .....	66
4.10	Validação do Método .....	66
 <i>CAPÍTULO V</i> .....		 67
<b>APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS .....</b>		<b>67</b>

5.1 Interação dos Raios X com a Matéria.....	67
5.2 Distribuição de Energia nas Placas dos Sistemas Mamográficos.....	68
5.3 Energia armazenada em cada placa .....	68
<i>CAPÍTULO VI</i> .....	<i>154</i>
<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>154</b>
6.1 Conclusão .....	154
6.2 Sugestões para Pesquisas Futuras.....	158
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>159</b>

## CAPÍTULO I

### INTRODUÇÃO

#### 1.1 – Considerações Iniciais.

Embora conhecido há muitos séculos, somente nas últimas décadas o câncer de mama vem ganhando uma dimensão maior tornando-se um evidente problema de saúde pública mundial. No Brasil os números mostram esta tendência, sendo esperados 49.470 novos casos em 2005 com um risco estimado de 53 casos a cada 100 mil mulheres (tabela 1). Sendo na região Sudeste apresentando um risco estimado de 73 casos novos por 100 mil (INCA-MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005).

Infelizmente, qualquer mulher pode vir a ter câncer de mama. No entanto, há determinados grupos de mulheres que são mais suscetíveis a desenvolverem esta doença. Essas mulheres têm em comum certas características que estudos observacionais tem sugerido tais como: tabagismo, alcoolismo, obesidade, sedentarismo, características reprodutivas, menarca precoce, exposição ambiental, hereditariedade (ALBERG et al, 2000).

**Tabela 1.1-** Estimativas para o ano de 2005 do número de casos novos por câncer, em homens e mulheres, segundo localização primária (Fonte: MS/Instituto Nacional de Câncer-INCA, 2005).

Localização Primária Neoplasia Maligna	Estimativa dos Casos Novos		
	Masculino	Feminino	Total
Pele não Melanoma	56.420	56.600	113.020
Mama Feminina	–	49.470	49.470
Traquéia, Brônquio e Pulmão	17.110	8.680	25.790
Estômago	15.170	7.975	23.145
Colo do Útero	–	20.690	20.690
Próstata	46.330	–	46.330
Cólon e Reto	12.410	13.640	26.050
Esôfago	8.140	2.450	10.590
Leucemias	5.115	4.075	9.190
Cavidade Oral	9.985	3.895	13.880
Pele Melanoma	2.755	3.065	5.820
Outras Localizações	56.175	67.290	123.465
<b>Total</b>	<b>229.610</b>	<b>237.830</b>	<b>467.440</b>

Não existem medidas práticas específicas de prevenção primária do câncer de mama aplicável à população. Avanços tecnológicos tem sido, direcionado para o diagnóstico precoce e o tratamento no sentido de melhorar a sobrevivência das pacientes (INCA-MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005).

Dentre os vários instrumentos que a humanidade conta para diagnosticar o câncer de mama, tem-se o mamógrafo que há muitos anos vem sendo utilizado no sentido de identificar o tumor ainda em dimensões pequenas. Isto numa concepção nítida de que o tamanho do tumor tem associação direta com o estágio da doença e conseqüentemente com a cura. Vale salientar que a mamografia é o exame complementar com maior especificidade para o câncer de mama. Contudo como exame complementar, este instrumento deve completar uma hipótese diagnóstica formulada a partir do exame clínico, onde se nota alguma alteração na mama por exemplo, o nódulo, a partir de então, a mamografia investiga a mama.

A mamografia tem se mostrado um método eficiente no diagnóstico do câncer de mama, levando a uma redução significativa na taxa de mortalidade desta doença. No entanto, uma das maiores limitações desta técnica é a dificuldade na diferenciação radiográfica entre lesões benignas e malignas. Aproximadamente 75 por cento das lesões suspeitas ou indeterminadas mamograficamente são biópsias benignas. Isto ocorre porque a interpretação das imagens é difícil e freqüentemente a presunção de malignidade é errônea, sobretudo no que se referem as microcalcificações (MAUTNER et al, 2000).

Vários fatores influenciam a sensibilidade e a especificidade do rastreamento mamográfico na detecção do câncer de mama, tais como: idade da paciente, densidade mamária, qualidade do filme, tipo de tela intensificadora utilizada, energia do tubo de raios X, experiência do radiologista na interpretação e aquisição da mamografia, o tamanho e tipo de câncer de mama, tamanho e tipo de microcalcificação diagnosticado (MELLO et al, 2000).

O mamógrafo é um instrumento que se baseia fundamentalmente na formação da imagem em um filme radiográfico. Esta imagem se apresenta com diferenças de tons de cinza no filme radiográfico representando uma diferença de densidade na mama. Desta forma, tira-se proveito visual e se consegue identificar áreas mais densas e menos

densas, com prerrogativas de localização e com chances destas áreas mais densas estarem relacionadas com o câncer de mama.

As mamas, assim como todos os órgãos e partes de sistemas biológicos, não são homogêneas e o resultado visual ao examinarmos o mamograma é uma imagem sem comprometimento com a anatomia do órgão, mas sim com a variação de tons de cinza. Assim a análise do mamograma não pressupõe a identificação dos elementos de anatomia micro e macroscópica da mama, tal como em outros exames radiográficos, mas sim a identificação, em meio a esta variação de tons de cinza, de áreas mais densa. A esta variação de tons, que permite distinguir ou identificar áreas mais ou menos densas, se atribui o termo contraste. Portanto, a identificação do câncer de mama está calcada na capacidade que o tumor sediado na mama tem em se destacar, ou seja, formar o contraste no espectro de tons de cinza, ao longo do filme radiográfico.

Na concepção atual da mamografia, tem se idéia que a dose recebida pela paciente deve ser a menor possível sem comprometer a qualidade da imagem, portanto deve-se evitar a repetição de exames e reduzir o tempo de exposição. Para isso utilizam-se as telas intensificadoras (écrans) cuja finalidade é aumentar a eficiência de detecção, pois as telas transformam os raios X em fótons de luz visível, o que aumenta a absorção do filme radiológico, quanto maior a intensidade dos raios X incidente na tela intensificadora maior a intensidade da luz emitida por esta.

Mas a utilização das telas intensificadoras introduz uma certa difusão da luz (aumenta a radiação espalhada) quer seja pelo espalhamento coerente ou incoerente, e esta radiação espalhada reduz a resolução.

Para o desenvolvimento deste trabalho, por ser tratar de um esforço multidisciplinar, o que abrange conhecimentos em várias áreas afins, se faz necessário apresentarmos alguns conceitos básicos para melhor compreensão acerca da nomenclatura utilizada e do método escolhido para a efetivação do mesmo. Esta tarefa é efetivada nos capítulos 2 e 3.

## 1.2 –Proposta

Neste trabalho pretende-se estudar a eficiência de detecção da tela intensificadora, utilizada para o exame de mamografia (a tela de Oxisulfeto de Gadolínio [ $Gd_2O_2S$ ]). A literatura indica que ao mesmo tempo em que a tela intensificadora aumenta a eficiência de detecção, pois transformam as energias dos raios X em luz visível, também aumentam a borrosidade nas imagens radiográficas. O benefício gerado pelo uso da tela tem um limite, pois, uma quantidade grande de material fluorescente em contato com o filme provoca uma diminuição na definição da imagem.

O objetivo principal deste trabalho é analisar a qualidade da imagem mamográfica utilizando alguns parâmetros físicos que são bons descritores genéricos de qualidade de imagem. E entre estes parâmetros tem-se o DQE (detective quantum efficiency) ou equivalente quântico de detecção, a relação sinal/ruído (SNR), fator de intensificação (FI) e estabelecer uma verificação do método. Para isto foi escolhida a fração de energia absorvida  $f(E)$  pelo objeto irradiado (a mama). A análise destes parâmetros físicos se dar dentro de um conjunto de critérios: tais como: composição e espessura de mama, espessura da tela, energia da fonte, câncer de 1mm e microcalcificação de 0.1mm de espessura.

Existem diversos tipos de telas intensificadoras de uso clínico por exemplo às telas de tungstato de cálcio ( $CaWO_4$ ), de oxisulfeto de gadolínio ( $Gd_2O_2S$ ). A escolha de uma tela dependerá da exposição que se espera que o paciente receba e também da necessidade de observar detalhes na imagem.

Pretende-se avaliar a relação entre a composição da mama e a da sua espessura com relação da espessura do fósforo utilizada nas telas de oxisulfeto de gadolínio.

Utilizando para isso, a técnica de simulação de Monte Carlo que tem se mostrado uma ferramenta muito útil na Ciência Radiológica, inclusive para aplicações em mamografia,. O programa utilizado foi o *Eletron Gamma Shower* versão 4 (EGS4), onde foi escolhida uma geometria que corresponde a uma tomada crânio-caudal de mamas comprimidas que representam práticas de rotinas em mamografia convencional.

### 1.3 –Organização do Trabalho

Além do presente capítulo o trabalho está apresentado da seguinte maneira:

**Capítulo 2:** Descreve as principais características do equipamento mamográfico; são apresentadas as principais estruturas da mama; posicionamento da mama durante o exame; sinais radiológicos primários de câncer de mama; discute as características físicas dos filmes de raios X; descreve as características físicas das telas intensificadoras (écrans). Apresenta os principais processos de interação da radiação com a matéria, presentes na mamografia, descreve os principais parâmetros que influenciam o feixe de raios X; apresenta algumas definições tais como : SNR, DQE, ruído quântico, fator de intensificação, discute a influência da tela intensificadora na redução de dose,e influência da espessura da tela na resolução e contraste, considerações sobre qualidade de imagem, hierarquia dos parâmetros físicos de qualidade de imagem.

**Capítulo 3:** Apresenta uma breve revisão da literatura de estudos prévios sobre o método de Monte Carlo na determinação de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional.

**Capítulo 4:** Discorre sobre os métodos e materiais utilizados no desenvolvimento do procedimento de simulação.

**Capítulo 5:** Mostra os resultados obtidos com os procedimentos de simulação empregados e apresenta a discussão a respeito dos resultados e as conclusões sobre o método.

**Capítulo 6:** Apresenta as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO II

### FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 2.1-Introdução

Neste capítulo são apresentadas algumas definições e características que serão úteis para melhor compreensão dos textos apresentados nos capítulos seguintes e que irão servir de justificativa para a escolha da geometria utilizada na simulação. Nesta seção não se pretende esgotar o assunto, visto que o mesmo pode ser facilmente encontrado na literatura é dado apenas um breve resumo.

#### 2.2 – A Descoberta dos Raios X

Em 8 de novembro de 1895, *Wilhelm C. Roentgen*, professor da Universidade Wurzburg, na Alemanha, tentando estudar a fluorescência produzida pelos raios catódicos, resolveu cobrir o seu tubo de raios catódicos com uma caixa de papel preta, afim de impedir a saída de luz visível. Com a sala completamente escura, ligou o tubo e aproximou do mesmo uma tela de cianeto de bário com platina. Para sua surpresa foi produzido na tela um brilho, tendo ele concluído que o brilho era criado por alguma radiação desconhecida, proveniente do tubo, a qual ele denominou de Raios X (KAPLAN, 1978).

#### 2.3 Produção de Raios X

Os raios X podem ser produzidos através de dois processos : frenamento de elétrons “Bremsstrahlung” ou devido à excitação na eletrosfera atômica emitindo raios X “característico” (TAUHATA, 1999).

O processo de Bremsstrahlung ocorre quando elétrons acelerados interagem com núcleos de número atômico elevado ou com a eletrosfera atômica. Essa interação provocará uma brusca desaceleração do elétron e, conseqüentemente, uma perda total ou parcial de sua energia cinética, sendo esta energia cinética convertida em raios X e calor.



Os raios X característicos são produzidos quando algum processo de interação remove um elétron de camadas internas (K e L) da eletrosfera de um átomo. A vacância originada é imediatamente preenchida por outro elétron de um orbital superior (maior energia) que irá liberar o excesso de energia sob a forma de raios X característicos. O termo “característico” se deve ao fato da radiação emitida ser monoenergética e revelar detalhes da estrutura eletrônica do elemento emissor, tornando possível sua identificação.

#### **2.4- Aparelho de Raios X Diagnóstico.**

Os aparelhos de raios X utilizados para radiodiagnósticos consistem basicamente de quatro partes principais: gerador, tubo, painel de controle e receptores de imagem (SIEMENS, 1977).

*Gerador* - É o equipamento que gera a alta tensão (40kV a 150kV) e corrente (20mA a 1200mA) necessárias ao tubo para a produção de feixes de raios X. Eles podem ser monofásicos, trifásicos ou de potencial constante.

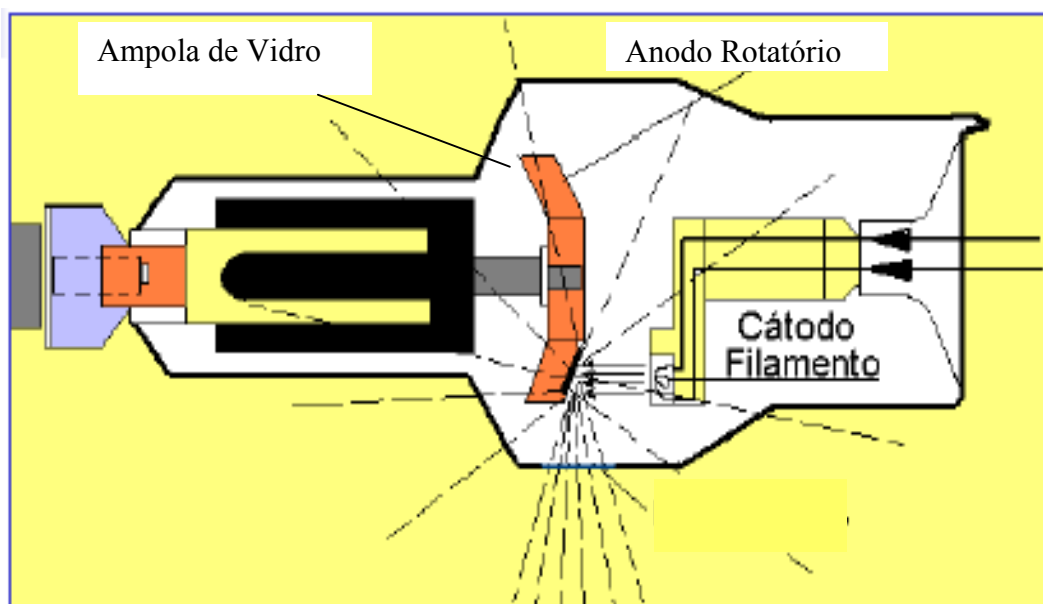
*Tubo* - É a parte do equipamento onde há produção dos raios X. Consiste de um invólucro feito com vidro especial resistente ao calor e ao vácuo, revestido por uma capa protetora de metal com chumbo (cabeçote), que minimiza a fuga da radiação. Neste cabeçote existe uma janela, que permite a saída do feixe de raios X. No interior do tubo, onde é feito vácuo, encontram-se o anodo (pólo positivo) e o catodo (pólo negativo), como pode ser visto na figura 2.1.

*Catodo* - Consiste de uma capa focalizadora e um filamento de tungstênio de 1 a 2cm de comprimento com cerca de 2mm de diâmetro. Este filamento, quando percorrido por uma corrente de cerca de 5 A, é aquecido e emite elétrons termoiônica e serão acelerados em direção ao anodo, devido a grande diferença de potencial (d.d.p).

*Anodo* - É normalmente um disco rotatório com cerca de 7cm de diâmetro, feito de tungstênio que serve como alvo de impacto (ponto focal) para os elétrons oriundos do catodo. O anodo é feito de tungstênio, pois cerca de 95% da energia cinética dos

elétrons que se chocam com ele é convertida em calor, exigindo assim, um material com alto ponto de fusão ( $3380^{\circ}$ ).

*Painel de Controle* – É a parte do equipamento que permite, ao técnico em radiologia, selecionar os parâmetros da técnica radiográfica a ser utilizada na realização de um dado exame. Normalmente, o painel de controle fica localizado numa sala adjunta ou atrás de um biombo, a fim de proteger o técnico da radiação secundária durante a exposição de um paciente.



**Figura 2.1-** Descrição de um tubo de raios X

## 2.5 - O Equipamento Mamográfico ( Mamógrafo)

O equipamento dedicado a mamografia não é o mesmo que o utilizado pelos sistemas de raios-X convencionais, possuindo características próprias, pois a imagem gerada deve ser de alta resolução para que possam visualizar as estruturas mamárias que, por sua vez, são composta de tecidos moles cuja diferença nos níveis de absorção de raios X é pequena entre si. O compartimento de compressão é um acessório do sistema mamográfico e tem como função comprimir a mama por meio de uma placa de

um material transparente até que se consiga a menor espessura possível. Ele é responsável por melhorar a resolução, levando as estruturas da mama mais próximas do filme e por evitar a movimentação da mama, conseguindo, assim uma dose menor de radiação. Isso diminui a espessura da mama, separando estruturas superpostas e ajudando na diferenciação entre massas sólidas e císticas, como pode ser visto na figura 2.2

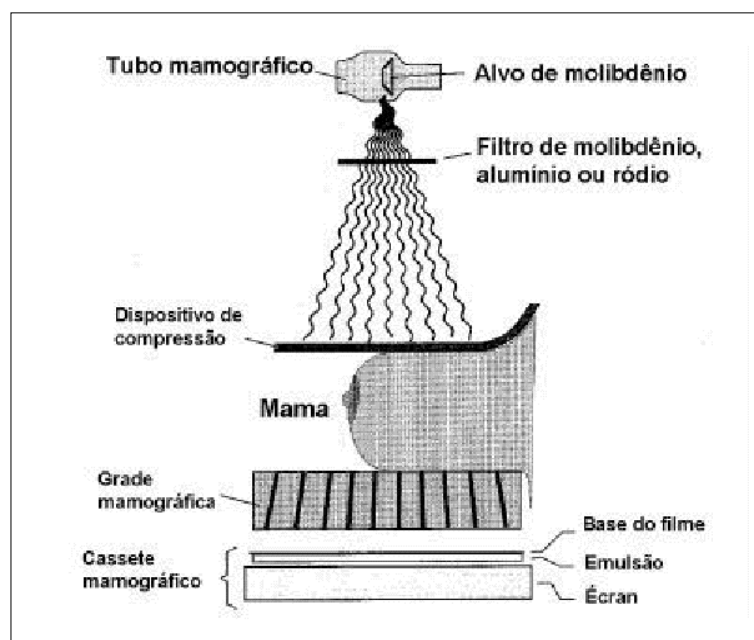


**Figura 2.2-** Mamógrafo ( Fonte : <http://www.uspar.com.br>)

Uma característica particular do equipamento mamográfico é a modificação do tubo de raios X : enquanto geralmente é usado alvo de tungstênio nos sistemas convencionais, o mamógrafo utiliza alvo de molibdênio. Isto porque o feixe produzido num tubo de molibdênio tem um espectro que o aproxima de um feixe monoenergético, o que é conveniente no caso de radiografia de mamas devido aos tecidos que a constituem. Outra característica peculiar é o campo de radiação que, no mamógrafo, é um pouco maior que a metade do campo dos sistemas convencionais. Para se conseguir isto, utilizam-se colimadores de feixes e restritores, que são espécies de direcionadores de feixe de raios X e barradores de radiação. Eles ajudam a diminuir a dose de radiação ionizante em outras partes do corpo da paciente e também colaboram com a melhoria da imagem. Os filtros, que geralmente são de molibdênio, com cerca de 0,03mm, são os responsáveis por impedir que os fótons do feixe de baixa energia, que nada acrescentem para o diagnóstico, atrapalhem na formação da imagem e atinjam a paciente, somando-se à dose de radiação recebida.

O ponto focal é outro fator de grande importância no sistema mamográfico; ele deve ser bem pequeno, pois estruturas de até 0,3mm de diâmetro, como as microcalcificações, por exemplo, devem ser possíveis de visualizar. O chassi mamográfico apresenta um écran intensificador (tela intensificadora) que, ao contrário do convencional, se posiciona em baixo do filme. Os fótons atravessam o filme, chegando pela sua base, atingem o écran, transformam-se em luz visível e são refletidos de volta, impressionando o filme. Esse posicionamento é utilizado para evitar o efeito "crossover" (fenômeno de o filme ser impressionado duas vezes pelo mesmo fóton de modo que isto possa causar uma certa penumbra na imagem, deteriorando a resolução), e também para ajudar na obtenção de uma melhor resolução da imagem, prevenindo uma grande absorção de fótons antes que eles se encontrem com o filme, pois, como os raios X na mamografia são de baixa energia, um simples écran poderia absorver mais que 50% dos fótons que chegam nele.

O mamógrafo deve ser operado com potência constante ou trifásica, onde o feixe de raios X tem maior poder de penetração. Geralmente a tensão usada para mamografia varia de 25 a 50kVp (entre 28 e 32, para a maioria dos exames), valor que depende normalmente da espessura da mama (que normalmente, depois de comprimida, fica entre 3 e 8cm). O esquema descrito está exemplificado na figura 2.3



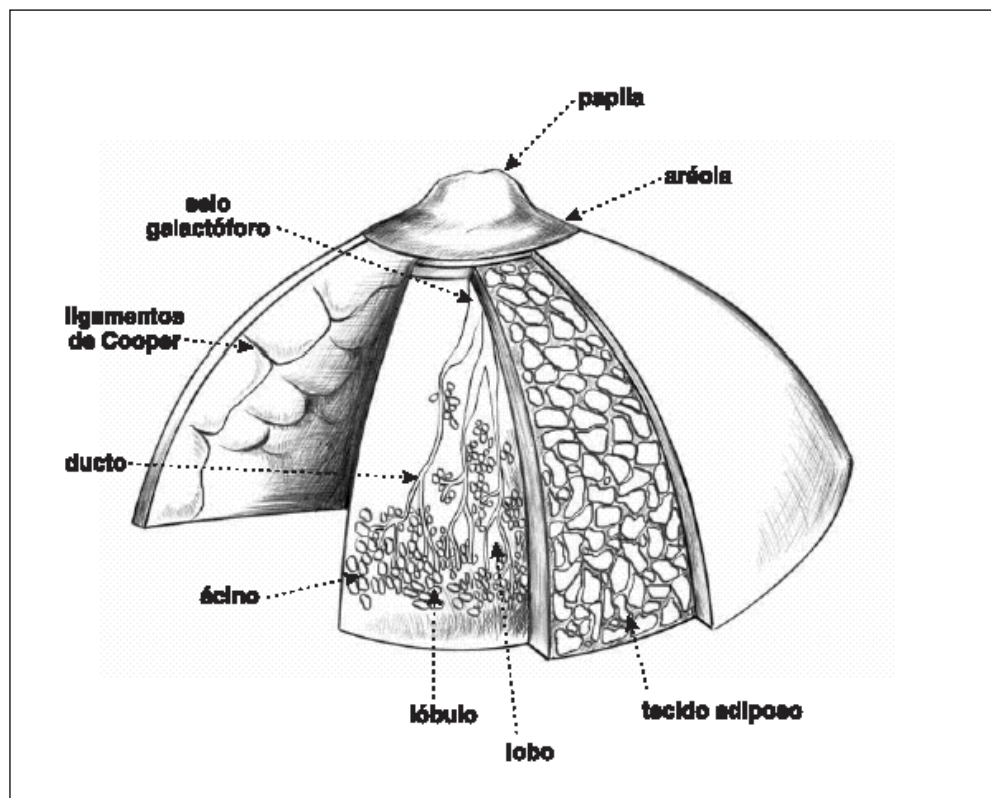
**Figura 2.3-** Esquema de um aparelho mamográfico durante a realização do exame

## 2.6- Estrutura da Mama

As mamas são órgãos pares, situadas nas paredes anteriores do tórax, sobre os músculos Grandes Peitoral.

Externamente, cada mama, na sua região central, apresenta uma aréola e uma papila. Na papila mamária exteriorizam-se 15 a 20 orifícios ductais, que correspondem às vias de drenagem das unidades funcionantes, que são os lobos mamários.

A mama é dividida em 15 a 20 lobos mamários independentes, separados por tecido fibroso, de forma que cada um tem a sua via de drenagem, que converge para a papila, através do sistema ductal.



**Figura 2.4.** Estruturas da Mama (fonte: falando sobre câncer de mama -INCA)

*Ácino* - porção terminal da "árvore" mamária, onde estão as células secretoras que produzem o leite.

*Lóbulo Mamário* - conjunto de ácinos.

*Lobo Mamário* - unidade de funcionamento formada por um conjunto de lóbulos (15-20) que se liga à papila por meio de um ducto lactífero.

*Ducto Lactífero* - sistema de canais (15-20) que conduz o leite até a papila, o qual se exterioriza através do orifício ductal.

*Papila* - protuberância composta de fibras musculares elásticas onde desembocam os ductos lactíferos.

*Aréola* - estrutura central da mama onde se projeta a papila

*Tecido Adiposo* – todo o restante da mama é preenchido por tecidos adiposo ou gorduroso cuja quantidade varia com as características físicas; estado nutricional e idade da mulher.

*Ligamentos De Cooper* - responsável pela retração cutânea nos casos de câncer de mama, são expansões fibrosas que se projetam na glândula mamária.

As mulheres mais jovens apresentam mamas com maior quantidade de tecido glandular, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Ao se aproximar da menopausa, o tecido gorduroso, até se constituir, quase que exclusivamente, de gordura e resquícios de tecido glandular na fase pós-menopausa.

Tem como função principal à produção do leite para a amamentação, mas têm também grande importância psicológica para a mulher, representando papel fundamental na constituição de auto-estima e auto-imagem. Embelezam a silhueta do corpo feminino e desempenham também função erógena e de atração sexual.

## **2.7 Posicionamento da Mama durante o Exame**

A mamografia é um exame que utiliza baixa tensão (kV) e alta corrente (mAs), para gerar alto contraste, necessário à visualização das estruturas que compõem a mama, todas com densidade semelhante.

Na realização da mamografia deve-se utilizar compressão eficiente, entre 13 e 15 kgf, para obtenção de um bom exame (na prática, em aparelhos que não indicam automaticamente a força de compressão utilizada, podemos comprimir até a pele ficar tensa e/ou até o limite suportado pela paciente).

As vantagens da compressão são:

- Reduz a dose de radiação, porque diminui a espessura da mama

- Aumenta o contraste da imagem, porque a redução da espessura da mama diminui a dispersão da radiação.
- Aumenta a resolução da imagem, porque restringe os movimentos da paciente.
- Diminui distorções, porque aproxima a mama do filme.
- "Separa" as estruturas da mama, diminuindo a superposição e permitindo que lesões suspeitas sejam detectadas com mais facilidade e segurança.
- Diminui a variação na densidade radiográfica ao produzir uniformidade na espessura da mama.

As incidências básicas são crânio-caudal e médio-lateral oblíqua e representam a base de qualquer exame.

### **2.7.1- Crânio-Caudal-CC**

*Posicionamento:*

- Tubo vertical, feixe perpendicular à mama.
- Paciente de frente para o receptor, com a cabeça virada para o lado oposto ao exame; do lado examinado, mão na cintura e ombro para trás ou braço ao longo do corpo, com o ombro em rotação externa.
- Elevação do sulco inframamário, para permitir melhor exposição da posição superior da mama, próxima ao tórax.
- Centralizar a mama no *bucky*, mamilo paralelo ao filme.
- Filme mais próximo dos quadrantes inferiores.
- As mamas devem ser posicionadas de forma simétrica.

***Referências para incidência crânio-caudal***

- Parte lateral e parte medial da mama incluídas na radiografia.
- Visibilização do músculo grande peitoral, que pode ocorrer em 30-40% das imagens, notadamente com adequada elevação do sulco inframamário.
- Visibilização da gordura retromamária.

### **2.7.2-Médio-Lateral Oblíqua MLO**

*Posicionamento:*

Rodar o tubo até que o receptor esteja paralelo ao músculo grande peitoral, variando a angulação entre 30 e 60° (pacientes baixas e médias 30 a 50°, paciente alta até 60°).

Feixe perpendicular à margem lateral do músculo grande peitoral.

Paciente de frente para o bucky com o braço do lado examinado fazendo 90° com o tórax; encaixar a axila e o grande peitoral no ângulo superior externo do bucky; puxar o peitoral e a mama para o bucky (colocar a mama para cima, "abrindo" o sulco inframamário); rodar o paciente (lado oposto ao exame para fora) e comprimir.

Centralizar a mama, mamilo paralelo ao filme.

Filme mais próximo dos quadrantes externos.

As mamas devem ser posicionadas de forma simétrica, incluindo mesma angulação.

Referencias para a incidência médio-lateral oblíqua

Músculo grande peitoral até plano do mamilo ou abaixo, com borda anterior convexa.

Sulco inframamário incluído na imagem.

Visibilização da gordura retromamária – se não for possível colocar o mamilo paralelo ao filme, sem excluir o tecido posterior, deve-se realizar incidência adicional da região retroareolar (em MLO ou CC).



**Figura 2.5-** Posicionamento da mama durante o exame



As incidências complementares crânio-caudal forçada, cleavage, médio-lateral ou perfil externo, lateromeral ou perfil interno caudocranial são realizadas para esclarecer situações detectadas nas incidências básicas.

## **2.8 -Sinais Radiológicos Primários de Câncer de Mama**

As principais lesões identificadas na mamografia são divididas em sinais radiológicos primários e secundários.

Os sinais radiológicos primários são os tipos de lesões que representam o câncer de mama com as seguintes expressões radiológica:

### **2.8.1- Nódulo**

É o achado mamográfico encontrado em 39% dos casos de câncer não palpáveis. Os nódulos devem ser analisados de acordo com o tamanho, contorno, limites e densidade.

*Tamanho* – no caso das lesões não palpáveis este parâmetro é de importância relativa, pois os nódulos diagnosticados apenas pela mamografia, apresentam pequenas dimensões.

*Contorno* – os nódulos podem apresentar contorno regular, lobulado, irregular e espiculado. A suspeita de malignidade aumenta em função da ordem citada acima.

*Limites* – os limites representam a relação do nódulo com as estruturas vizinhas; portanto, limites mal definidos são mais sugestivos para malignidade do que limites parcialmente definidos e limites definidos.

*Densidade* – os nódulos malignos geralmente apresentam densidade elevada, às vezes densidade intermediária e raramente baixa densidade.

### **2.8.2.- Microcalcificações.**

São extremamente comuns os depósitos de cálcio na mama, observando-se aumento na sua incidência com o avançar da idade. Estes depósitos de cálcio pode ser secundários a processos benignos, tais como secreção celular ativa, debris celulares necróticos, inflamação, trauma, radiação ou corpos estranhos. As calcificações são

encontradas no interior dos ductos, em torno dos ductos, nos ácinos, estruturas vasculares, estroma glandular, gordura e na pele (INCA-MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005). A microcalcificação é o achado mamográfico encontrado em 42% dos de câncer em lesões não palpáveis, podem representar o sinal mais precoce da malignidade. A análise deve incluir tamanho, número, forma, densidade e distribuição.

*Tamanho* – microcalcificações, por definição, são estruturas com tamanho igual ou menor que 0,5mm, portanto, partículas pequenas sugerem malignidade e partículas maiores são mais sugestivas de benignidade.

*Número* – quanto maior o número de microcalcificações por centímetro cúbico, maior a suspeita para malignidade. Em radiografia considera-se 1 centímetro quadrado que representa a projeção, em 2 planos, do volume correspondente a 1 centímetro cúbico. A suspeição começa a partir de 5 partículas. Assim quanto maior o número de partículas na área de 1cm<sup>2</sup> da radiografia, maior a suspeita para malignidade.

*Forma* – quanto maior a variedade de formas (puntiformes, lineares, ramificadas), maior o grau de suspeição para malignidade. Pode-se utilizar a classificação morfológica, de valor crescente, proposta pela Dra. Michèle Le Gal, excelente para orientar o raciocínio mostrada na tabela 2.1.

**Tabela 2.1**-Classificação morfológica de Michèle Le Gal (1984)

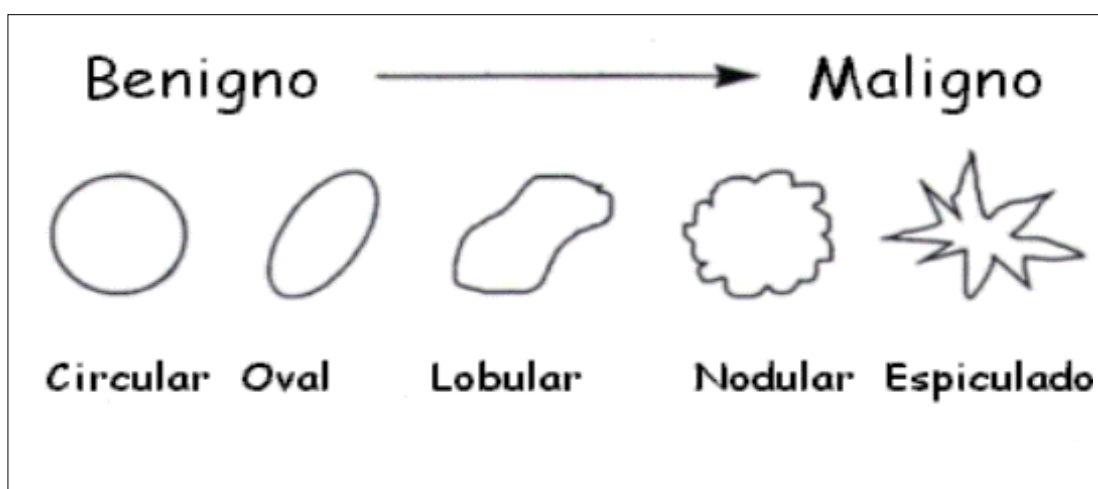
<b>TIPO</b>	<b>MICROCALCIFICAÇÃO- MORFOLOGIA</b>	<b>% de malignidade</b>
TIPO I	Anulares, redondas, discóides, com centro lucente	Todas são benignas
TIPOII	Redondas, isodensas, uniformes	22% são malignas
TIPOIII	Puntiformes, tipo "poeira", difícil identificação	40% são malignas
TIPOIV	Irregulares, poliédricas, tipo "grão de sal"	66% são malignas
TIPOV	Vermiculares, ramificadas, em forma de letras	Todas são malignas

*Densidade* – as microcalcificações tipicamente malignas apresentam densidade alta e importante variação de densidade dentro das partículas entre as partículas.

Portanto, densidade baixa e pouca ou nenhuma variação de densidade entre as partículas, sugerem benignidade.

*Distribuição* – as microcalcificações suspeitas de malignidade são em geral unilaterais, podem estar agrupadas num pequeno setor mamário ou dispostas em trajeto ductal.

*Formas procuradas:*



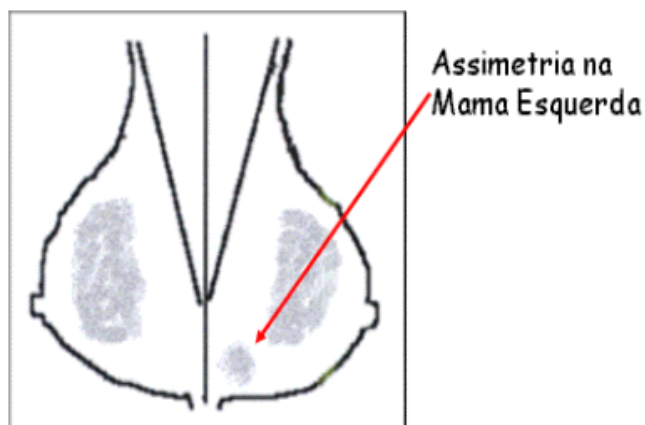
**Figura 2.6** - Representação das formas procuradas para a malignidade

### 2.8.3-Densidade Assimétrica e Neodensidade

São lesões que apresentam o mesmo aspecto radiológico, pois ambas são áreas densas e isoladas, sem correspondência na mama contralateral.

A densidade assimétrica é detectada através da comparação entre a imagem das mamas e representa malignidade em 3% das lesões não palpáveis. Pode ser difusa, quando abrange um grande segmento da mama e focal, quando encontra-se num pequeno setor da mama.

A neodensidade, por ser um elemento novo, é detectada através da comparação cuidadosa com as mamografias anteriores. Seis por cento dos casos de câncer em lesões não palpáveis se expressam radiologicamente sob a forma de neodensidade.



**Figura 2.7**-Esquema da densidade assimétrica na projeção dos quadrantes inferiores da mama esquerda.

## 2.9 -Filmes Radiográficos e Telas Intensificadoras (Écrans)

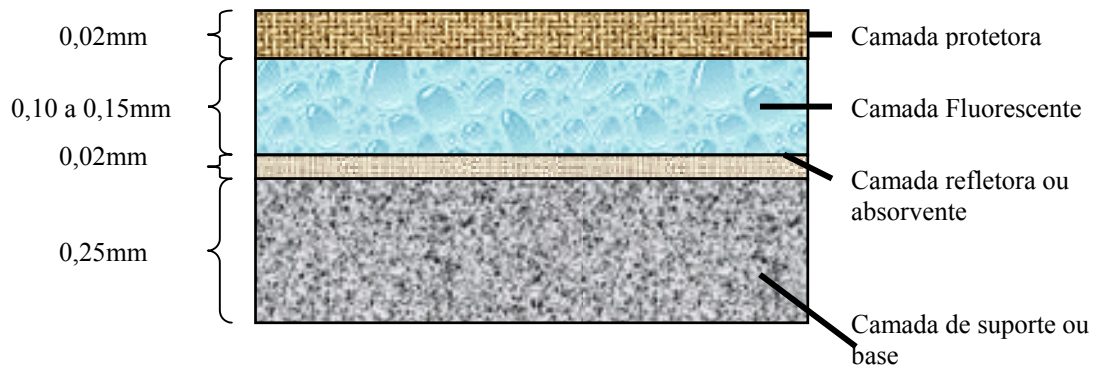
### 2.9.1 Filme Radiográfico

O Filme radiográfico é o mais antigo detector de Raios X. Esses após interagirem com os tecidos de um paciente são transmitidos carregando informações para um determinado exame radiográfico, em especial destaque para o exame das mamas. No processo de obtenção da imagem as informações das atenuações resultantes da passagem do feixe de Raios X pelos tecidos do paciente são registradas pelo filme mas que não podem, ainda ser vistas pelo olho humano e este registro e armazenamento das informações são feitas utilizando-se as telas intensificadoras (écrans).

O filme pode ser exposto diretamente aos Raios X, mas a energia dos Raios X é comumente convertida em luz visível, através das telas intensificadoras, já que o filme é mais sensível ao espectro do visível.

### 2.9.2 Características Físicas do Filme

O filme radiográfico é constituído basicamente por quatro camadas: camada protetora ou adesiva, base, emulsão, camada adesiva ou interface.



**Figura 2.8** – Estrutura física do filme

### 2.9.2.1 Camada Protetora ou Adesiva

Os filmes de um modo geral, possuem uma camada de gelatina dura sobre a emulsão. Esta camada tem a finalidade de proteger antes e após o processamento do filme, o que evita a rachaduras, pressão, e contaminação, facilitando a manipulação do filme antes da exposição (CURRY III et al, 1990).

### 2.9.2.2-Base

A base do filme é de plástico transparente de 0,2 mm de espessura, que serve como suporte para a emulsão fotograficamente ativa, ou radiosensível. A base deve apresentar algumas propriedades importantes, a saber: (CURRY III et al, 1990).

- não pode absorver muita luz quando a radiografia é feita,
- flexibilidade, espessura e comprimento da base devem permitir fácil processamento, ou seja, ela deve ser flexível e inquebrável, de fácil manuseio e suficientemente rígida para ser posta dentro de uma caixa (cassete),
- deve apresentar estabilidade dimensional, pois a forma e o tamanho não podem variar durante a revelação do filme ou durante o tempo de seu armazenamento.

Inicialmente, a base consistia de placas de vidros o que foi substituído por nitrato de celulose este fato se deu durante a primeira Guerra Mundial em 1914 devido ao corte do suprimento de vidro pela Bélgica e pela necessidade de filmes menos frágeis. Em 1924 surgiu à base de triacetato de celulose e em 1960 o primeiro filme radiográfico médico introduziu a base de resina de poliéster, o que melhorou a estabilidade dimensional

ficando inclusive mais fino que o acetato. Sua espessura é em torno de 0,18mm e possui propriedades iguais às do acetato.

### 2.9.2.3-Emulsão

A emulsão é a camada sensível à luz ou aos raios X de espessura aproximadamente de 0,0127mm. A emulsão deve transmitir luz e ser suficientemente porosa, permitindo que durante o processamento químico os cristais de prata sejam penetrados. Assim, algumas emulsões são projetadas para serem expostas diretamente aos raios X, por isso, são mais espessas de modo a absorver maior quantidade de fótons, outras são produzidas especificamente para serem usadas com as telas intensificadoras (écran). Os filmes para utilização no sistema écran-filme geralmente possuem dupla emulsão, mas para os exames de extremidades e mamografia utilizam-se os filmes com emulsão simples, pois é necessário obter uma imagem com maior grau de nitidez, e porque o uso do filme de emulsão dupla ainda provoca um certo grau de deformação da imagem devido à exposição cruzada que é exposição da emulsão posterior pela luz produzida no écran anterior e vice-versa (CURRY III et al, 1990)

A espessura da camada de emulsão, o tamanho e a disposição dos cristais na emulsão, os tipos de haletos de que são feitos os cristais, o modo como esses cristais sensibilizados durante a fabricação, e as diversas técnicas de controle durante a sua fabricação, determinam as características do filme, tais como velocidade, contraste, forma de curva característica, granulação e sensibilidade óptica (HENDDE, 1984).

A emulsão é composta por gelatina, que é feita de osso bovino e mantém os grãos haletos de prata dispersos, prevenindo o agrupamento deles. Haletos de prata que são elementos sensíveis à luz ou a radiação e estão precipitados e emulsificados na gelatina sob condições exatas de concentração e temperatura. O tamanho do cristal, perfeição estrutural e concentração são determinados pelo método de precipitação.

Existem filmes radiográficos com cerca de 90 a 99% de AgBr (brometo de prata) e de 1% a 10% de AgI (iodeto de prata). A presença de AgI torna a emulsão mais sensível do que a emulsão só com AgBr, pois o iodeto de prata possui número atômico maior, o que proporciona maior absorção dos fótons. O haleto de prata encontra-se

suspensão na gelatina sob a forma de pequenos cristais, com um formato quase plano e triangular, constituídos de íons de prata ( $\text{Ag}^+$ ), íons de brometo ( $\text{Br}^-$ ) e íons de iodeto ( $\text{I}^-$ ), que se mantêm unidos em uma estrutura cúbica por efeito de atração elétrica. Os cristais possuem de 1,0 a 1,5 microns de diâmetro com  $6,3 \times 10^9$  grãos/ $\text{cm}^3$  na emulsão e cada grão contém entre  $10^6$  e  $10^7$  íons de prata ( $\text{Ag}^+$ ) (CURRY III et al, 1990).

Esses grãos não formam cristais perfeitos, pois se não houvesse qualquer irregularidade, não seriam sensíveis à luz ou radiação. Dessa forma, não reagiriam com os fótons incidentes e não produziram a imagem. Entretanto, eles tem em sua superfície moléculas de sulfeto de prata ( $\text{Ag}_2\text{S}$ ) –conhecidas como pontos de sensibilidade –que atuam como centros de captura de energia luminosa ou radiação para a formação da imagem latente, e alguns íons de prata fora de sua posição normal na estrutura cristalina, que podem se deslocar para o centro de captura e ajudar a formar a imagem.

As moléculas de  $\text{Ag}_2\text{S}$  são produto da reação entre o enxofre (S), adicionado à emulsão, e o haleto de prata. Um único cristal pode ter um ou mais desses pontos de sensibilidade.

A cor é responsável pelo espectro de sensibilidade do filme. Assim as emulsões são acrescidas de corantes sensibilizadores que as tornam sensíveis para determinado comprimento de onda. Inicialmente, eram sensíveis ao azul, depois, novos corantes foram adicionados tornando-as sensíveis a outros comprimentos de onda. Existem quatro tipos de filmes: (1) sensível ao azul; (2) ortocromático (sensível a azul/verde e vermelho); (3) pancromático (sensível a todo o espectro de luz visível); e (4) infravermelho (sensível a calor) (BUSSELLE, 1988).

#### **2.9.2.4-Camada Adesiva ou Interface**

A camada adesiva é uma substância pouco espessa aplicada sobre a base do filme para uma perfeita união entre a base e a emulsão (HENDEE, 1984).

### **2.10 -Processo de Formação da Imagem**

Em um exame radiodiagnóstico, um feixe de raios X com intensidade uniforme, ao passar através de um paciente, interage com a estrutura física (diferentes tecidos com

diferentes espessuras, número atômico e densidade). O produto desse processo de interação do feixe de raios X com a matéria é uma saída de intensidade variável, contendo a informação da estrutura analisada, que é registrada por um detector de imagem, o filme, formando a imagem latente (DESPONDS, 1991).

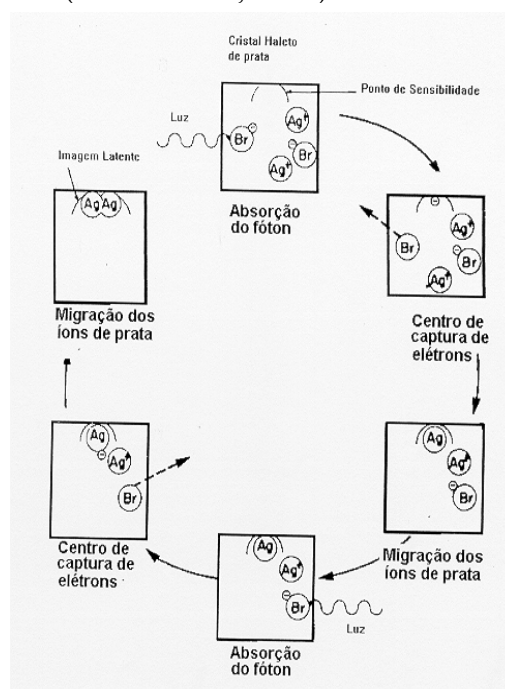
Conforme ilustra a figura 2.9, o fóton absorvido dá ao elétron do íon  $\text{Br}^-$  energia suficiente para este escapar e mover-se no cristal até o ponto de sensibilidade (AgS).



Este ponto de sensibilidade atua um centro de captura, onde o elétron é temporariamente fixado, formando uma carga negativa que atrai um íon  $\text{Ag}^+$ , neutralizando-se e formando um átomo de prata metálica, enquanto os átomos de bromo (Br) movem-se para a gelatina da emulsão.



O átomo de prata metálica formada atua também como centro de captura de elétron, e assim, repetidas vezes, dependendo da quantidade de fótons absorvidos, é produzido um aglomerado de prata metálica (NEBLETTE, 1962).



**Figura 2.9** – Formação da imagem latente (CURRY III et al1990)



### **2.11 –Exposição**

A exposição refere-se à quantidade de radiação que interage com o paciente e chega até o filme, que se encontra alojado em uma caixa denominada chassi radiográfico.

Numa exposição direta , a intensidade dos raios X que passam pelo paciente depende dos detalhes da estrutura interna do corpo. Esta intensidade que emerge do paciente interage com o filme, produzindo um nível de densidade correspondente (WILKS, 1987).

### **2.12 -Chassi Radiográfico**

O chassi radiográfico é um envelope desenvolvido para alojar o filme ou, uma combinação écran-filme e proteger o material foto-sensível da luz até o momento da exposição. A superfície anterior do chassi deve ser de material de baixo número atômico, com espessura reduzida para evitar atenuação indesejada, e a superfície posterior deve ser de material de alto número atômico para diminuir o retroespalhamento e aumentar a probabilidade de ocorrer uma interação fotoelétrica.

### **2.13 -Características Sensitométricas**

A visibilidade das informações registradas num filme para um diagnóstico preciso depende da forma como o filme responde à exposição à qual é submetido, e da forma como é processado. A resposta do filme à exposição direta aos raios X ou à luz proveniente das telas intensificadoras (écrans) é extremamente importante para a seleção dos parâmetros da exposição (corrente (mAs), tensão (kVp)), bem como para a seleção do tipo de filme ou combinação tela-filme. A escolha do filme será função das suas características das suas propriedades sensiométricas (CURRY III, 1990).

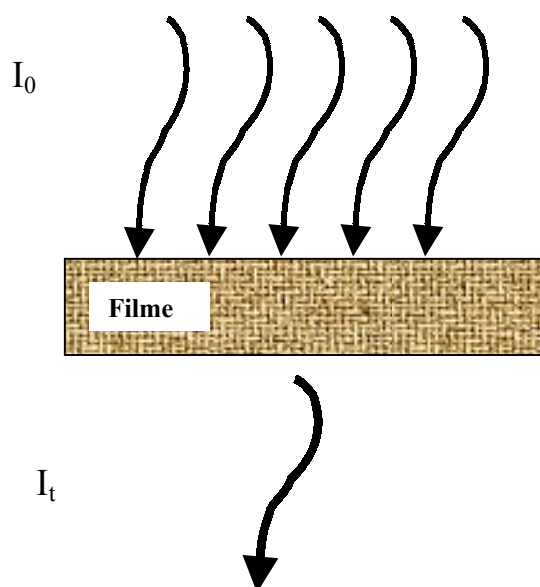
### **2.14 –Densidade**

A medida do enegrecimento do filme é denominada densidade fotográfica, densidade óptica ou simplesmente densidade, que é definido como a taxa de intensidade de exposição incidente por intensidade transmitida (HENDEE,1984).

A faixa de intensidade de radiação à qual um filme é sensível é entre 5mR e 1000mR, que é mais bem representada pelo logaritmo da exposição relativa, o que representa mais convenientemente uma ampla faixa de exposição em uma forma gráfica mais compacta e que fortalece o fato da resposta fisiológica do olho, para diferenças em intensidade, também ser logarítmica. Logo a densidade óptica fica definida matematicamente por:

$$D = \log \frac{I_0}{I_t} \quad (2.1)$$

onde  $D$  é a densidade óptica,  $I_0$  é a luz incidente sobre a área do filme e  $I_t$  é a luz transmitida por aquela área do filme.



**Figura 2.10-** Intensidade incidente e intensidade transmitida em um filme

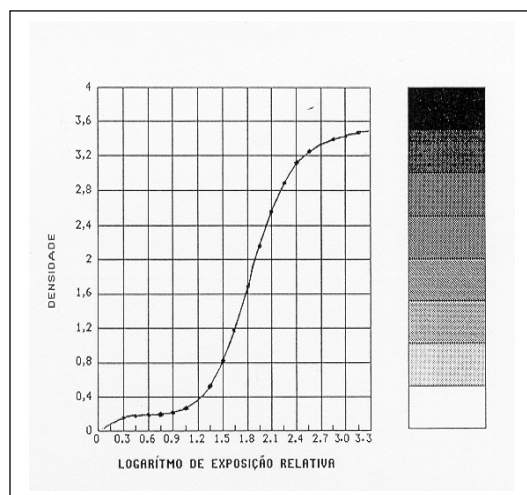
A opacidade (habilidade do filme para absorver a luz) é medida por  $\frac{I_0}{I_t}$ , e a transmitância (fração de luz que é transmitida pelo filme) é medida por  $\frac{I_t}{I_0}$ . Assim, verifica-se que a menor transmissão de luz (densidade óptica alta) significa que o filme

é mais escuro em relação àqueles com maior transmissão de luz (densidade óptica menor). No caso de um filme de dupla emulsão, a densidade óptica total resulta da soma das densidades de cada emulsão (SCAFF, 1979).

### 2.15- Curva Característica

A curva característica é um gráfico, cujos eixos y e x contêm respectivamente, os dados referentes à distribuição bidimensional da densidade óptica e os dados referentes à distribuição bidimensional de fótons provenientes da exposição do filme aos raios X ou à luz da tela intensificadora. Este gráfico é também conhecido como curva sensitométrica, curva de enegrecimento ou curva H-D. Os primeiros que usaram a curva características para descrever a resposta do filme fotográfico à luz foram Hurter e Driffield, daí a expressão curva H-D.

Uma análise da curva característica consiste na avaliação da capacidade de formação de imagem de um sistema convencional ou sistema tela-filme, proporcionando informações sobre o contraste, velocidade (sensibilidade) e sobre a faixa do logaritmo de exposição relativa que produz radiografias satisfatórias para o radiognóstico (latitude). Altas e baixas taxas de exposição resultam em pequenas variações de densidade óptica, regiões conhecidas como patamar e base da curva característica, como mostrado na figura (2.11). Uma radiografia com densidades ópticas nessas regiões fornecem uma imagem com contraste inferior, pois a parte importante da curva característica é a porção linear, onde a densidade óptica é proporcional ao logaritmo da exposição (HAUS, 1977).



**Figura 2.11** – Exemplo de Curva H-D

Vyborny, utilizou modelos experimentais para estudar a forma da curva característica, segundo ele os fatores básicos que determinam a forma da curva característica de um sistema de registro composto apenas pelo filme são as propriedades intrínsecas da emulsão do filme, tais como tamanho do grão, sua distribuição, concentração e centros de imagem latente necessário para tornar o filme revelável e para o sistema tela-filme (écran-filme) são as propriedades intrínsecas da emulsão do filme, exposição cruzadas- centros de imagem latente produzidos pelo écran posterior na emulsão anterior e vice-versa; contribuição do écran – centros de imagem latente produzidos pelo écran posterior na emulsão posterior e centros de imagem latente produzidos pelo écran anterior na emulsão anterior; fração de grãos do filme reveláveis pela interação direta aos raios X e fração de grão do filme que se tornaram reveláveis por outros meios, tais como elétrons ejetados dos écrans (VYBORNY, 1979)

### **2.16-Contraste**

O contraste é a diferença de intensidade entre dois pontos, ou entre duas áreas da imagem.

O contraste do filme é a diferença em densidades observáveis, em um filme de raios X, quando o mesmo é iluminado, e pode ser expresso pelo declive da porção reta da curva característica, definida pelo intervalo de densidade óptica entre 0,4 e 2,0 (FUNDAMENTOS DE RADIOGRAFIA, 1980).

### **2.17-Resolução**

A resolução é a capacidade do sistema em registrar imagens separadas, de pequenos objetos muito próximos entre si, e detalhes de alto contraste (BORASI, 1992). Essa capacidade do filme para registrar detalhes é expressa em pares de linha por milímetro, medida expondo aos raios X o objeto de testes apropriado para essa medida (MORGAN, 1986).

## 2.18 Velocidade

A sensibilidade de um filme à radiação incidente é determinada pela exposição necessária para produzir uma densidade específica. A sensibilidade é também chamada de velocidade. A velocidade do filme está associada ao tamanho do grão haleto de prata, pois o filme se torna mais rápido à medida que o tamanho do grão aumenta. Os filmes são divididos em três categorias conforme a sua velocidade (a) *filme lento* - possui grão fino e uniforme e apresenta alto contraste com boa definição; (b) *filme médio* - possui grãos médios e definição suficientemente boa; (c) *filme rápido* – possui grãos grandes e alta velocidade, especialmente utilizado para minimizar a dose no paciente, ou para reduzir a dose devido ao movimento involuntário do paciente (BUSSELLE, 1988).

Brink, define a velocidade  $v$  através da equação:

$$v = \frac{1}{E} \quad (2.2)$$

$E$  é a exposição necessária para produzir uma densidade óptica igual a 1,0 (BRINK, 1993).

## 2.19-Latitude

A latitude é obtida a partir da curva característica e trata-se da região de exposição a que o filme responderá com densidades utilizáveis no determinado radiodiagnóstico, que é determinada pela porção linear da curva. A latitude e o contraste são inversamente proporcionais (CURRY III, 1990).

## 2.20 - Telas Intensificadoras (Écrans).

As primeiras telas intensificadoras(écrans reforçadores) para filmes de raios X, as telas de tungstato de cálcio ( $\text{CaWO}_4$ ), foram fabricadas em 1896, um ano após a

descoberta dos raios X, permitindo uma redução de 50 a 100 vezes na exposição (CURRY III, 1990).

Estudos recentes desenvolveram novos materiais fluorescentes para as telas, tais como as terras raras, gadolínio e o lantânio, que ocupam o grupo 3B da tabela periódica dos elementos químicos. A série dos 15 elementos cujos números atômicos estão compreendidos entre 57 e 71 é conhecida como a série dos lantanídeos, devido ser o lantânio o primeiro elemento da mesma.

Entre 1972 e 1976 estudos realizados a respeito dos sais fluorescentes de terras raras, levaram a aplicação das telas intensificadoras compostas de oxissulfeto de gadolínio ativado pelo térbio ( $Gd_2O_2S:Tb$ ), com finalidade de reduzir as doses de radiação sem perda da qualidade da imagem (BUCHANAN, 1972).

O sal fluorescente de terras raras, atualmente em uso, é produzido como pó cristalino de oxissulfato de gadolínio ativado pelo térbio, pois o sal de terra rara no estado puro não emite luz apropriadamente, por isso necessita ser ativado pelo térbio. A máxima emissão de luz pelo sal de terra rara ocorre quando, aproximadamente 0,3% dos átomos de gadolínio são substituídos pelo térbio (Tb) (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983).

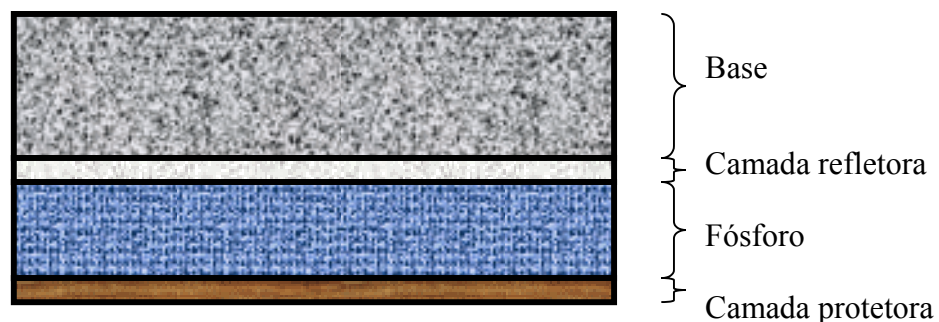
O espectro de luz emitido pelos cristais de  $Gd_2O_2S:Tb$  é concentrado em uma faixa limitada a um forte pico ao redor de 544 nanômetros, que é a faixa da área da luz verde do espectro, enquanto que o espectro do  $CaWO_4$  é contínuo na região azul tendo o pico um comprimento de onda ao redor de 430 nanômetros (CHISTENSEN, 1990).

As telas intensificadoras de terras raras absorvem mais raios X e emitem duas vezes mais energia luminosa que as telas de tungstato de cálcio (VENEMA, 1979). Devido a sua melhor absorção e conversão dos raios X em luz essas telas possuem maior velocidade, isto porque o sal de terra rara possui uma eficiência intrínseca mais alta, acima de 20 % (CHISTENSEN, 1990), este aumento da velocidade é obtido sem a perda do poder de resolução.

Castle, sugeriu que o contraste do filme poderia ser melhorado com o uso do sal fluorescente de terras raras em telas intensificadoras, porque este sal mostrou-se ser menos sensível à radiação espalhada quando comparada a tela de tungstato de cálcio. Estudos clínicos demonstraram que a melhoria na qualidade da imagem é obtida através de uma técnica de magnificação de imagem radiológica associada a um sistema tela terra rara-filme sensível a luz verde (IMHOF & DOI, 1978).

### 2.20.1 Características Físicas das Telas (Écrans)

Conforme literatura, uma tela intensificadora, esquematizada na figura 2.12, possui 4 camadas com espessura total em torno de 0,4mm, são elas: base, camada refletora, fósforo, camada protetora.



**Figura 2.12**-Estrutura física da tela.

*Base* – é feita de plástico de poliéster ou cartolina de alta qualidade e serve como suporte para as demais camadas; deve ser flexível, não conter impurezas, ser quimicamente inerte e não descorar com a radiação ou com o tempo.

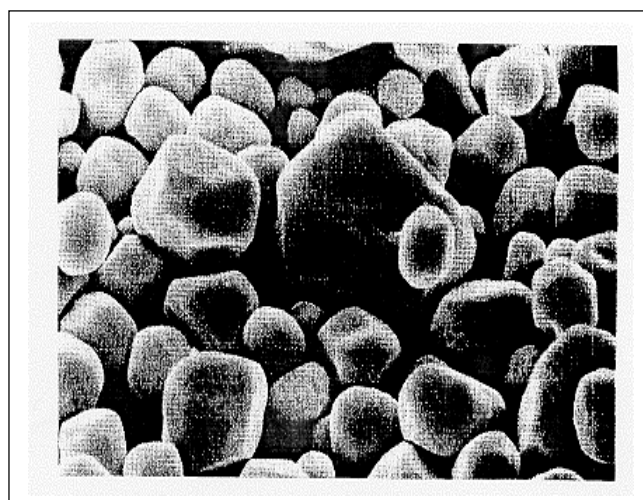
*Camada Refletora*- é constituída de óxido de magnésio(MgO) ou dióxido de titânio(TiO<sub>2</sub>) e encontra-se espalhada sobre a base com uma espessura de 0,0254mm. A luz é produzida em todas as direções, mas uma pequena parte é emitida em direção ao filme. Portanto, a camada refletora é responsável pelo redirecionamento dos fótons espalhados, muito embora alguns écrans não possuam a camada refletora.

*Camada de Fósforo* – é aplicada sobre a camada refletora ou sobre a base, esta camada é constituída por um material luminescente, também chamado de fósforo. Os cristais de fósforo encontram-se suspenso em um plástico flexível. Quanto maior a espessura do fósforo, mais rápido é o écran. Esta camada é responsável pela emissão de luz durante o período em que é estimulado pelos raios X, processo conhecido como *luminescência*. (SCAFF, 1979). Quando a emissão de luz ocorre num intervalo de tempo de  $10^{-8}$  segundos, o processo é chamado de *fluorescência*; ocorrendo num intervalo de tempo superior a  $10^{-8}$  segundos, recebe o nome de *fosforescência*.

A luz emitida tende a ser mais intensa quando aumenta o tamanho do cristal. Para ser usado em um écran, o fósforo deve apresentar determinadas características:

- a) alta absorção de raios X;
- b) alta eficiência de conversão, ou seja, emitir uma grande quantidade de fótons de luz por interação (o que varia de fósforo para fósforo);
- c) alto número atômico para aumentar a probabilidade de interação com a radiação incidente;
- d) adequado espectro de emissão de luz;
- e) resistência as variações ambientais;
- f) após estímulo dos raios X, mínima emissão de luz [CURRY III]

Na figura 2.13 podemos verificar os cristais de fósforo que compõe a tela intensificadora de  $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$



**Figura 2.13-** Écran de  $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$ , cristal de fósforo ampliado 2500 vezes



*Camada Protetora*- é composta de plástico e apresenta uma espessura de 0,02mm sobre a camada de fósforo que serve de proteção a esta camada, proteção de desgaste, eletricidade estática, umidade, manchas. É uma camada fina que permite a limpeza periódica, mas que não interfere na nitidez da imagem.

### 2.20.2 Propriedades das Telas Intensificadoras.

*Velocidade* – refere-se a eficiência da tela em converter os raios X em luz. São vários os fatores que interferem na velocidade das telas intensificadoras, os que independem dos fatores operacionais são:

- a) Camada de fósforo, que esta diretamente ligada com a conversão de raios X em luz visível. Quanto maior a camada maior a conversão;
- b) Sua composição,  $\text{CaWO}_4$ ,  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}$ , etc;
- c) O tamanho do cristal de fósforo, maior cristal implica em maior quantidade de luz emitida;
- d) A presença ou não de tinta absorvedora de luz na camada de fósforo. Esta tinta serve para absorver parte da luz espalhada na tela intensificadora;
- e) A qualidade da radiação, quando aumenta a tensão (kVp), o fator de intensificação diminui. A habilidade da tela em registrar detalhes é inversamente proporcional a sua velocidade.

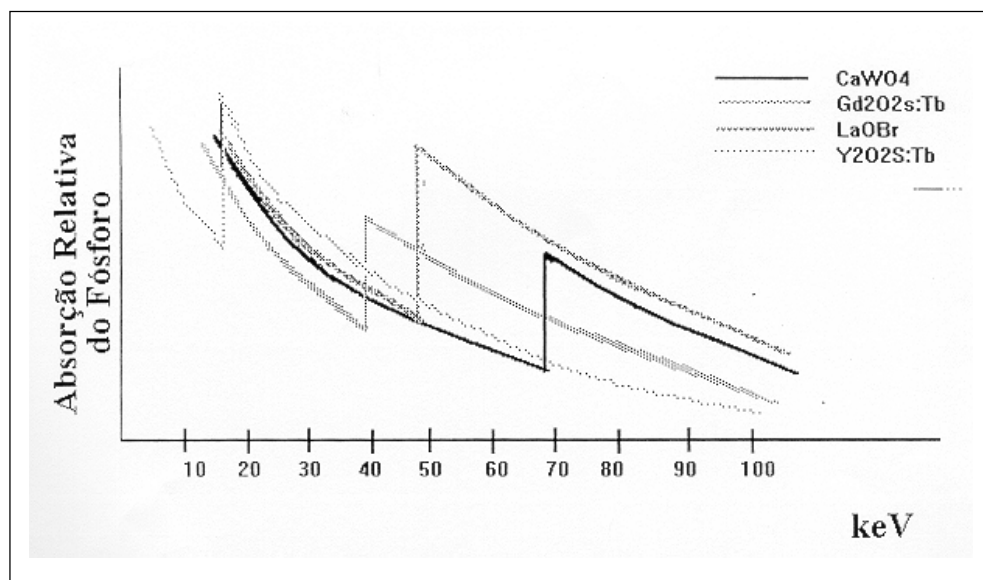
Atualmente muitos esforços tem sido feito para melhorar a velocidade das telas intensificadoras, isto inclui a pesquisa a cerca de novos fósforos. A literatura e pesquisas apontam para três maneiras de se aumentar a velocidade da tela intensificadora : 1) aumentar a espessura da camada de fósforo; 2) aumentar a eficiência de conversão; 3) aumentar a capacidade de absorção do fósforo.

O aumento da espessura da camada de fósforo aumenta a absorção de fótons, mas isso causa borrão na imagem, devido à difusão da luz (espalhamento). Portanto, pode-se aumentar a velocidade das telas aumentando a camada de fósforo, desde que haja um compromisso entre velocidade e nitidez da imagem.

A literatura , informa que a eficiência de conversão dos raios X em luz das telas intensificadoras é diferente para cada tipo de fósforo utilizado em sua fabricação .

Segundo Curry III, os fósforos de terras raras (incluindo o gadolínio) absorvem um fóton de raios X e produzem 4000 fótons de luz, e os fósforos de  $\text{CaWO}_4$  absorvem um fóton de raios X e produzem 1000 fótons de luz.

A posição da energia da camada eletrônica K do átomo de um fósforo tem influência significativa sobre a absorção dos raios X de diferentes telas intensificadoras. Conforme ilustrado na figura (2.14) através da análise da figura (2.14) podemos notar, principalmente para o  $\text{CaWO}_4$  e  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ , que absorvem igualmente até 50 keV, energia da camada K do gadolínio (Gd); de 50,2 keV até 70 keV, energia da camada K do tungstênio (W), as telas de terras raras mostram –se mais eficientes que os  $\text{CaWO}_4$  por causa da diferença de absorção fotoelétrica dos fósforos (CURRY III,1990).



**Figura 2.14**-Comparação das Curvas de Absorção de Raios X de alguns Fósforos.

C.J. Vyborny *et al* (VYBORNÝ, 1980), estudaram sistemas telas-filmes, com filme de emulsão dupla, e verificaram que a energia absorvida pela tela é afetada pela energia da camada K do fósforo, é muito pouco afetada pelo filme podendo ser negligenciada. Efetuaram cálculo da energia da energia absorvida pela tela desprezando o efeito do filme sobre a absorção total.

*Espectro de luz* - o espectro de luz emitido por uma tela é uma característica do material que a constitui, e constitui uma importante ferramenta quando se considera a resposta de diferentes filmes à luz emitida por uma tela particular.

Os fótons de luz emitidos pelas telas intensificadoras são mais facilmente absorvidos pelo filme do que os fótons mais energéticos de raios X. Mas as telas intensificadoras devem combinar com o filme de forma que haja um casamento espectral para se obter um melhor desempenho de ambos (MOORES, 1973).

*Eficiência da Tela Intensificadora* – a habilidade dos fótons de luz emitidos pelos fósforos em escapar da tela e expor o filme é denominada de eficiência da tela intensificadora. De acordo com (CURRY III, 1990), se forem conhecidos a energia dos fótons absorvidos, o comprimento de onda da luz emitida pelo fósforo e a sua eficiência de conversão, o número de fótons de luz gerados é facilmente calculado. Por exemplo, se uma exposição de 50 keV é absorvida por uma tela de oxissulfeto de gadolínio que emite o pico de luz em 544nm, a energia em eV deste fóton de luz é calculado por:

$$\lambda = \frac{12,4}{E} = 5440 \Rightarrow E = \frac{12,4}{5440} \cong 0,00228 \Rightarrow E \cong 2 \text{ eV} \quad (2.3)$$

onde  $\lambda$  é o comprimento de onda. Assim a energia dos fótons de luz verde [544nm] está em torno de 2eV. A uma eficiência de conversão de 100%, fótons de raios X de 50000eV produzem em torno de 25000 fótons de luz com energia de 2eV  $\left(\frac{50000}{2} = 25000\right)$ . O número de fótons emitidos por este fósforo, porém, é 1250 por causa dos 5% de eficiência de conversão  $(25000 \times 0,05 = 1250)$ . O fósforo de  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ , absorve 60% dos fótons de raios X, admitindo 1000 fótons de raios X, somente aproximadamente 600 fótons serão absorvidos e produzirão 750000 fótons de luz  $[600 \times 25000 = 750000]$ . Metade dos 750000 fótons de luz escapara da tela e exporá o filme.

A forma como a tela amplia o efeito fotográfico pode ser observado quando se utiliza o filme sozinho sem a tela. Considerando que são necessários 100 fótons para formar um centro de imagem latente  $\left(\frac{25000}{100} = 2500\right)$ . No caso do filme sozinho

apenas 5% dos fótons de raios X [50 fótons] são absorvidos pelo filme e reagem com a emulsão para formação dos centros de imagem latente. Considerando que cada fóton contribui para a formação de um centro de imagem latente na exposição direta serão formados apenas 50 centros de imagem latente. O que observamos com esta comparação é uma taxa de 50:1 na produção de centros de imagem latente da combinação tela-filme para o filme sozinho [2500/50=50].

Esta taxa de 50:1 mostra que para a formação dos centros de imagem latente a utilização das telas intensificadoras permite a redução da exposição. A medida da redução dessa exposição é denominada de *fator de intensificação* [FI], ou seja, razão entre as exposições de raios X necessárias para produzir a mesma densidade em um filme com [Ec] e sem tela [Es] e é expressa pela equação 2.4 (SCAFF, 1979).

$$FI = \frac{E_c}{E_s} \quad (2.4)$$

*Exposição tela-filme* – No diagnóstico praticamente todos os exames são realizados usando-se a combinação tela-filme [écran-filme], por reduzir o tempo de exposição e a dose no paciente.

*Combinação tela-filme* – A combinação tela-filme pode ser feita de duas maneiras, a primeira consiste em combinar um filme de uma única emulsão e apenas uma tela, e que é chamado de combinação tela-filme simples, enquanto que a segunda combina um filme de dupla emulsão com duas telas, sendo uma para a emulsão anterior e a outra para a emulsão posterior, é chamada de combinação tela-filme dupla.

A combinação simples é usada para exames de extremidades e para a mamografia, onde é necessário radiografar estruturas pequenas e de difícil contraste e obter imagem com baixo nível de borramento, a dupla é utilizada no radiodiagnóstico em geral, principalmente para aumentar a absorção de raios X e o contraste.

## 2.21 – Dose e Exposição

Conforme Barret & Swindel, para definir completamente um feixe de raios x é necessário especificar a distribuição espacial e espectral dos seus fótons constituintes.

Embora essa formulação seja fisicamente mais completa, considerações mais simples são mais úteis na prática.

Como primeira medida de radiação temos a exposição(X):

$$(X) = \frac{\partial Q}{\partial m} \quad (2.5)$$

onde  $\partial Q$  é o diferencial absoluto da carga dos íons produzidos pela liberação de elétrons estimulada pela incidência da radiação na massa de um elemento diferencial de volume de  $\partial m$ . A unidade normalmente utilizada é o Roentgen ( $1R = 2,58 \cdot 10^4 \text{ C/kg}$ ).

Alternativamente, pode-se definir o diferencial de energia transferida  $\partial E$  pela radiação ionizante a um diferencial de massa  $\partial m$ . Deste modo defini-se a dose absorvida (D):

$$D = \partial E / \partial m \quad (2.6)$$

Onde a unidade de dose é o Gray ( $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$ ) no Sistema Internacional de Unidades.

A taxa de dose absorvida é definida por  $D = \lim_{t \rightarrow 0} dD/dt$ , cuja unidade padrão é Gy/s (BARRET & SWINDEL).

## 2.22 – Interação da Radiação X com a Matéria.

### 2.22.1- Introdução.

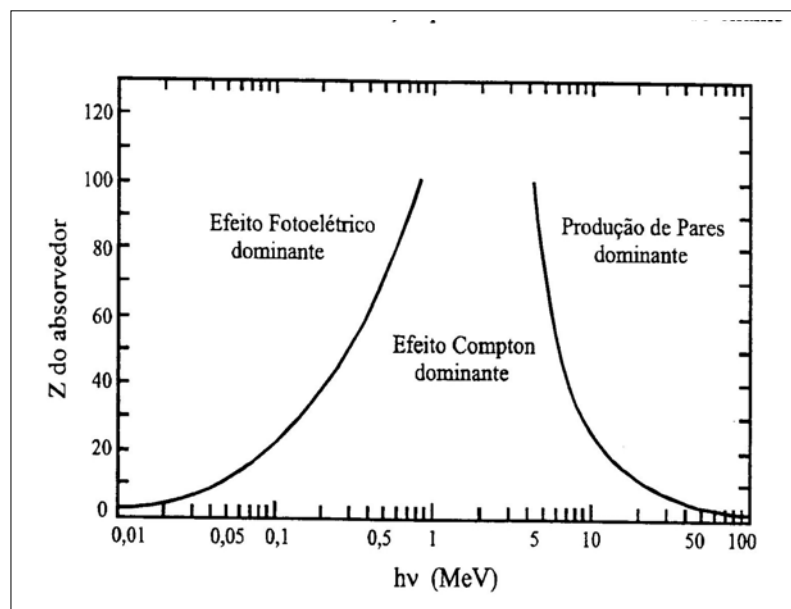
A interação da radiação eletromagnética com a matéria é um instrumento fundamental na pesquisa da estrutura do átomo e dos materiais em geral (MAGALHAES, 1997) com especial aplicação na medicina radiodiagnóstica, como no caso da mamografia, por exemplo.

Quando interagem com a matéria os raios X podem ser transmitidos, absorvidos ou espalhados. A probabilidade de interação depende da energia do fóton incidente, da

densidade, da espessura, do número atômico dos materiais que constituem o meio (BUSHBERG et al, 1994).

Os raios X sob o ponto de vista da interação com a matéria são classificados como radiação indiretamente ionizante, pelo fato de não possuírem carga elétrica. Eles interagem individualmente, transferindo total ou parcialmente, sua energia para um elétron, ou para o núcleo de um átomo, constituinte do meio de interação. Devido a sua natureza ondulatória, os raios X podem penetrar grandes espessuras de um material sem interagir. Este poder de penetração depende da probabilidade ou seção de choque de interação, que por sua vez depende da energia da radiação incidente e do número atômico ( $Z$ ) do material absorvedor. A interação dos raios X com a matéria se dá através dos seguintes processos : efeito fotoelétrico, efeito Compton, formação de pares e reações fotonucleares (TAUHATA, 1999).

A figura 2.15 representa a importância relativa dos efeitos fotoelétrico, Compton e de formação de pares, em função da energia do fóton e do número atômico do material absorvedor.



**Figura 2.15** – Importância relativa dos efeitos Fotoelétrico, Compton e Formação de Pares.

**Coefficiente de atenuação linear total** – É o coeficiente que fornece a probabilidade do feixe sofrer atenuação por um dos processos de interação com a matéria. É dado pela soma dos coeficientes de atenuação referentes a cada processo de interação, como mostra a equação (2.7)

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma_{\text{inc.}}(E) + \sigma_{\text{coe.}}(E) + \sigma_{\text{fp.}}(E) \quad (2.7)$$

$\tau(E)$  = coeficiente de atenuação para o efeito fotoelétrico,

$\sigma(E)$  = coeficiente de atenuação para o espalhamento incoerente (Compton),

$\sigma_{\text{coe.}}(E)$  = coeficiente de atenuação para o espalhamento coerente (Rayleigh),

$\sigma_{\text{fp.}}(E)$  = coeficiente de atenuação para a formação de pares.

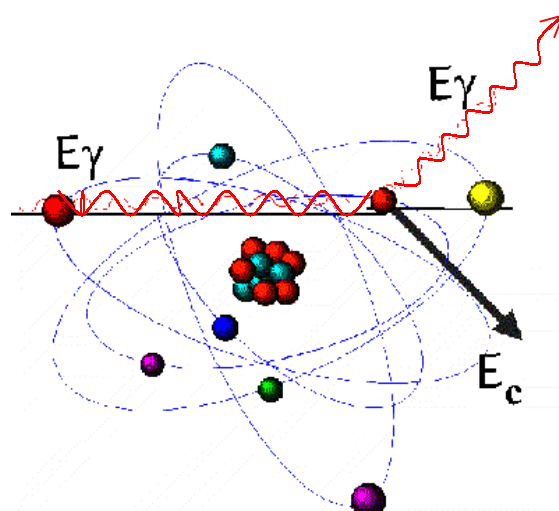
Para a faixa de radiodiagnóstico (energia até 150 keV), somente os processos de espalhamento coerente, espalhamento incoerente e efeito fotoelétrico são relevantes e serão estudados de uma forma resumida.

### 2.22.2 - O Espalhamento Coerente (Rayleigh)

O espalhamento coerente é um processo em que os fótons com energia  $E_0$  interagem com elétrons orbitais do átomo e são espalhados elasticamente, com a mesma energia  $E_0$ , sem ionizar ou excitar o átomo. A intensidade da radiação espalhada pelo átomo é determinada somando-se as amplitudes da radiação espalhada, coerentemente, por cada elétron atômico do átomo. Cada elétron contribui, individualmente, independentemente da seção choque. O espalhamento coerente é predominantemente em baixas energias e para materiais com elevado número atômico.

### 2.22.3 - O Espalhamento Incoerente (Compton)

Ao contrário do espalhamento coerente, o espalhamento incoerente ou espalhamento Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material em outra direção. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. O efeito Compton é esquematizado na figura 2.16.

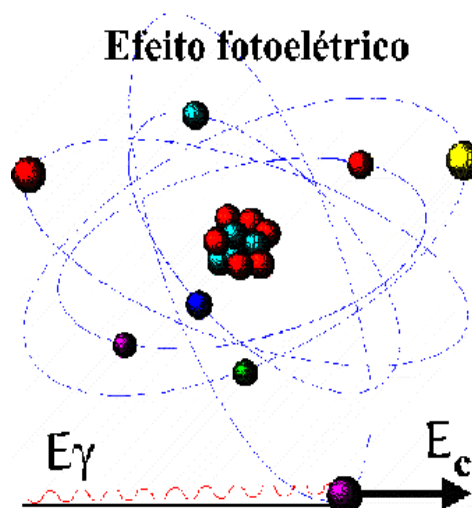


**Figura 2.16** – Representação esquemática do espalhamento Compton.

#### 2.22.4-Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total de energia do fóton incidente a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética bem definida.

Obviamente a energia cinética do fóton incidente deve ser maior que a energia de ligação do elétron à sua camada atômica. A figura 2.17 é uma representação do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 1999).



**Figura 2.17** – Representação esquemática do efeito fotoelétrico



### 2.23- SNR, DQE e FI

**Relação Sinal/Ruído (SNR)** - Contraste é o sinal essencial em radiodiagnóstico por imagem é algo que devemos elevar ao máximo. Ruído é o que devemos reduzir ou eliminar em qualquer processo de formação de imagem. Existe uma conveniente maneira de combinar o contraste e o ruído por um simples parâmetro chamado relação sinal ruído (Sinal-to-Noise Ratio) (SNR). A razão contraste ruído também é utilizada. (CNR) (BUSHBERG et al, 1994).

$$\text{SNR} = \frac{\text{Signal}}{\text{Noise}} \quad \text{ou} \quad \text{CNR} = \frac{\text{Contrast}}{\text{Noise}} \quad (2.8)$$

Segundo Bushberg, a relação sinal/ruído para um sistema tela filme pode ser calculada utilizando-se as seguintes expressões :

$$\text{SNR} = \sqrt{N_{\text{detectado}}} = \sqrt{DQE \times N_{\text{incidente}}} \quad (2.9)$$

Onde  $N_{\text{detectado}}$  = é o numero de fótons detectado e  $N_{\text{incidente}}$  = é o numero de fótons incidente.

A equação (2.9) indica que o ruído quântico reduz com a raiz do número de fótons, ou seja, com a dose de exposição de radiação.

**Ruído Quântico** - O ruído quântico costuma ser majoritário em sistemas de imagens radiográficas (BARRET et al, 1981).

Em um campo uniforme irradiado, áreas adjacentes do detector apresentam contagem de fótons que variam aleatoriamente em torno de uma média (HUDA et al, 1994).

Estas variações de fótons incidentes sobre o detector de radiação são basicamente de natureza quântica dos fótons, sendo denominada ruído quântico (HART et al, 1992).

**Equivalente Quântico de Detecção (DQE)**- é uma descrição do parâmetro de quanto do ruído é adicionado por um sistema de imagem latente a uma imagem final. Um sistema de imagem latente, tal como um sistema tela-filme, não absorverá todos os fótons que incide nele. Alguns serão perdidos devido a transmissão ou ao espalhamento. O equivalente quântico de detecção (DQE) é uma medida de como o sistema utiliza os fótons absorvidos, e pode ser pensado em termo de quanto de ruído é adicionado pelo sistema de imagem latente.

O ruído em uma imagem radiográfica é intrinsecamente relacionado com o número de fótons que contribui para a formação da imagem.

Todo sistema tela-filme produz a imagem latente em dois momentos: 1) a absorção dos raios X pela tela (fósforo) e 2) a transferência de informação de absorção para o filme pela conversão dos fótons de luz para o filme.

O primeiro momento envolve o equivalente quântico de detecção (DQE). O DQE depende da tensão(kV) da fonte, da composição e espessura do tecido irradiado e da composição e espessura da tela de fósforo.

O segundo momento para a formação da imagem é a transferência de informação para a emulsão. A eficiência desta etapa envolve a eficiência de conversão. E a eficiência total do sistema é dada pelo produto da eficiência de detecção pela eficiência de conversão.

Os raios X que são transmitidos pelo paciente mas também são, transmitidos pelo sistema tela- filme não contribuem para a formação da imagem, somente os raios X absorvidos pelo sistema tela –filme, que realmente contribuem para formação da imagem. Isto significa, o que realmente importa e o número de fótons que são absorvidos pelo detector e não o número de fótons incidente nele.

Segundo a literatura, o equivalente quântico de detecção, para um sistema tela-filme, pode ser calculado utilizando-se a equação (2.10) (BUSHBERG et al, 1994).

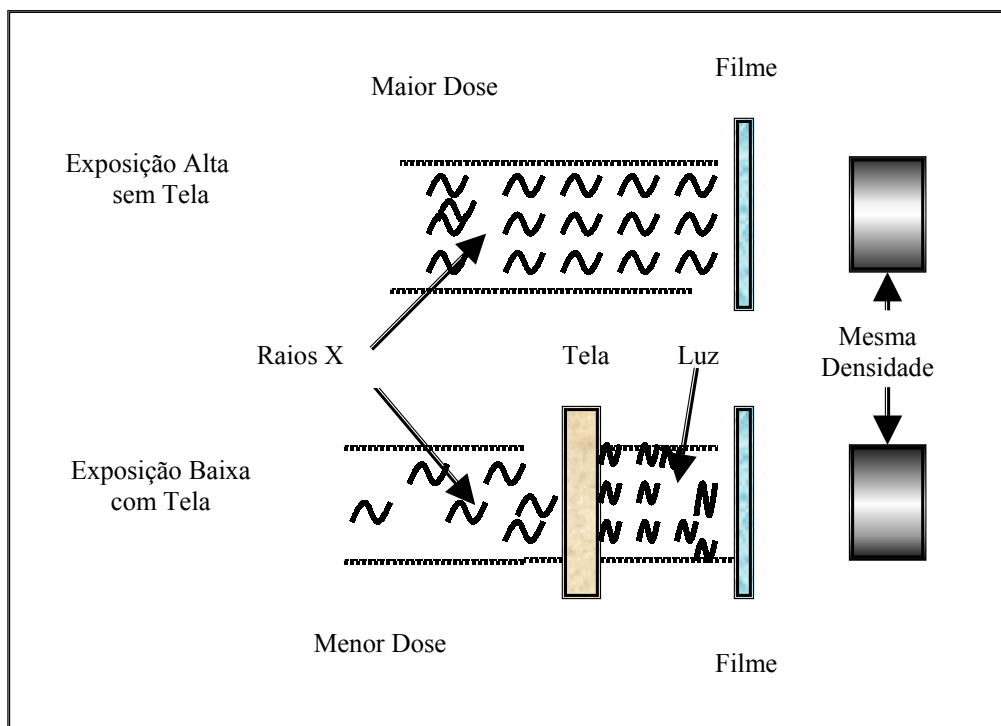
$$DQE = \frac{N_{\text{absorvido}}}{N_{\text{incidente}}} \quad (2.10)$$

**Fator de Intensificação (FI)**-refere-se ao aumento de velocidade que o sistema tela-filme adquire em comparação com o sistema composto apenas pelo filme e é definido como :

$$FI = \frac{\% \text{ de energia depositada no filme}}{\% \text{ de energia depositada na tela}} \quad (2.11)$$

### 2.24-Influência da Tela na Redução de Dose no Paciente

A figura 2.18 mostra como a intensificação, proporcionada pela tela, diminui o tempo de exposição reduzindo com isso a dose para o paciente. A redução da exposição e conseqüentemente da dose é diretamente relacionado com a velocidade do sistema (tela-filme).

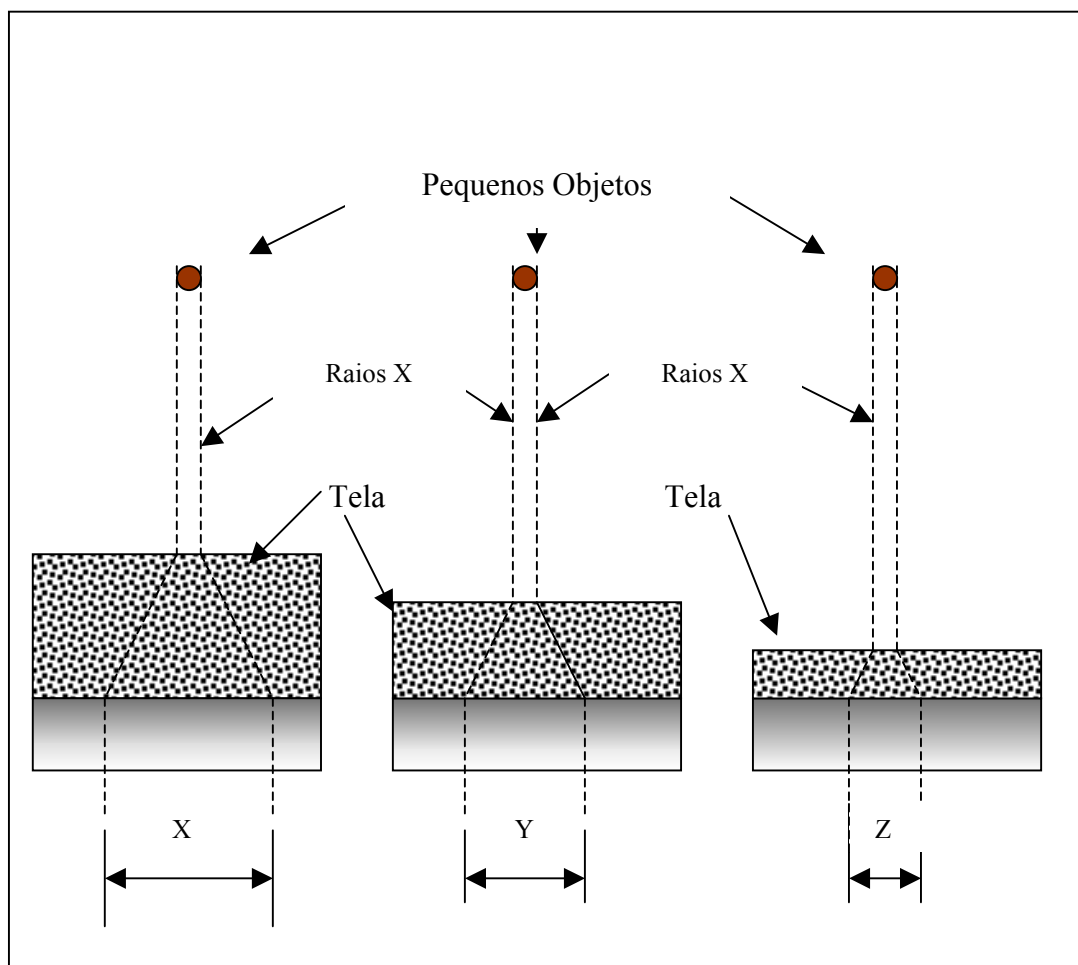


**Figura 2.18-** Conversão de Energia dos Raios-X

### 2.25-Influência da Espessura da Tela na Resolução e no Contraste.

Ao escolher-se uma tela intensificadora, deve-se analisar a quantidade de exposição associada a qualidade da imagem necessária à técnica de Radiodiagnóstico.

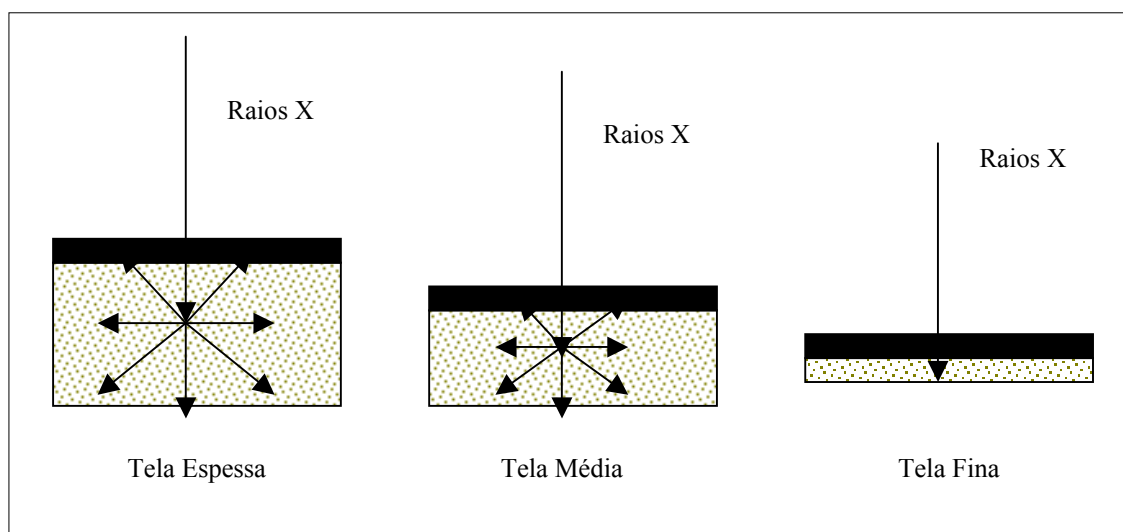
As telas finas absorvem menos raios X que as espessas. As telas espessas necessitam de menos raios X para impressionar o filme radiográfico, porém, diminuem a definição da imagem conforme mostrado na figura 2.19.



**Figura 2.19** – Efeitos da Espessura da Tela na Definição da Imagem

A figura 2.20 mostra a influência da espessura da tela no contraste, podemos observar que uma tela muito espessa absorve os raios X e os convertem para luz mas a produção de fótons de luz, no interior de uma tela, é isotrópico, e a própria tela

reabsorve estes fótons de luz que foram produzidos, não permitindo que os mesmos atinjam o filme diminuindo assim o contraste do objeto radiografado.



**Figura 2.20** – Influência da Espessura da Tela no Contraste

### 2.26-Considerações sobre Qualidade de Imagem

Nesta seção é feita uma discussão sobre o conceito de qualidade de imagem e a importância dos parâmetros físicos focado neste trabalho. Conforme Hart et al, a qualidade de imagem é um conceito genérico aplicável a todas as modalidades de sistema de aquisição e reprodução de imagem. Não significando que seja um conceito bem definido ou estabelecido. A importância da discussão sobre os conceitos de qualidade de imagem aplicados a sistemas médicos envolve intrinsecamente o valor da técnica para o diagnóstico. Dentro de um conjunto específico de situações clínicas é essencial manter a maior fidelidade entre o objeto observado e a imagem disponibilizada de forma a proporcionar a capacidade de detecção e descrição acurada de anormalidades.

Segundo Hart et al, deve-se considerar que a qualidade da imagem deve ser avaliada como um processo de duas etapas: a detecção de dados, representando a

qualidade do processo de obtenção de informação pelo instrumento de imagem, e o processamento/exibição de dados, representando a qualidade final da imagem exibida.

Este trabalho enfoca unicamente a detecção de dados, uma vez que esta modalidade determina o potencial do instrumento para a utilização clínica com um dado propósito pretendido. Sobre esta ótica, observamos ainda que a qualidade de imagem não pode ser considerada isoladamente: a utilização pretendida da informação deve ser definida em formas de tarefas de forma a integrar o conjunto do processo da medição da qualidade (HART et al, 1992).

Como primeira aproximação, devemos dividir as tarefas relacionadas à avaliação da qualidade por uma hierarquia de complexidade. A divisão apresentada na figura 2.21 é uma extensão da divisão proposta por Sharp e apresentada por Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001).

O primeiro nível (**N1**) relaciona a qualidade da imagem a quanto determinados parâmetros físicos aproxima-se do ideal teórico. Neste aspecto a qualidade representa diretamente a eficiência na representação do objeto em estudo. A subjetividade do observador humano não toma parte nesta etapa, sendo puramente objetiva.(SHARP, 1992).

O segundo nível (**N2**) se refere à significância de desvios de performance no comprimento da execução de tarefas clínicas Neste enfoque parâmetros de desempenho são utilizados como indicador do controle de qualidade de um sistema particular com o tempo.

O terceiro nível (**N3**) representa aspectos de utilização sobre seus ajustes e compromissos entre diferentes parâmetros de qualidade (ex. resolução x sensibilidade) sob o enfoque do desempenho de determinada tarefa clínica (SHARP, 1992).

O quarto nível (**N4**) se refere à possibilidade da comparação relativa de qualidade dos sistemas disponíveis com seus concorrentes no mercado sobre um escala relativa de desempenho (ALBUQUERQUE et al,2001) Esta comparação serve para orientação de aquisições e definição de estratégias de atualização tecnológica.



**Figura 2.21-** Hierarquia de complexidade para avaliação da qualidade de imagem  
(fonte: ALBUQUERQUE, 2001)

O quinto nível (**N5**) representa a comparação entre diferentes técnicas de imagem. Esta tarefa encontra a dificuldade da obtenção de bases de comparação comuns.

Finalmente, no sexto nível (**N6**) inclui-se a avaliação do valor global da técnica sobre o processo de diagnóstico. Este nível promove a discussão geral sobre o custo/benefício da técnica.

O presente trabalho apresenta enfoque na análise de primeiro nível, sendo portanto a base para a obtenção das tarefas de maior complexidade, resultantes de sua extensão.

Na literatura são descritos certos parâmetros como bons descritores genéricos da qualidade de imagem em uma larga faixa de tarefas. Recomenda-se a utilização criteriosa destes parâmetros, sempre condicionada à avaliação de observadores humanos (WORKMAN & BRETLE; 1997; DAINY & SHAW, 1976). O principal parâmetro sugerido na literatura com esta característica é o **equivalente quântico de detecção** (*DQE- detective quantum efficiency*).

De forma complementar à qualidade de imagem, a segurança da técnica de diagnóstico consiste em outra tarefa a ser otimizada (BRETLE et al, 1996). No caso dos sistemas radiográficos, a segurança da técnica esta intimamente relacionada à redução da dose de radiação. No entanto, a redução de dose somente pode ser utilizada como parâmetro comparativo se tomada relativamente à qualidade de imagem. A meta é a redução da dose necessária para a obtenção de uma imagem com qualidade. Esta tarefa também é desempenhada pelo DQE. O incremento do DQE pode ser interpretado como uma redução da quantidade de fótons necessários para a obtenção de um mesmo ruído. Desta forma, o DQE exprime a sensibilidade do sistema aos fótons, ou seja, a eficiência de sua detecção (BRETLE et al, 1996).

Neste trabalho foi utilizado o programa de simulação EGS4, para a obtenção da energia depositada em vários meios, correspondentes a técnica mamográfica convencional, a partir daí foi calculado uma grande quantidade de parâmetros físicos de qualidade de imagem. Todavia, o enfoque principal neste trabalho consiste na obtenção do DQE, que é um parâmetro relacionado à qualidade e a segurança de qualquer técnica de obtenção de imagem em especial a técnica mamográfica. Como este parâmetro é exclusivamente representativo da detecção de dados, tem-se à classificação do sistema apresentado como de nível **N1** na hierarquia proposta por Sharp.

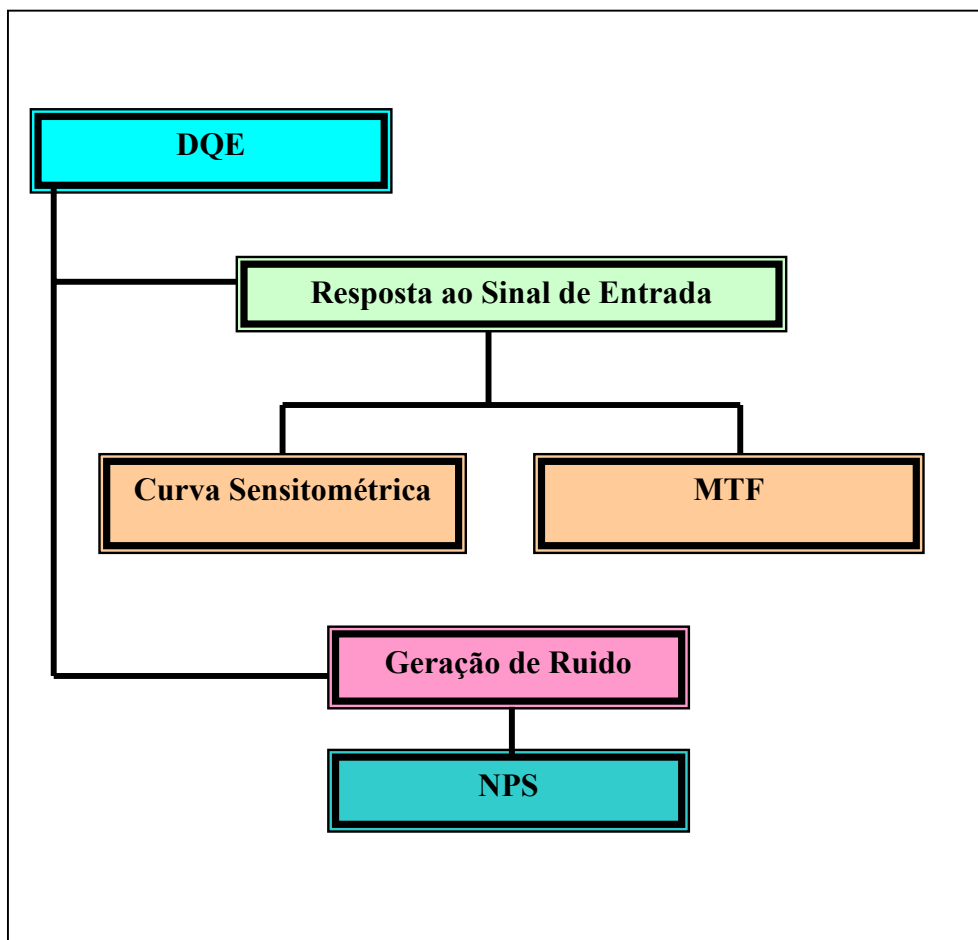
### **2.27-Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem.**

A avaliação de qualidade de imagem no presente trabalho foi baseada na determinação do equivalente quântico de detecção (DQE). Pelo artigo 54 do ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) recomendam-se três parâmetros físicos como fundamentais para a especificação técnica de um sistema de imagem:



- a) Propriedade de resolução espacial;
- b) Curva sensitométrica ;
- c) Propriedades de ruído.

As propriedades de reprodução do sinal e geração de ruído são combinados na estimativa do DQE. Com isto, constitui-se uma hierarquia de parâmetros, apresentada na figura 2.22.



**Figura 2.22** – Hierarquia dos parâmetros físicos de qualidade  
(Fonte: ALBUQUERQUE, 2001).

A literatura aponta o DQE como o melhor parâmetro físico de qualidade de imagem, principalmente pelo fato deste apresentar uma combinação entre os três parâmetros indicados no artigo 54 do ICRU.

## CAPÍTULO III

### REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1-Introdução

Esta seção é dedicada à revisão da literatura de estudos prévios sobre o método de Monte Carlo na determinação de parâmetros físicos de qualidade relacionados com o sistema de aquisição tela-filme utilizados em mamografia convencional.

A radiologia ainda é primordial para a obtenção de diagnóstico em varias partes do organismo e, em se tratando de um país de grandes dimensões e com poucos recursos como o Brasil, em que várias localidades não há possibilidades de se utilizar os avanços mais recentes tais como: ultra-som , tomografia computadorizada, ressonância magnética entre outros, permanecendo a radiologia diagnóstica como o método utilizado (LEDERMAN, 1986).

A primeira combinação écran-filme introduzida na técnica mamográfica em 1972, era constituída por écran de alta resolução [Dupont Cronex Lodose] e filme [Dupont Cronex Lo-Dose], apresentando alto contraste para tecido mole e uma mínima perda de nitidez para as microcalcificações. Tornando-se o sistema de registro padrão para este tipo de exame (ARNOLD, 1978).

A necessidade de obter imagens com qualidade diagnóstica [retratando detalhes finos e pequenas alterações no contraste], levou muitos pesquisadores a efetuar comparações, de modo que seja feita a seleção da combinação écran-filme que satisfaça a relação entre qualidade da imagem e menor dose para o paciente. Atualmente várias combinações écran-filme existentes estão sendo comparadas, outras capazes de produzir imagens com contraste, resolução e nível de ruídos apropriados estão sendo desenvolvidas para mamografia (ROBSON, 1995).

YI Wang et al, utilizaram o método de simulação de Monte Carlo chamado de MCPEP, este programa de simulação também simula os fótons de luz na tela , foi estudada a performance da tela de oxissulfato de Gadolínio, com varias espessuras e

energias de fonte de raios X. Foi calculada a probabilidade de distribuição dos fótons de luz, media do número de fótons de luz por fótons de raios X absorvidos, a eficiência de detecção, DQE, e a função de espalhamento de linha PSF, concluíram que a escolha de uma determinada espessura de fósforo dependerá de uma opção entre o DQE e a PSF, ou seja uma sensibilidade maior de contraste para determinado fim (YI WANG et al, 2000).

A influência das combinações de vários materiais do anodo e do filtro no contraste, relação sinal-ruído e na dose absorvida em mamografia foi estudada por Dance et al, utilizando a simulação de Monte Carlo e aplicando em diversas técnicas de mamografia, os autores descobriram que para o sistema tela-filme a utilização da combinação anodo/filtro de Mo/Mo para um potencial de 28 kV e mamas maiores que 6cm, esta combinação apresenta uma melhora na qualidade de imagem e que para mamas menores a melhor combinação é Mo/Rh (DANCE et al, 2000).

Robert et al determinarão experimentalmente a relação sinal ruído (SNR) e o equivalente quântico de detecção (DQE) para o sistema tela-filme em mamografia, concluíram que o filme contribui significativamente para a relação sinal-ruído e que os vários sistemas estudados apresentaram valores bem próximos para o DQE. Os sistemas estudados foram: Du Pont MRF/Du Pont Lo-dose; Du Pont MRF/Kodak Min-R; Fuji MI-NC/Kodak Min-R; Kodak Min-R/Kodak Min-R; Kodak NMC/Kodak Min-R; Kodak Ortho-M/ Kodak Min-R. [ROBERT et al, 1984].

Ginzburg & Dick, investigaram as propriedades de transferência de informação de várias telas intensificadoras na faixa de energia de 17 a 320keV, determinaram o DQE para cada tipo de tela estudada para cada eficiência de absorção correspondente. Fizeram uma comparação entre as telas de terras-raras e de tungstato de cálcio. Concluíram que para altas energias as telas finas apresentarão as mesmas propriedades de transferência e que o DQE depende da espessura da tela (GINZBURG & DICK, 1993).

Barroso et al, estudaram a radiação espalhada nas telas intensificadoras de oxissulfeto de Gadolínio ( $Gd_2O_2S:Tb$ ), utilizaram uma fonte de  $^{241}Am$  com uma atividade de 240mCi utilizando um colimador de 1.6mm de diâmetro. A intensidade e a

distribuição angular da radiação espalhada foram medidas ,concluíram que a relação sinal ruído (SNR) incidente no filme é em torno de 16% (BARROSO et al, 1998).

Silva et al, desenvolveram um sistema computacional para avaliação do desempenho de quaisquer combinações tela-filme. Para o desenvolvimento do pacote computacional levaram em considerações os parâmetros das telas e dos filmes que influenciam na densidade óptica e também o padrão de raios-X utilizados na rotina diagnóstica. Como resultados mostraram que a simulação pode ser uma ferramenta importante para o controle de qualidade (SILVA et al,2000).

Vasiliev et all, estudaram ,utilizando a simulação de Monte Carlo, a possibilidade de aumento do contraste pela redução da radiação espalhada durante um exame radiográfico com sistema tela-filme, ponderaram a inclusão de um filtro adicional entre o paciente e a tela de  $(CaWO_4)$  e concluirão que uma pequena melhora no contraste foi conseguida para tela de espessura de  $70mg/cm^2$ . Este resultado foi obtido com um filtro de Bário (VASILIEV et al, 1993).

Boone em estudo utilizando o Método de Monte Carlo estendeu o a utilidade do conceito de dose glandular (Dgn) para energias maiores que as utilizadas em mamografia, utilizou uma fonte monoenergética com energias variando entre 40-120 keV com uma geometria para espessuras de mama de 2 a 12cm bem acima das espessuras normalmente utilizadas.concluiu que os resultados obtidos podem ser utilizados para o cálculo de dose em tomografia computadorizada ou em outros sistemas diagnóstico (BOONE, 1999).

Evans et al, estudaram as características de imagens objetivas de três sistemas que usam dispositivos (CCD) para pequeno-campo de mamografia digital (SFDM) os sistemas foram comparados em termos de resolução de espacial e relação sinal ruído. Os resultados indicaram que embora os sistemas sejam designados para o mesmo objetivo eles apresentaram significantes diferenças para as propriedades físicas de imagem, tais como os parâmetros como: a espessura do fósforo e tipo e junção óptica do fósforo da CCD e que estes parâmetros tem significante efeito na performance do detector (D S EVANS et al, 2001).

Marc Pachoud et al, desenvolveram um novo fantoma de teste que permite a avaliação de qualidade de imagem em mamografia convencional e digital para diferentes tipos de tecido de mama. O fantoma de teste foi projetado para representar uma mama comprimida, foi construído de materiais equivalentes de tecido mamário. Com três regiões, com composições de tecido de mama diferentes, para avaliar baixa resolução e alto contraste bem como resolução espacial e relação sinal ruído. e resolução de contraste alta, resolução de espaço e barulho de imagem. O fantoma foi observado em cima de uma gama de tensão (kV), com um cassete de combinação tela-filme Kodak MinR 2190-MinR L e um Senograph 2000D, para a unidade de mamografia digital. O sistema digital apresentou um contraste significativamente mais alto e melhor relação contraste ruído (CNR) do que o sistema de tela-filme para o fantoma de 100% de tecido glandular. O fantoma de teste utilizado neste trabalho permite avaliar parâmetros de qualidade de imagem objetivamente para três tipos diferentes de tecido de mama, sendo uma ferramenta útil por aperfeiçoar a relação de qualidade de imagem e dose para a paciente (MARC PACHOUD et al, 2004)

Freitas et al, compararam leituras de mamografia digital de campo total por meio de simuladores de objetos, afim de determinar a detectabilidade destes em filme impresso a “laser” e na estação de trabalho. Realizaram a aquisição de imagens de três modelos de simuladores com ou sem acréscimo de placas de acrílico para a simulação de “mamas padrão” e “mamas grandes”, incidências com e sem ampliação. As imagens foram analisadas por duas especialistas em diagnóstico por imagem, independentemente, visando comparar a detecção das estruturas. Concluíram que o método pode ser utilizado nas leituras das imagens digitais em mamografia sem comprometimento significativo na detecção (FREITAS et al, 2004).

## CAPÍTULO IV

### MATERIAIS E MÉTODOS

#### 4.1- Método de Monte Carlo (EGS4)

O código utilizado para efetivação das simulações foi o EGS4, chamado *Elétron Gamma Shower* versão 4. É um código amplamente utilizado por ter se mostrado uma ferramenta bastante útil em várias áreas da Engenharia e da Física, sendo bastante utilizado em Radiologia com especial destaque em mamografia.

O código consiste em várias sub-rotinas para o processamento do transporte de fótons ou elétrons em qualquer meio. Em linhas gerais, o processo é descrito da seguinte maneira: Inicia-se um chuveiro de fótons ou elétrons, a escolha da fonte que se quer utilizar (tipo de partícula inicial). Considera-se uma energia mínima para acompanhar a partícula em suas interações com o meio, chamada energia de corte, energia que determina o ponto onde a partícula é abandonada e se inicia um outro evento até que número total de histórias é completado. Na geometria em que se tem várias regiões caso a partícula ultrapasse a região de interesse ela é descartada, caso contrário, é escolhido, baseado nas probabilidades de ocorrência, o tipo de interação que a partícula será submetida. São considerados os efeitos fotoelétrico, Compton, produção de pares e espalhamento Rayleigh. As partículas sobreviventes (novas partículas são criadas e outras desaparecem e as características iniciais das partículas se modificam) terão suas características iniciais escolhidas e armazenadas para serem submetidas ao transporte, após o término da história de cada partícula. Este procedimento é repetido até que o número total de histórias seja realizado.

O objetivo principal deste trabalho é avaliar diversos parâmetros físicos que influenciam no sistema de registro (sistema tela-filme), utilizados em mamografia convencional, sobre a nitidez da imagem e a influência destes parâmetros como fatores de diminuição de dose para as pacientes. Para isto, utilizou-se o programa EGS4 para a determinação de energias depositadas em vários meios sob ação de fontes externas.

Para a efetivação das simulações vários parâmetros foram variados tais como: espessura e densidades das mamas, espessuras de tecido canceroso, espessuras de microcalcificações, espessuras das telas de oxissulfeto de Gadolínio bem como as energias dos raios X incidentes.

## 4.2 – Materiais Estudados (Escolha e Justificativas)

### 4.2.1- Tecidos Mamários

O tecido da mama é basicamente uma mistura de dois componentes: o tecido glandular e o tecido adiposo. A proporção relativa destes dois componentes depende da idade da paciente. À medida que a paciente envelhece o tecido glandular vai sendo substituído pelo tecido adiposo.

Os fantasmas das mamas, neste trabalho, foram divididos em três categorias: o primeiro chamado de mama média, o segundo chamado de mama jovem, e por último de mama idosa. A denominação é função da composição relativa de tecido adiposo e glandular como mostra a tabela 4.1

Tabela 4.1- Composição relativa das mamas em percentual de tecido adiposo e tecido glandular.

<b>Tipo de mama</b>	<b>Tecido adiposo</b>	<b>Tecido glandular</b>
<b>Média</b>	<b>50%</b>	<b>50%</b>
<b>Jovem</b>	<b>25%</b>	<b>75%</b>
<b>Idosa</b>	<b>75%</b>	<b>25%</b>

As mamas médias, jovens e idosas foram divididas em mamas saudáveis, mamas com microcalcificação e com tecido canceroso.

#### **4.2.2- Material de Compressão e Material do Filme**

A compressão da mama em mamógrafos é rotina. Tem a propriedade de uniformizar a espessura, imobilização e de diminuir a probabilidade das imagens se sobreporem, na medida que comprime em apenas um sentido, tornando as estruturas internas melhores identificadas, pois elas se “esparramam”.

Neste trabalho o instrumento de compressão é formado por uma placa de acrílico com 0,4 cm de espessura.

A literatura não informa a composição química dos materiais constituintes do filme radiográfico, apenas menciona que isto é tratado como segredo industrial, neste trabalho o filme radiográfico foi substituído por uma fina camada de plástico com 0,1 cm de espessura e densidade de  $0,89 \text{ gcm}^{-3}$ .

#### **4.2.3 – Material do Chassi**

O chassi radiográfico é uma caixa desenvolvida para alojar o filme (ou a combinação tela-filme) e proteger o material que é foto-sensível até o momento da exposição. A superfície anterior do chassi deve ser de material de baixo número atômico, com espessura reduzida para evitar atenuação indesejada, e superfície posterior deve ser de material de alto número atômico para e aumentar a probabilidade de ocorrer uma interação fotoelétrica e diminuir o retroespalhamento.

Neste trabalho, o chassi é formado por uma camada de fibra de carbono (1,2 mm) seguida por uma camada de plástico (filme) (1mm), uma camada de fósforo (1mm), uma camada de plástico (1mm) e por último uma camada de chumbo (1,2mm).

### **4.3- Energia e Posicionamento da Fonte**

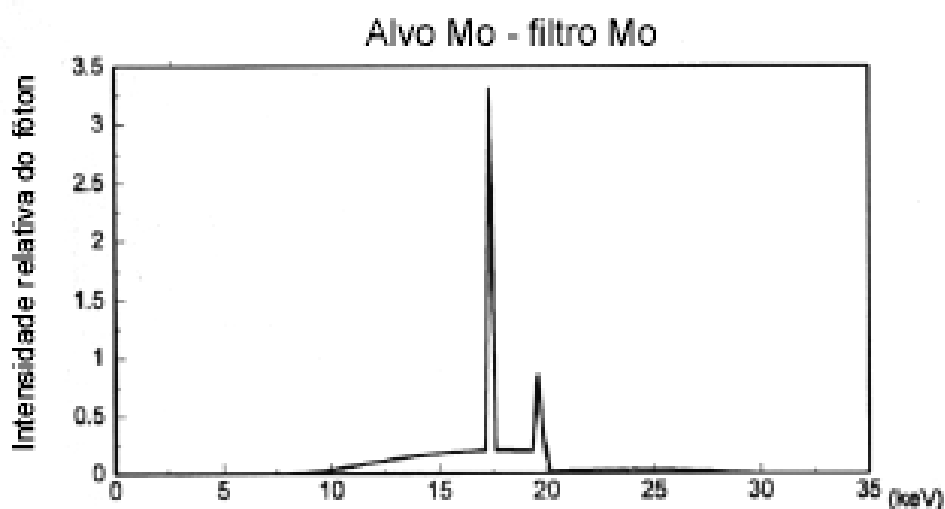
A portaria 453 do Ministério da Saúde estabelece uma distância mínima para foco pele de 38cm em equipamentos fixos e de 30 cm para equipamentos móveis.

Na prática mamográfica a distância entre a fonte e receptor de imagem é em torno de 60 a 65cm.



Neste trabalho a distância entre a fonte e a segunda superfície de interação a camada de acrílico (excetuando-se a camada de ar), foi de 50cm o que representa uma distância média aproximada entre 53,5cm (mamas com 3cm) à 58,5cm (mamas de 8cm).

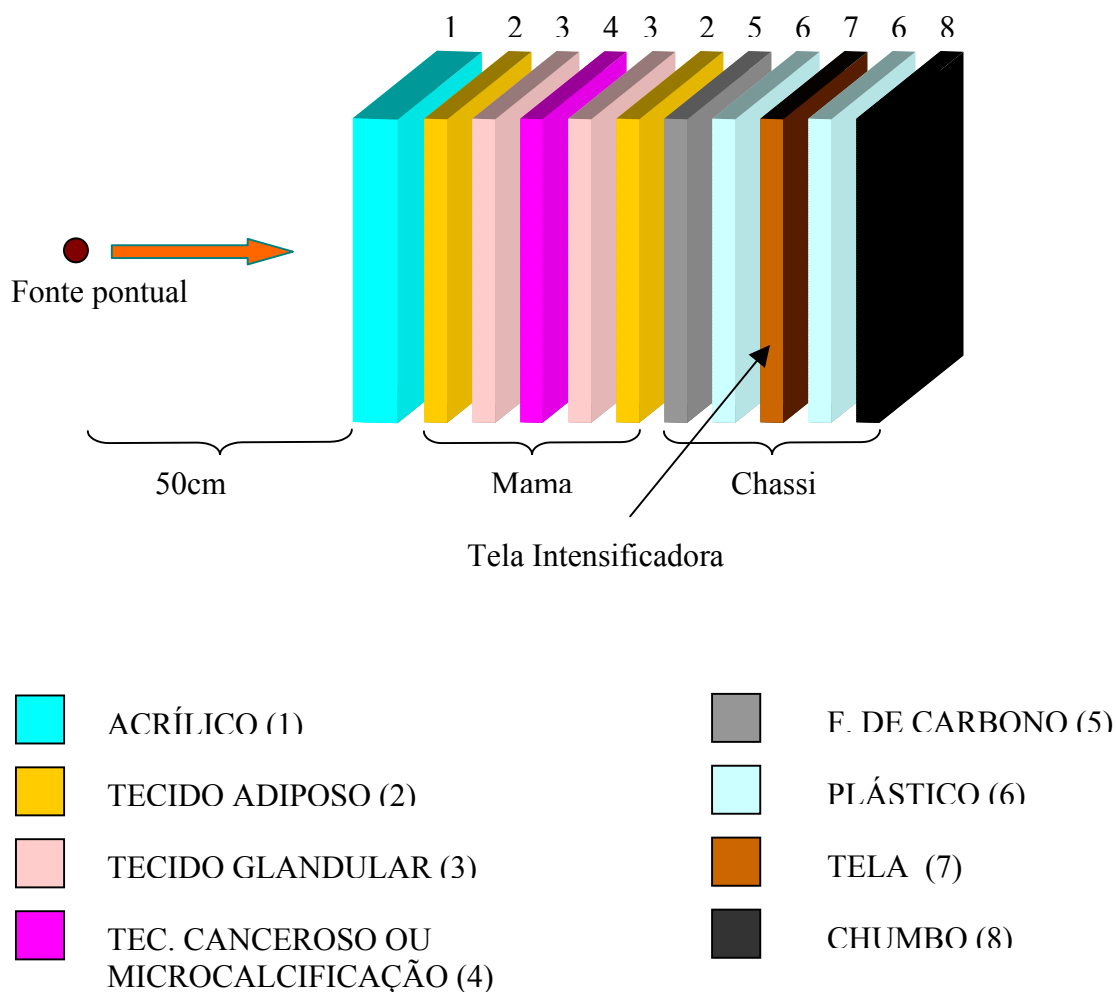
Ainda na portaria 453 do Ministério da Saúde, para o exame mamográfico é necessário um filtro adicional de 0,03m de Molibdênio. A função deste filtro é absorver fótons de baixa energia que além de não contribuírem na formação da imagem, aumentam a dose na paciente. Neste trabalho este filtro não foi utilizado, pois estamos tratando de fontes monoenergéticas, com cinco valores bem definidos de 17,4 keV, 19,6 keV, 25 keV, 35 keV e 45 keV, a escolha dos dois primeiros valores é devido ao fato que a energia do espectro de Molibdênio terem valores característicos em torno de 17,4 keV e 19,6 keV conforme mostrado na figura 4.1 e os outros são apontados como os valores utilizados na prática de exame de mamografia.



**Figura 4.1-** Espectro do Molibdênio

#### 4.4 – Geometrias dos Sistemas

A construção da geometria baseou-se no mamógrafo onde os materiais utilizados, na medida do possível, correspondessem o mais próximo do real. A figura 4.2, representa de forma geral a geometria utilizada nas simulações.

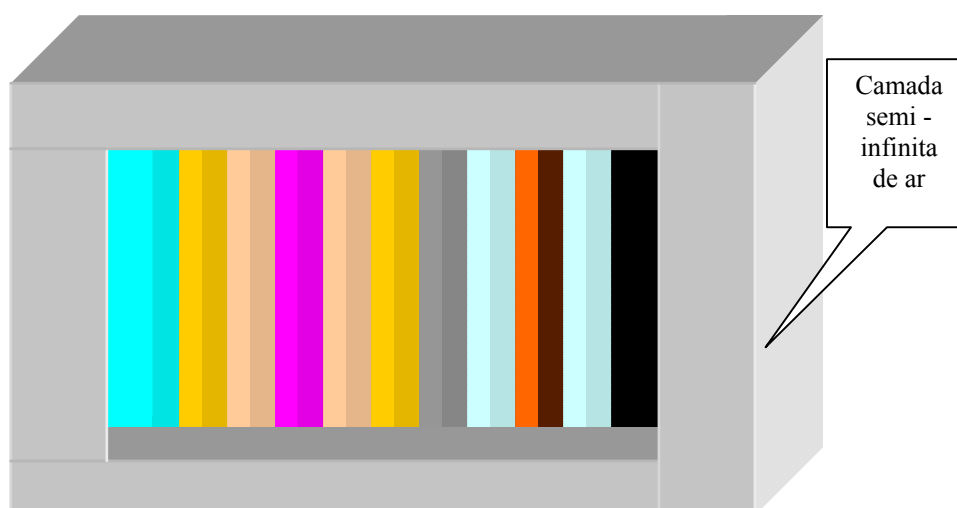


**Figura 4.2-** Geometria Geral do Sistema

Todas as placas são recobertas com uma camada semi-infinita de ar para limitações de das regiões de interesse.

É importante para a efetivação das simulações a escolha do material e dimensões do meio que ira envolver as placas. Neste trabalho foram utilizadas placas semi-infinitas de ar nas dimensões iguais as das placas que constituíam o sistema.

A figura 4.3 apresenta a geometria com as placas semi-infinita de ar envolvendo todas as outras.



**Figura 4.3** – Geometria com as placas laterais semi-infinitas de ar total de 6 placas semi-infinitas de ar.

Ainda com relação à geometria temos que destacar as espessuras das mamas com relação as suas composições a tabela 4.2, mostra as dimensões utilizadas para cada tipo de mama.

Todas as placas que formam o sistema têm dimensões de 6cm x 6cm com exceção para as placas semi-infinitas de ar. Foram consideradas 16 regiões para as simulações das mamas saudáveis e 17 regiões para as simulações das mamas com câncer ou com microcalcificação.

Como foi dito anteriormente as placas semi-infinitas de ar são para a limitação das regiões de interesse. Ao todo, foram consideradas 16 ou 17 regiões, sendo que 10 ou 11 delas eram as placas de diversos materiais, e as seis regiões restantes correspondiam às placas semi-infinitas de ar, que envolviam o corpo dos fantomas, paralelas duas a duas, segundo as direções das dimensões resultantes dos fantomas.

**Tabela 4.2-** Espessuras das placas utilizadas para cada tipo de mama.

Mama Jovem	Tecido		
	0,375cm	1,125cm	3cm
	0,5cm	1,5cm	4cm
	0,625cm	1,875cm	5cm
	0,75cm	2,25cm	6cm
	0,875cm	2,625cm	7cm
	1cm	3cm	8cm
Mama Média	Tecido	Tecido	Espes
	0,75cm	0,75cm	3cm
	1,0cm	1,0cm	4cm
	1,25cm	1,25cm	5cm
	1,5cm	1,5cm	6cm
	1,75cm	1,75cm	7cm
	2cm	2cm	8cm
Mama Idosa	Tecido	Tecido	Espes
	0,375cm	1,125cm	3cm
	0,5cm	1,5cm	4cm
	0,625cm	1,875cm	5cm
	0,75cm	2,25cm	6cm
	0,875cm	2,625cm	7cm
	1cm	3cm	8cm

#### 4.5- Materiais (Meios) Irrradiados

Nas simulações das mamas jovens, médias e idosas saudáveis as espessuras das placas foram as mostradas na tabela 4.1 que fornece uma percentagem da composição de cada placa. Para as simulações das mamas com câncer ou microcalcificação as espessuras destas placas que correspondem ao câncer e as microcalcificações tiveram as seguintes dimensões:

**Tabela 4.3-** Espessuras das placas de tecido canceroso e de microcalcificação.

Espessura de câncer	1 mm
Espessura de microcalcificação	0,1mm

Logo os principais meios irradiados foram : tecidos adiposos, tecidos glandular, acrílicos, plásticos, fibra de carbono, tela intensificadora, chumbo, tecido canceroso, microcalcificação e ar.

Para a confecção da biblioteca, que é um passo para a efetivação das simulações, os materiais utilizados neste item foram os mostradas na tabela 4.4.

Neste momento é fornecido ao programa a densidade do material e a sua composição química bem com a fração em massa de cada elemento que constitui o material.

**Tabela 4.4** – Composição química e densidades dos materiais utilizados na simulação.

Material	Composição química (frações em massa)										Densidade (gcm <sup>-3</sup> )
	H	C	N	O	Cl	Ca	Ar	P	Na	S	
Tecido adiposo	12	64	0,8	23,3	0,12	0,0023		0,016	0,1	0,2	0,92
Tecido glandular	11,2	61,9	1,7	25,1				0,1			1,03
Acrílico	8,0	60		32							1,17
Ar			75,5	23,2			1,3				1,20x10 <sup>-3</sup>
Microcalcificação	31,58			4,56		49,83		1,71			1,26
Plástico	14,51	85,49									0,89
Chumbo (Pb)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	11,34
Fibra de Carbono	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-0,26
Fósforo(Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	variável
Tecido canceroso	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	-	-	-	-	-	0,95

(\*) fonte ICRP 1975-Demais materiais fonte ICRU Reporte 44

Com relação à tabela 4.4 devemos destacar que as densidades do chumbo e da fibra de carbono são calculadas pela própria rotina de execução da biblioteca, pois se trata de elementos químicos, sendo necessário apenas informar o símbolo de cada elemento e o respectivo número atômico. Os demais materiais são substâncias compostas portanto, sendo necessário fornecer as suas respectivas densidades na construção da biblioteca além das suas frações em massa e composições químicas.

#### 4.6-A simulação Passo a Passo

##### 1) Construção da Biblioteca

A construção da biblioteca é feita no pacote chamado PEGS4, e é chamada pela sub-rotina HATCH do programa principal, esta biblioteca contém todos os dados dos meios irradiados (tabela 4.4) é nesta etapa que o programa cria os arquivos com a extensão DAT. Estes arquivos contêm dados das seções de choque dos meios de interesse. Os arquivos com extensão DAT. São criados a partir dos arquivos com extensão INP onde, nesta etapa que é fornecida que tipo de interação se deseja que a partícula sofra, por exemplo efeito Rayleigh. A figura abaixo mostra a forma de entrada do arquivo INP para a criação dos arquivos DAT na formação da biblioteca.

```

MIXT
  &INP IRAYL=1 NE=3,RHO=0.5,RHOZ=8.45,8.47,83.08 &END
FOSA
  FOSA
O S GD
ENER
  &INP AE=0.512,UE=1,AP=.001,UP=100 &END
TEST
  &INP &END
PWLF
  &INP &END
DECK
  &INP &END
—

```

**Figura 4.4** – Construção dos arquivos DAT a partir dos arquivos INP.

Com relação à tabela 4.4 podemos observar que a densidade da tela foi informada variável pois nesta fase de construção da biblioteca foi construído 3 opções para estes materiais (fósforos) conforme mostrado na tabela 4.5. A partir da figura 4.4 podemos verificar a composição química e a fração em massa destes materiais já que estas condições não variam para nenhum tipo de fósforo, mudando somente as suas densidades.

**Tabela 4.5** Densidade utilizada na biblioteca para cada tipo de fósforo (tela)

Denominação	Densidade ( $\text{gcm}^{-3}$ )
Fósforo A	0,5
Fósforo B	1,0
Fósforo C	1,5

2) Modificações na sub-rotina da geometria com o fornecimento de números de planos e limites destes e fornecimento de todos os meios, este procedimento é feito na sub-rotina HOWFAR e HOWNEAR.

3) Determinação dos parâmetros das partículas incidentes que são inseridos no programa principal:

- a) energia inicial do feixe de raios X (17,4 ; 19,6; 25; 35 e 45 keV)
- b) tipo de partículas incidentes (fótons)
- c) energia de corte das partículas secundárias (1eV)
- d) co-senos diretores do feixe da fonte
- e) número inicial de partículas incidentes, número de histórias ( $10^6$ )
- f) espessura de cada placa
- g) posição da fonte em relação à primeira superfície de interação (50cm)

4) Saída de Resultados- esta parte do programa é executada na sub-rotina AUSGAB, onde é feita a escolha dos tipos de dados que se pretende observar da simulação. A figura 4.5 ilustra como é a saída dos dados dos arquivos com extensão LOG.



*****	
FRACTION OF ENERGY REFLECTED FROM ACRILICO=	4553.564 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN ACRILICO=	1415.983 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN TECIDOA=	4061.796 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN TECIDOG=	889.700 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN TECIDOC/M=	31.668 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN TECIDOG=	835.771 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN TECIDOA=	2857.458 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN FCARBONO=	295.893 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN FILME=	86.071 MeV
<b>FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN FOSFORO=</b>	<b>6346.424 MeV</b>
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLASTICO=	47.605 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN CHUMBO=	10903.443 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITED FOR PLATE2=	1.000 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITED FOR PLATE3=	1.000 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITED FOR PLATE4=	1.000 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITED FOR PLATE5=	731.298 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITED FOR PLATE6=	727.813 MeV
*****	
<b>TOTAL FRACTION OF ENERGY ACCOUNTED FOR=</b>	<b>33784.491 MeV</b>

Figura 4.5 – Saída de resultados energia depositada em cada placa do sistema.

Com os resultados com a extensão LOG estes são convertidos para e extensão TXT e transformados em planilhas no MICROSOFT EXCEL.

#### 4.7- Efetivação das Simulações.

Primeiramente foram feitas simulações com mamas médias sadias (sem a camadas de tecidos cancerosos e de microcalcificação) com espessuras que variando de 3cm até 8cm e energias das fontes variando de 17,4; 19,6; 25; 35 e 45 keV, ainda variando também as espessuras das camadas de fósforo de 50; 100; 150 mg/cm<sup>2</sup> Com isso foram criados 90 arquivos com extensão TXT.

Depois foram feitos as simulações com câncer (com a camada de tecido canceroso) neste momento a espessura desta camada foi de 1mm. Também variando as espessuras das mamas, as energias das fontes e as espessuras das camadas de fósforo Sendo gerados 90 arquivos com a extensão TXT.

Ainda com relação às mamas médias foram feitas as simulações com a camada de microcalcificação com espessura de 0,1mm. Sendo criados 90 arquivos com extensão TXT.

O mesmo procedimento ocorreu para as mamas jovens (maior quantidade de tecido glandular). Neste caso foram criados mais 270 arquivos com extensão TXT.

E por seguinte, o mesmo procedimento para as mamas idosas (maior quantidade de tecido adiposo). Novamente foram criados mais 270 arquivos com extensão TXT.

Para a avaliação das energias depositadas na camada de câncer e na camada de microcalcificação foram escolhidas as mamas médias, mamas jovens e mamas idosas com câncer (1mm) e com microcalcificação em mamas com espessuras de 3cm a 8cm.

Foram criados 810 arquivos TXT.(total das simulações)

#### 4.8 Determinação dos Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem

O primeiro parâmetro determinado foi a energia depositada nas telas (camada de fósforos), em percentual com relação a energia total depositada em todas placas. Isto foi realizado para cada espessura de mama.

$$E(\%) = \frac{\text{energia depositada na tela}}{\text{energia total depositada nas placas}} \times 100 \quad (4.1)$$

O segundo parâmetro foi o fator de intensificação (FI) que é definido como a razão entre o percentual de energia depositada no filme pelo percentual de energia depositada na tela (camada de fósforo).

$$FI = \frac{\% \text{ de energia depositada no filme}}{\% \text{ de energia depositada na tela}} \quad (4.2)$$

Determinação do Equivalente Quântico Detecção (DQE) (*detective quantum efficiency*)

$$DQE = \frac{N_{\text{absorvido}}}{N_{\text{incidente}}} \quad (4.3)$$

Determinação da Razão Sinal/Ruído (SNR) (*signal to noise ratio*)

$$SNR = \sqrt{N_{\text{detectado}}} = \sqrt{DQE \times N_{\text{incidente}}} \quad (4.4)$$

#### **4.9-Energia Depositada na Camada de Tecido Canceroso e na Camada de Microcalcificação.**

$$E_{\text{no câncer}} (\%) = \frac{\text{energia depositada no câncer}}{\text{energia depositada na mama}} \times 100 \quad (4.5)$$

$$E_{\text{na micro}} (\%) = \frac{\text{energia depositada na microcalcificação}}{\text{energia depositada na mama}} \times 100 \quad (4.6)$$

#### **4.9 – Verificação do Método**

Para a validação do método utilizado foi escolhido na literatura [BOONE] um trabalho em que o autor calcula a dose glandular pelo método de Monte Carlo e determina a fração de energia absorvida pela mama. Utilizando a seguinte relação :

$$f(E) = \frac{\text{energia absorvida por fóton}}{\text{energia do fóton}} \quad (4.7)$$

## CAPÍTULO V

### APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos nas simulações dos sistemas mamográficos propostos no capítulo 3. Os resultados serão apresentados na forma de gráficos para melhor análise dos objetivos propostos. Serão divididos em categorias de fantasmas de mamas pois estamos tratando de um número muito grande de simulações. Sendo os resultados, primeiramente, discutidos para as energias depositadas nas telas, energias depositadas no câncer e na microcalcificação, fator de intensificação (FI), relação sinal/ruído (SNR) e finalmente para o equivalente quântico de detecção (DQE).

#### 5.1 – Interação dos Raios X com a matéria

Os raios X podem ser transmitidos, absorvidos, espalhados quando interage com a matéria. A probabilidade de interação depende da energia do fóton incidente, da densidade do meio, da espessura do meio, do número atômico do meio.

Atenuação: quando a intensidade do feixe é reduzida como resultado de um processo de interação dos raios X com a matéria .

Absorção: quando, numa interação, o fóton de raios X transfere toda sua energia ao material (absorvedor), desaparecendo.

São 4 as possibilidades básicas de interação da radiação eletromagnética com a matéria :

- Fóton desviado de sua trajetória, sem perda de energia (espalhamento coerente ou elástico);
- Fóton desviado de sua trajetória com alguma perda de energia (espalhamento incoerente ou inelástico)
- Fóton transferindo toda sua energia ao átomo, e desaparecendo (absorção);
- Fóton prosseguindo normalmente em sua trajetória original.(transmitido)

## 5.2- Distribuição de Energia nas Placas dos Sistemas Mamográficos.

Os vários tipos de fantasmas de mamas (media, jovem e idosa) sem tecido canceroso e sem microcalcificação e as com tecido canceroso e com microcalcificação foram irradiados e os valores das energias armazenadas em cada uma das placas que compõe os sistemas foram coletados, como foi descrito no capítulo anterior (figura 4.5). Esses valores de energia são parâmetros fundamentais para os cálculos dos parâmetros físicos que são os objetivos deste trabalho. Primeiramente serão vistos os gráficos que correspondem às energias distribuídas nos fantasmas das mamas médias com ou sem alguma anormalidade e posteriormente, serão analisados as mamas jovens e idosas(para estes fantasmas os gráficos serão apresentados de forma geral no anexo).

## 5.3 Energia Armazenada em Cada Placa

Cada simulação realizada nos fantasmas foi feita com feixe incidente de 1000000( $10^6$ ) fótons. Cada feixe então tinha um valor de energia determinado, segundo os casos que se desejava analisar, como foram apresentados no Capítulo 3. A Tabela 5.1 apresenta o valor da energia inicial de cada fóton incidente  $E$  e a contabilização da energia total nas simulações (1000.000 fótons x  $E$ ).

Tabela 5.1 Energia total nas simulações

Energia do fóton $E$ (MeV)	Energia total do feixe (MeV)
0,0174	17.400,00
0,0196	19.600,00
0,025	25.000,00
0,035	35.000,00
0,045	45.000,00

Os gráficos são apresentados em ordem crescente de espessuras de mamas para todos os fantasmas propostos.

Os resultados são apresentados para as mamas jovens, mamas médias e mamas idosas sadias, câncer e com microcalcificação

As Figuras 5.1 a 5.54 mostram, em termos quantitativos, os percentuais das energias absorvidas pelas telas intensificadoras de cada um dos fantasmas de mamas jovens, médias e idosas.

A energia absorvida pela tela é um parâmetro importante, pois representa a eficiência da tela.

## 5.2 – Energia Depositada na Tela

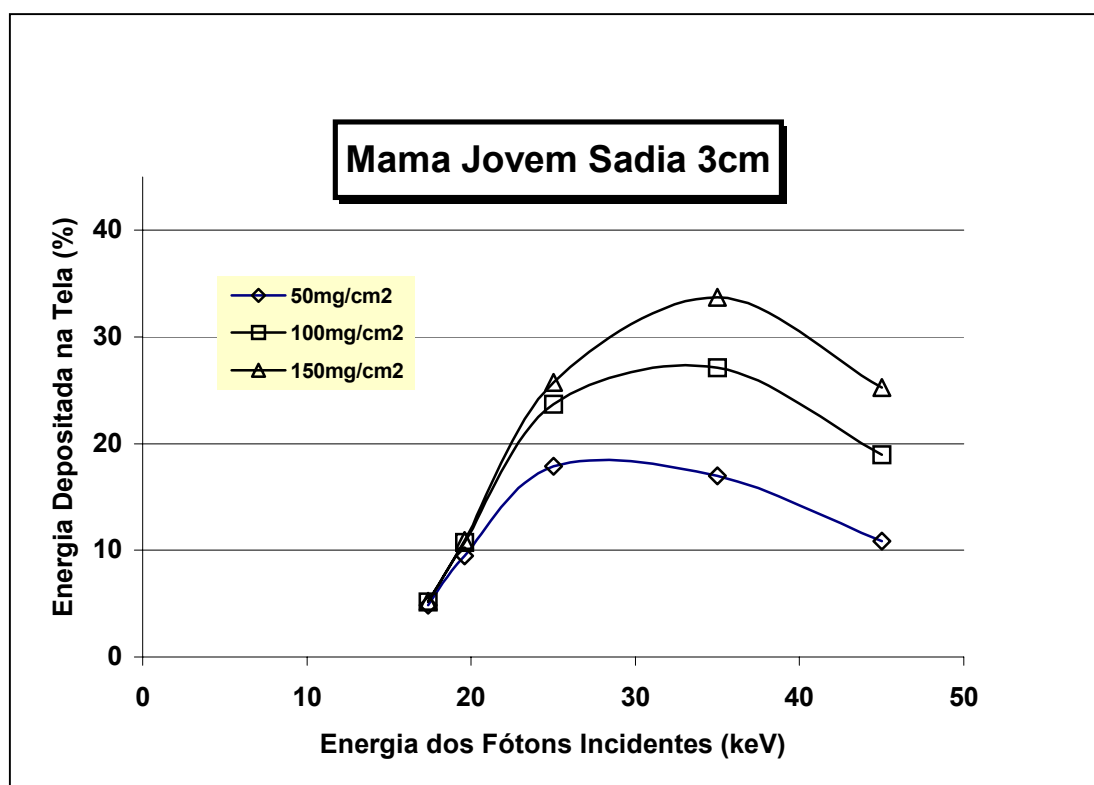


Figura 5.1 – Energia depositada na tela –Mama jovem sadia 3cm

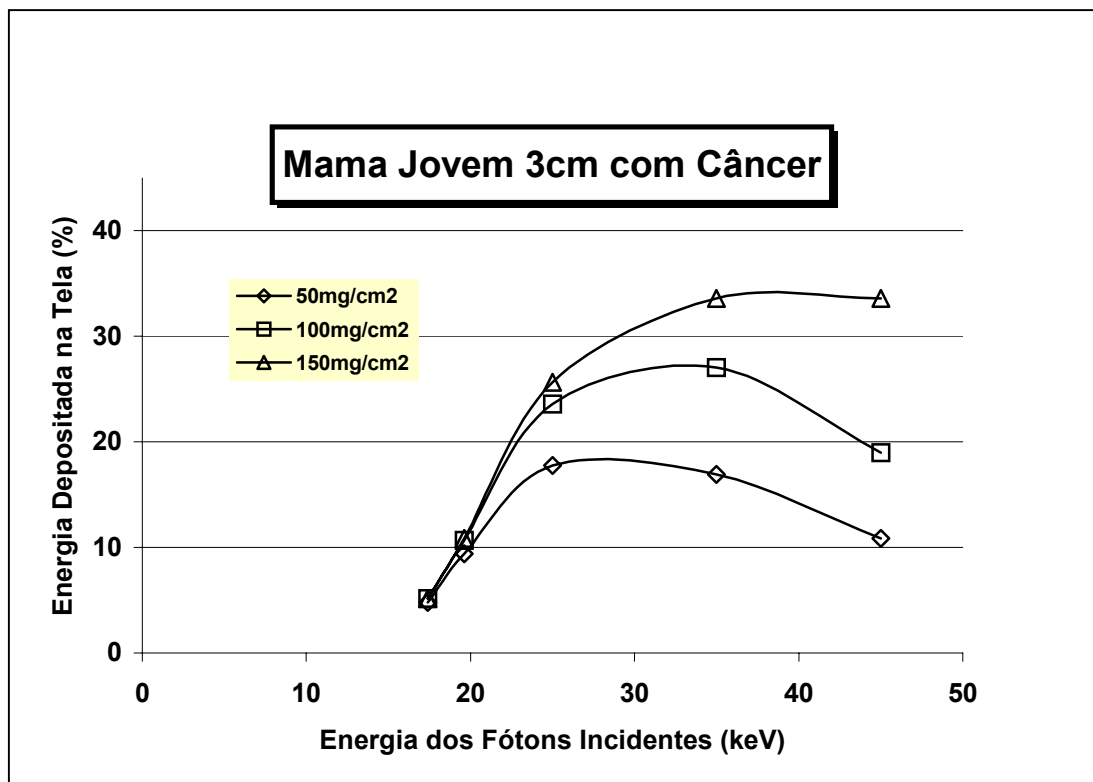


Figura 5.2 – Energia depositada na tela –Mama jovem 3cm com câncer

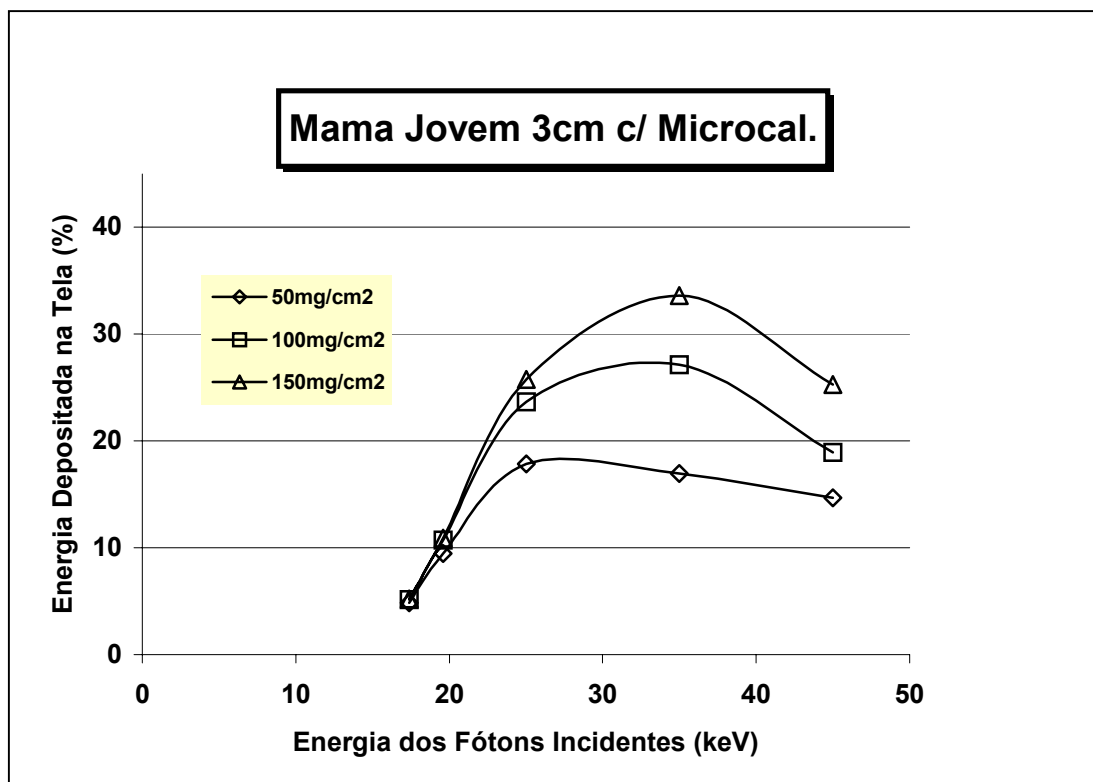


Figura 5.3 – Energia depositada na tela –Mama jovem 3cm com microcalcificação

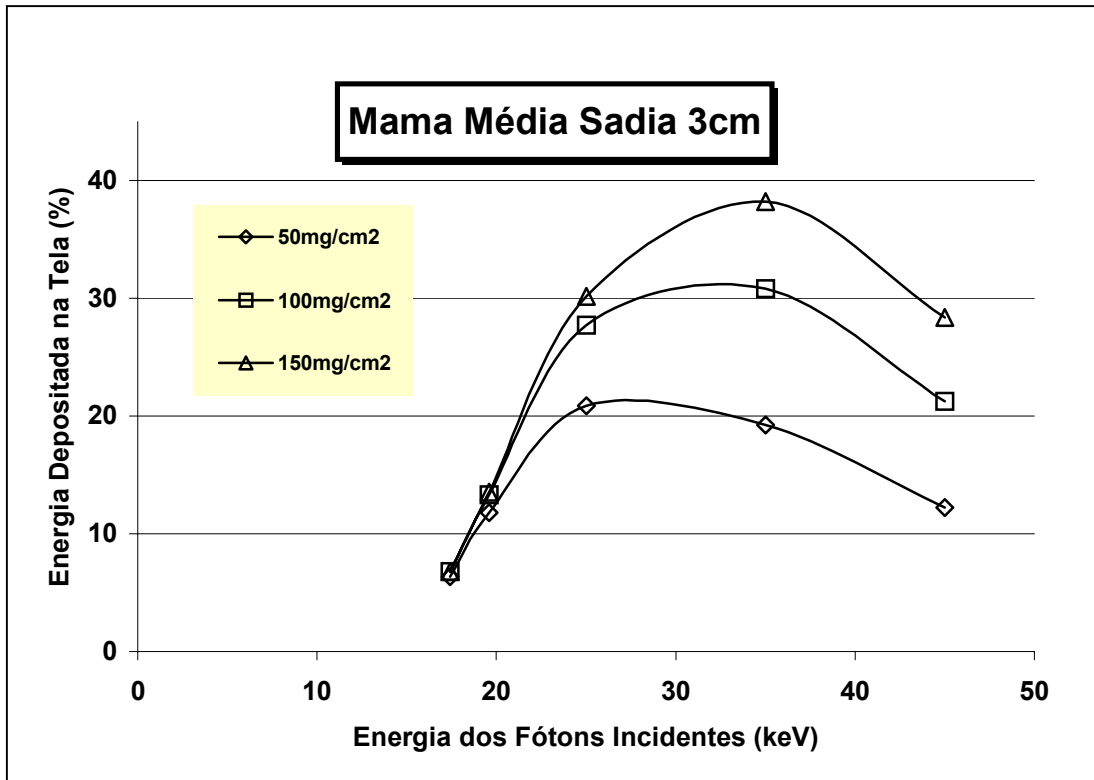


Figura 5.4 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia de 3cm

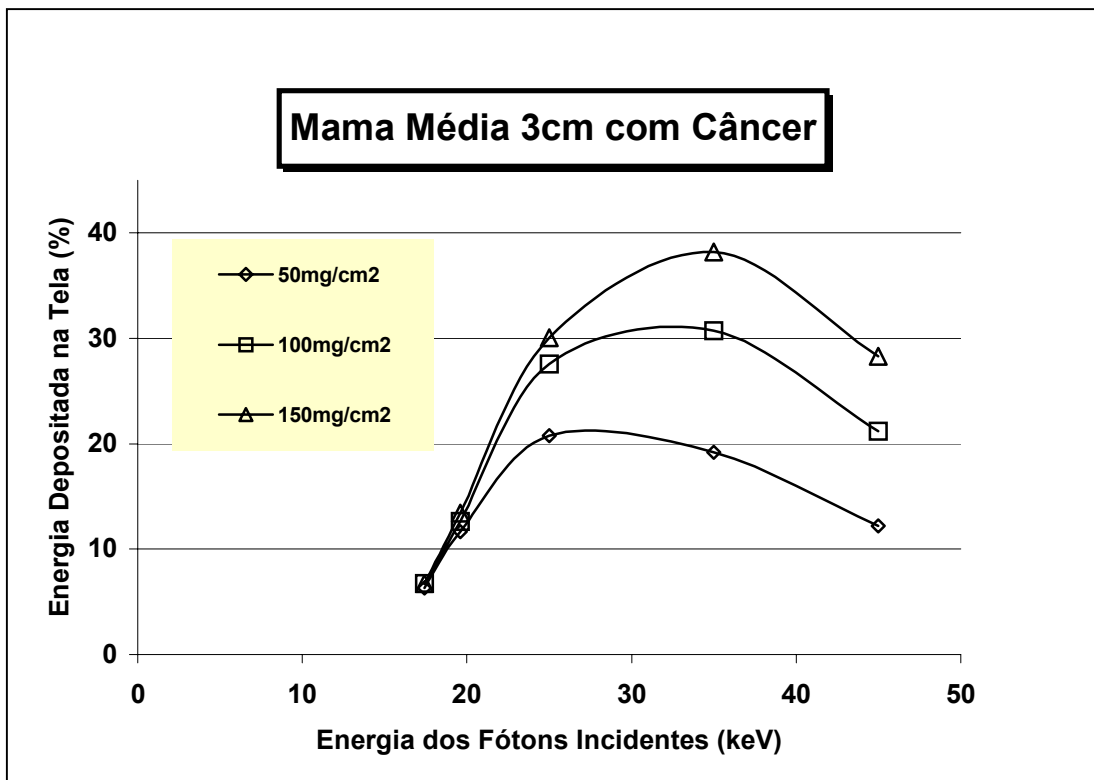


Figura 5.5 – Energia depositada nas telas –Mama média 3cm com câncer



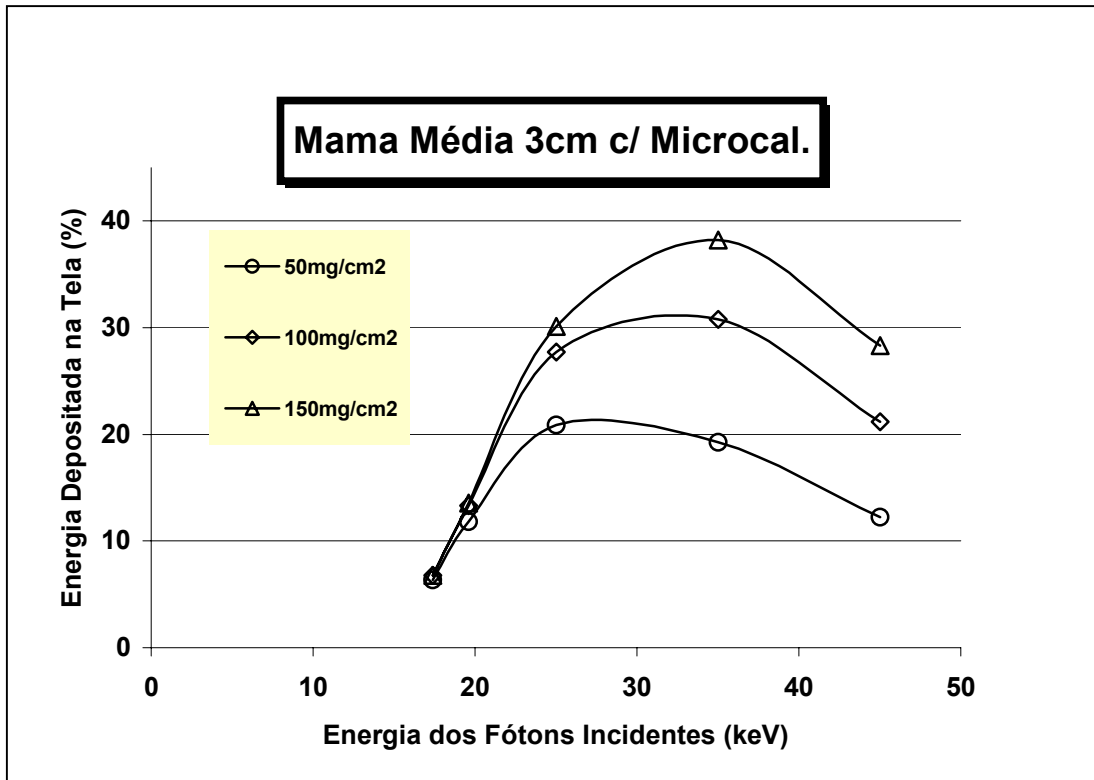


Figura 5.6 – Energia depositada nas telas –Mama média 3cm com microcalcificação

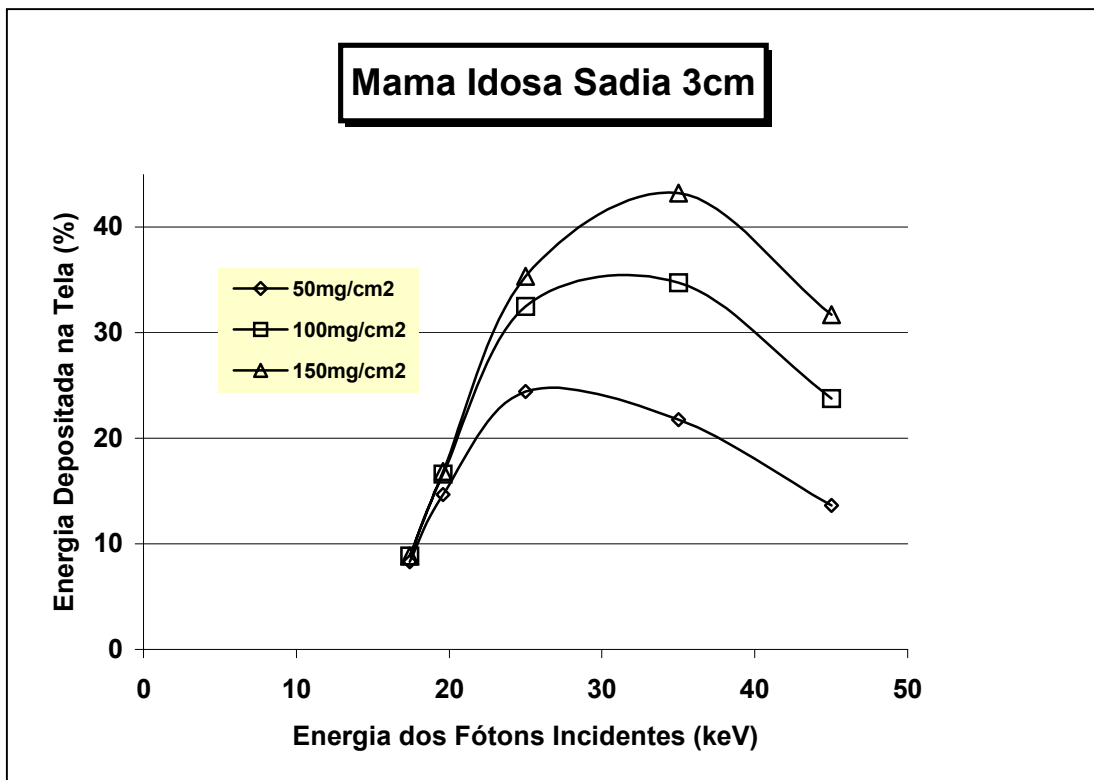


Figura 5.7 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 3cm.

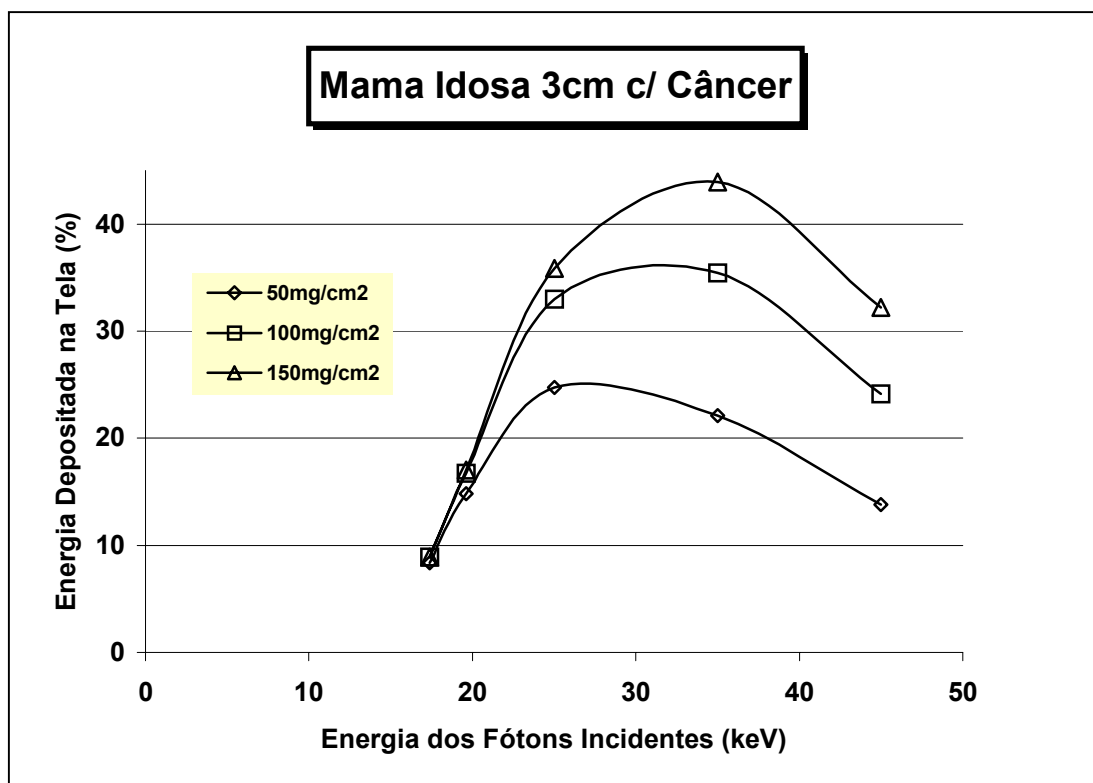


Figura 5.8 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 3cm com câncer.

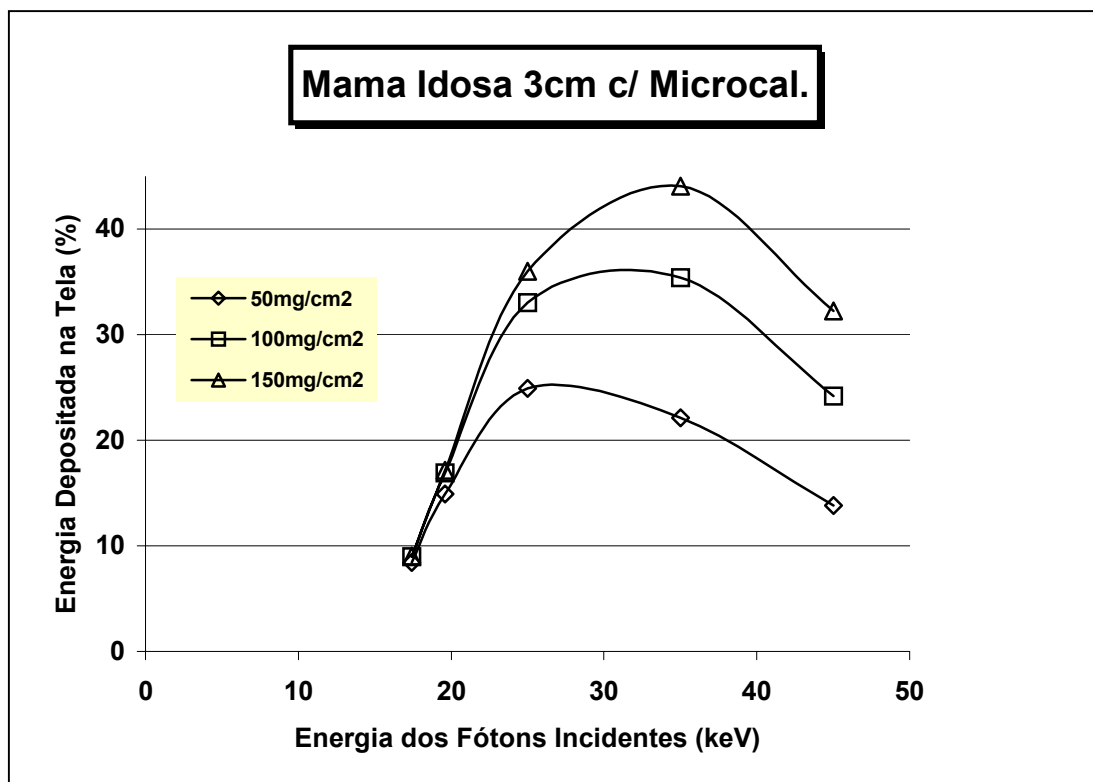


Figura 5.9 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 3cm com microcalcificação.

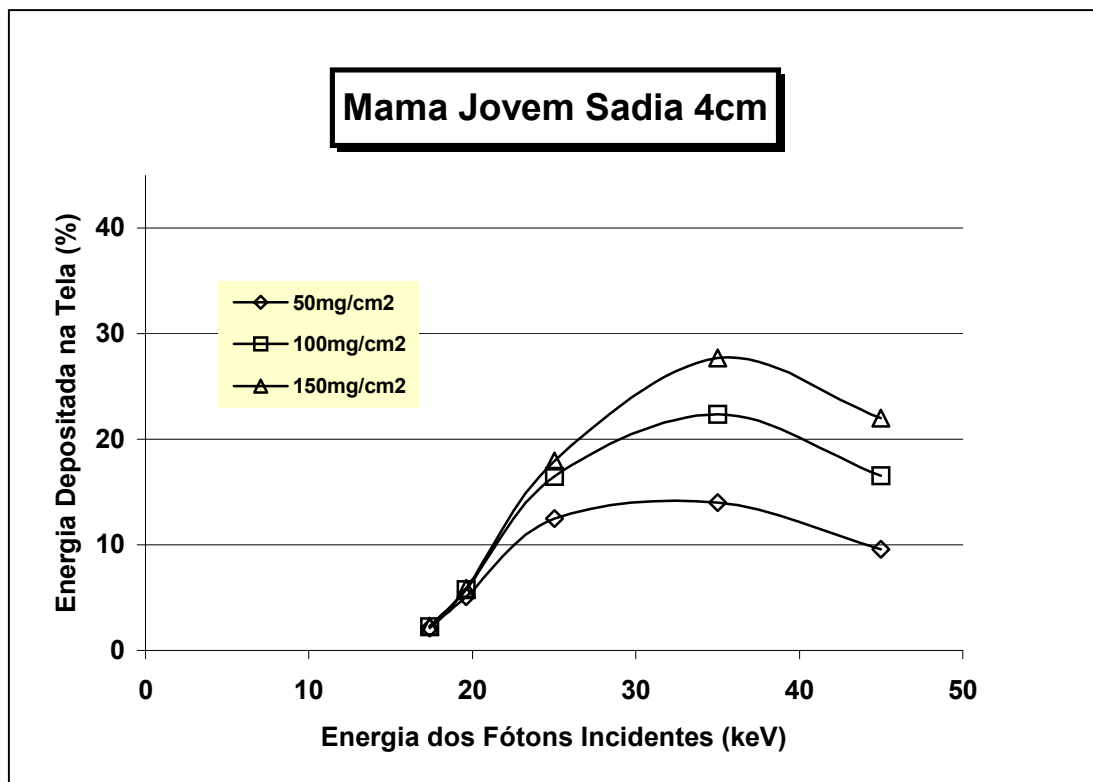


Figura 5.10 – Energia depositada nas telas –Mama jovem sadia 4cm.

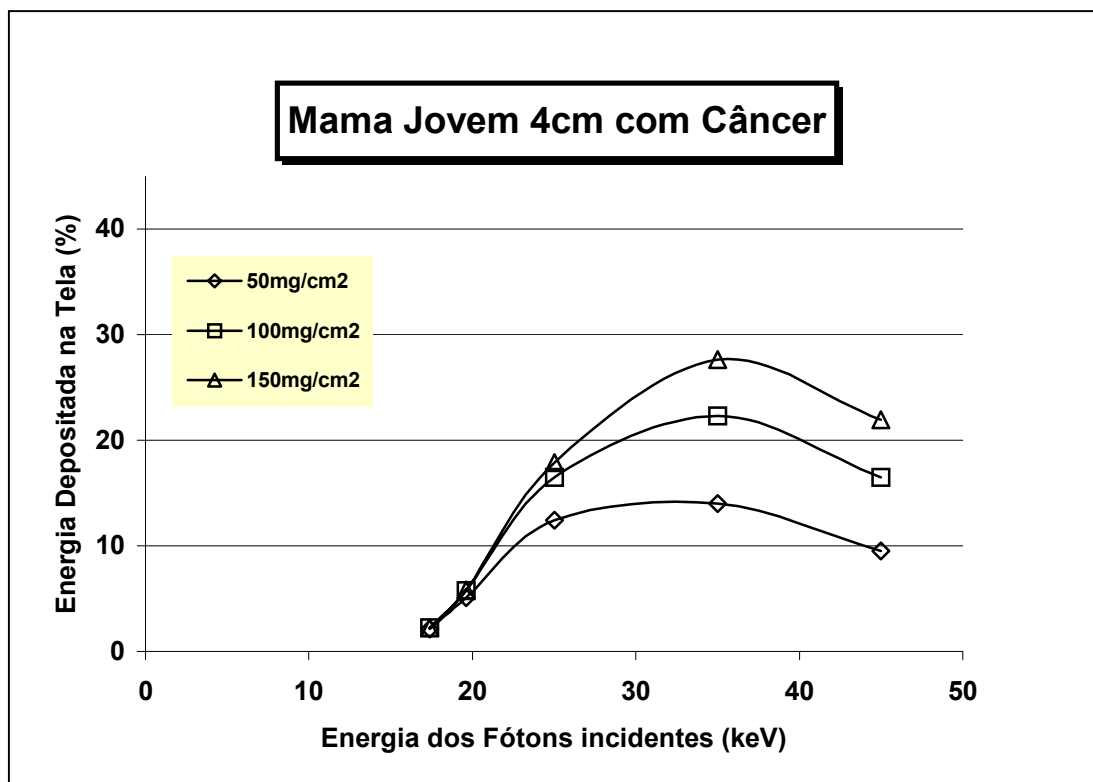


Figura 5.11 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 4cm com câncer.

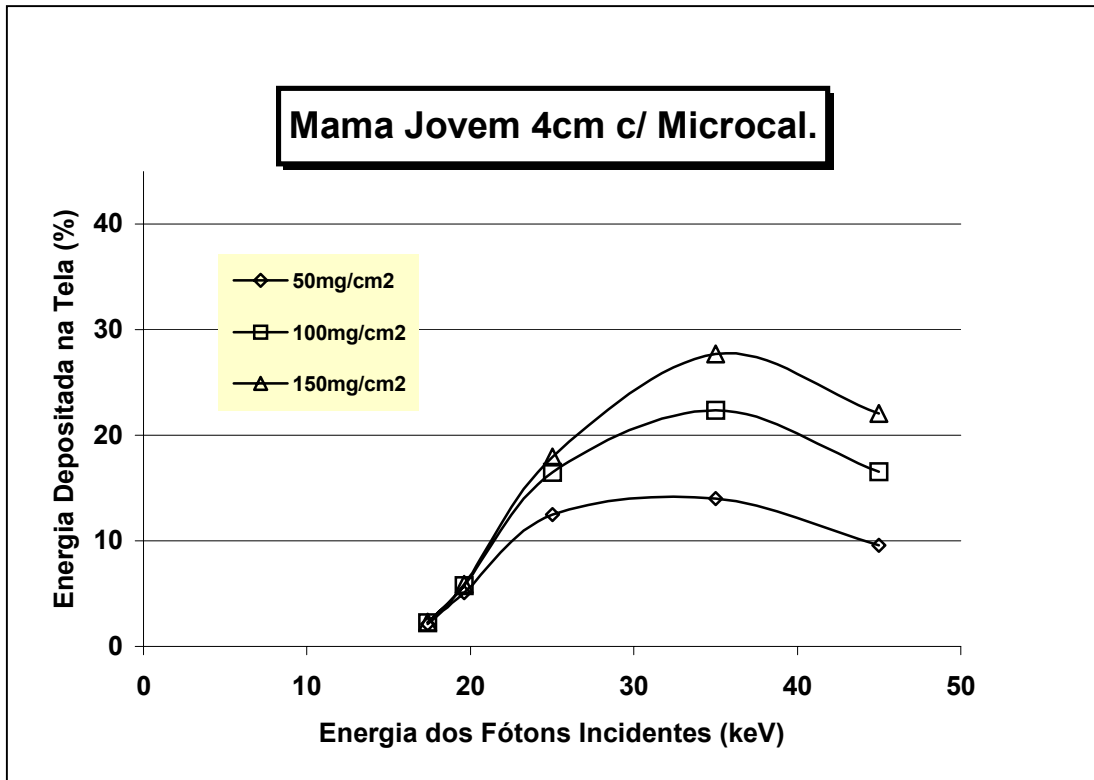


Figura 5.12 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 4cm com microcalcificação.

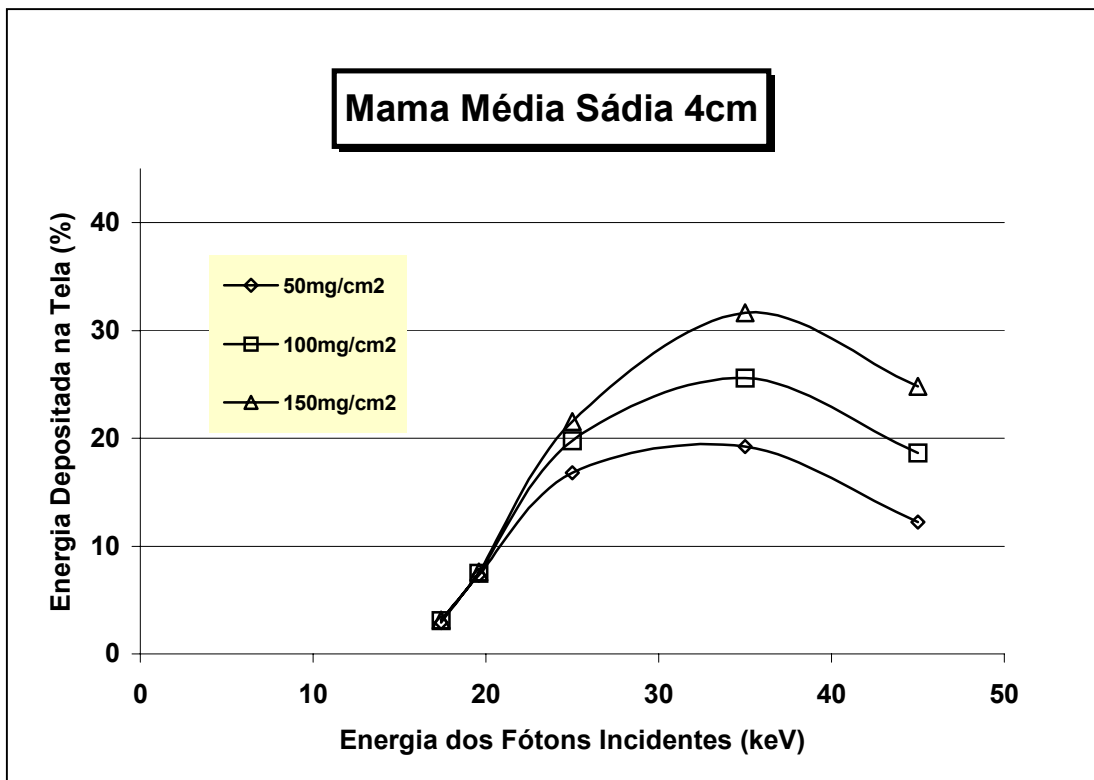


Figura 5.13 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia 4cm.

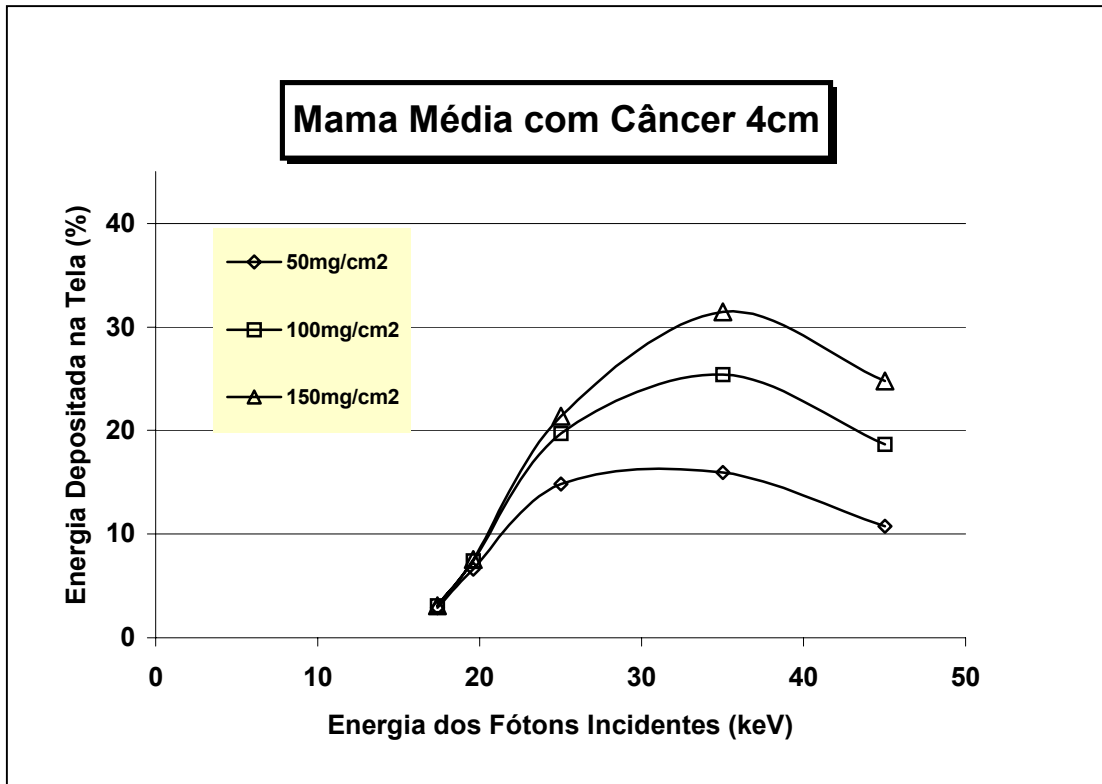


Figura 5.14 – Energia depositada nas telas –Mama média 4cm com câncer.

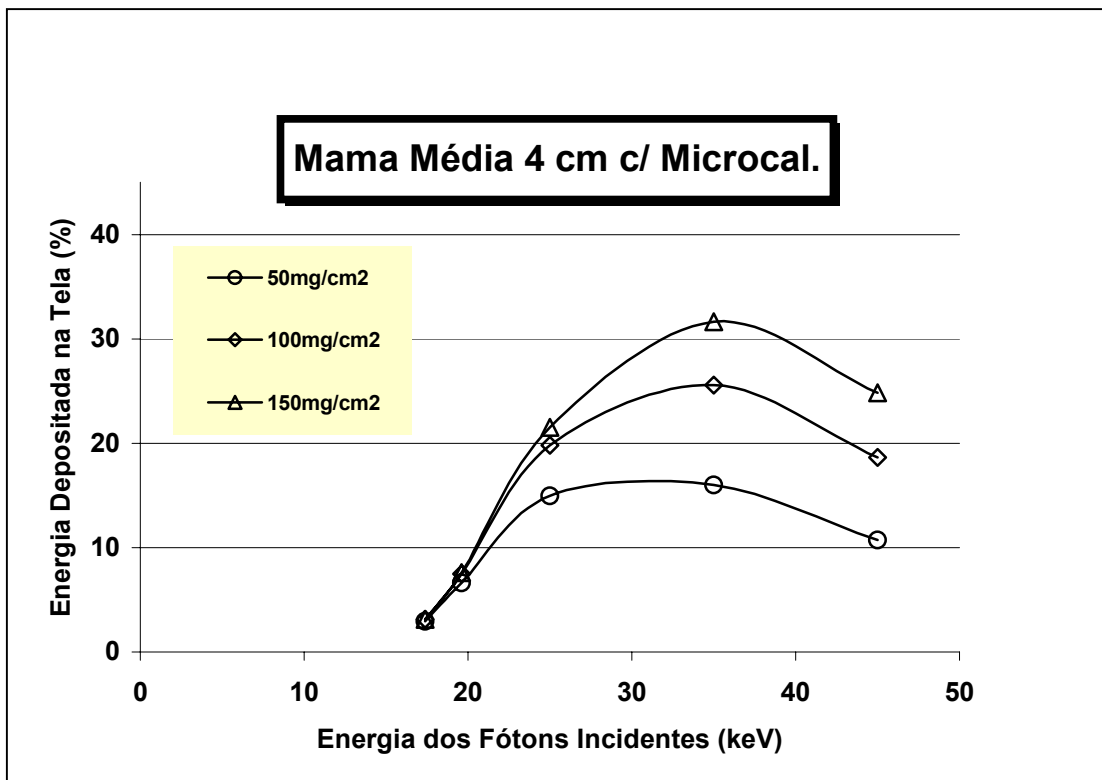


Figura 5.15 – Energia depositada nas telas –Mama média 4cm com microcalcificação.

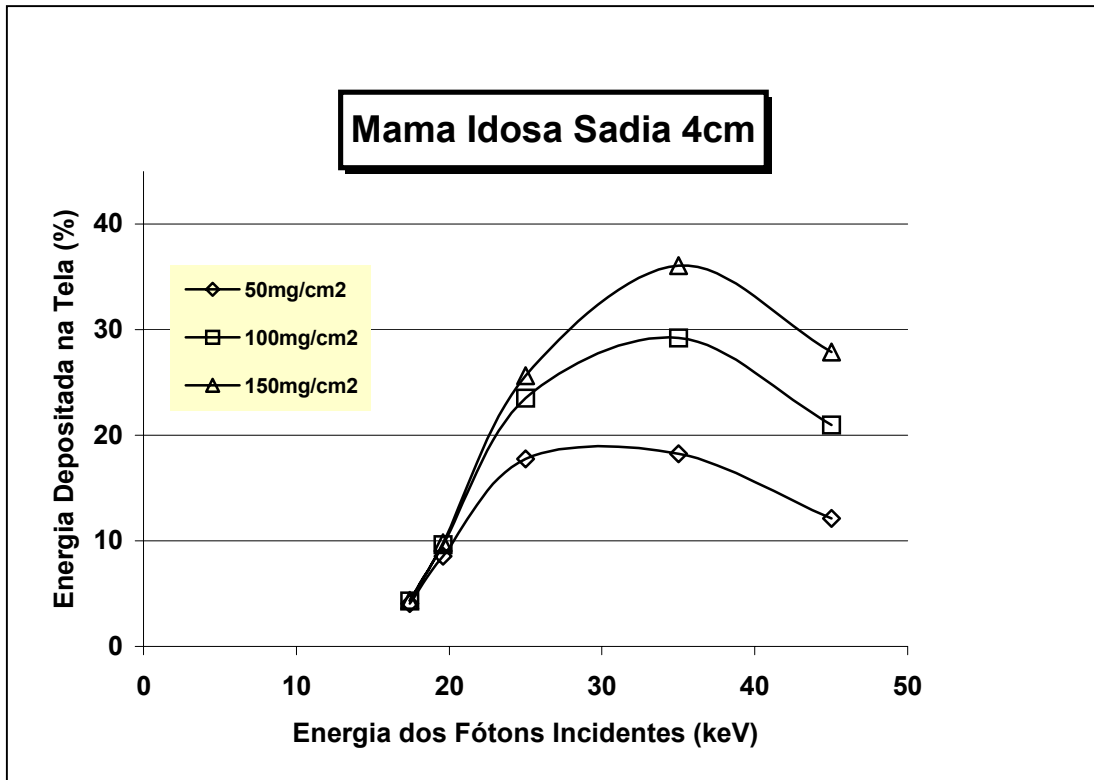


Figura 5.16 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 4cm.

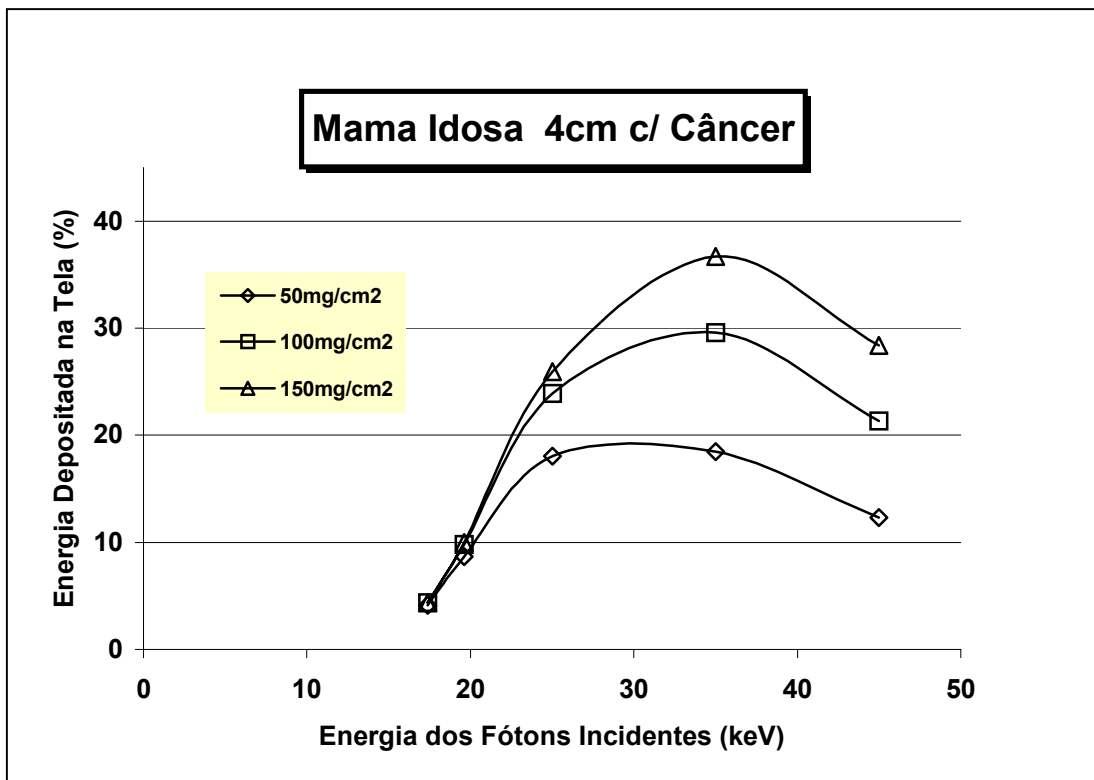


Figura 5.17 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 4cm com câncer.

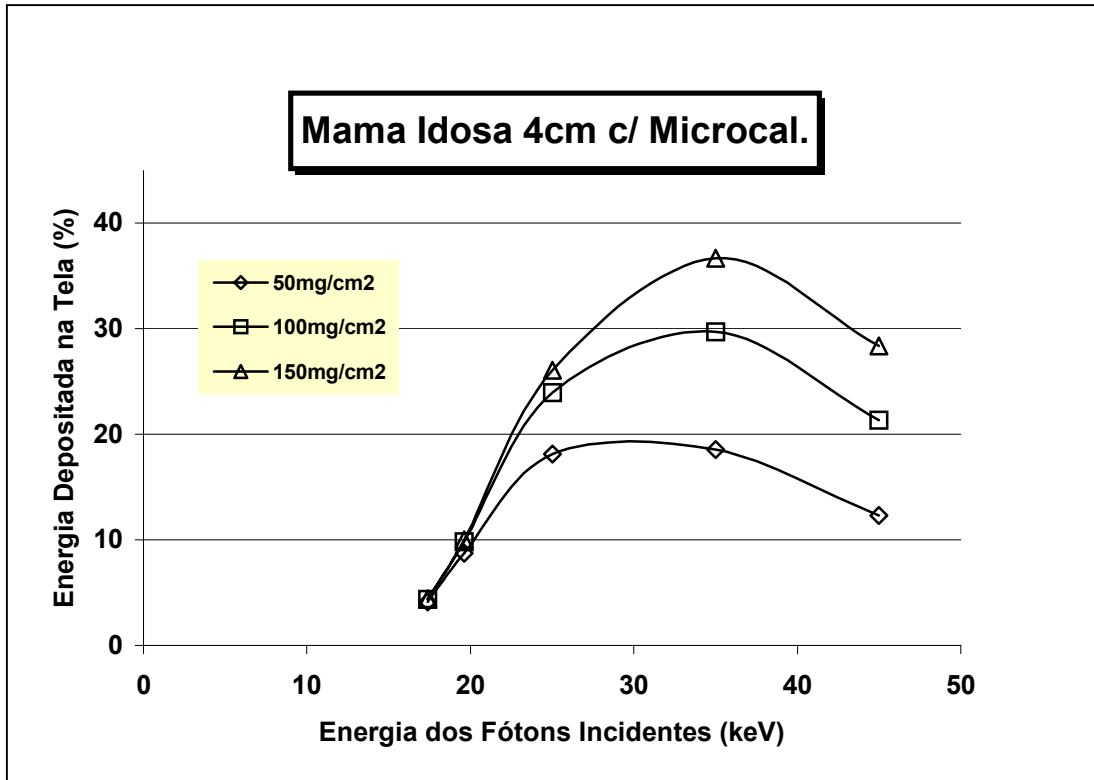


Figura 5.18 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 4cm com microcalcificação.

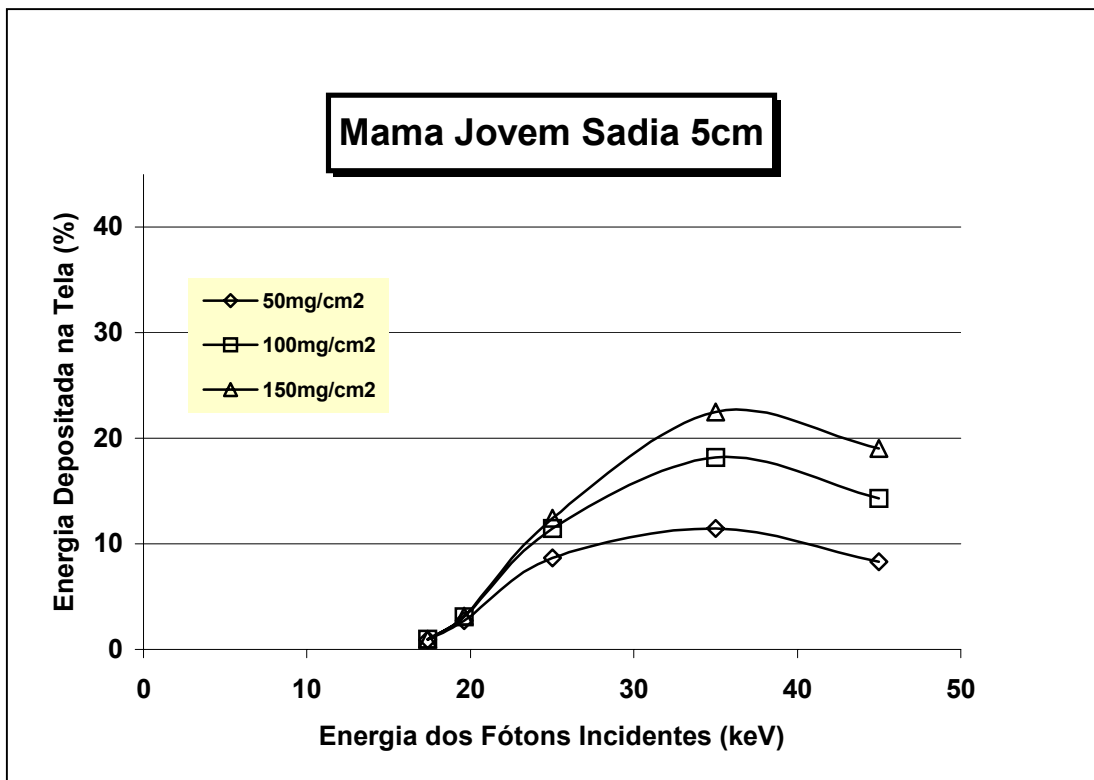


Figura 5.19 – Energia depositada nas telas –Mama jovem sadia 5cm.

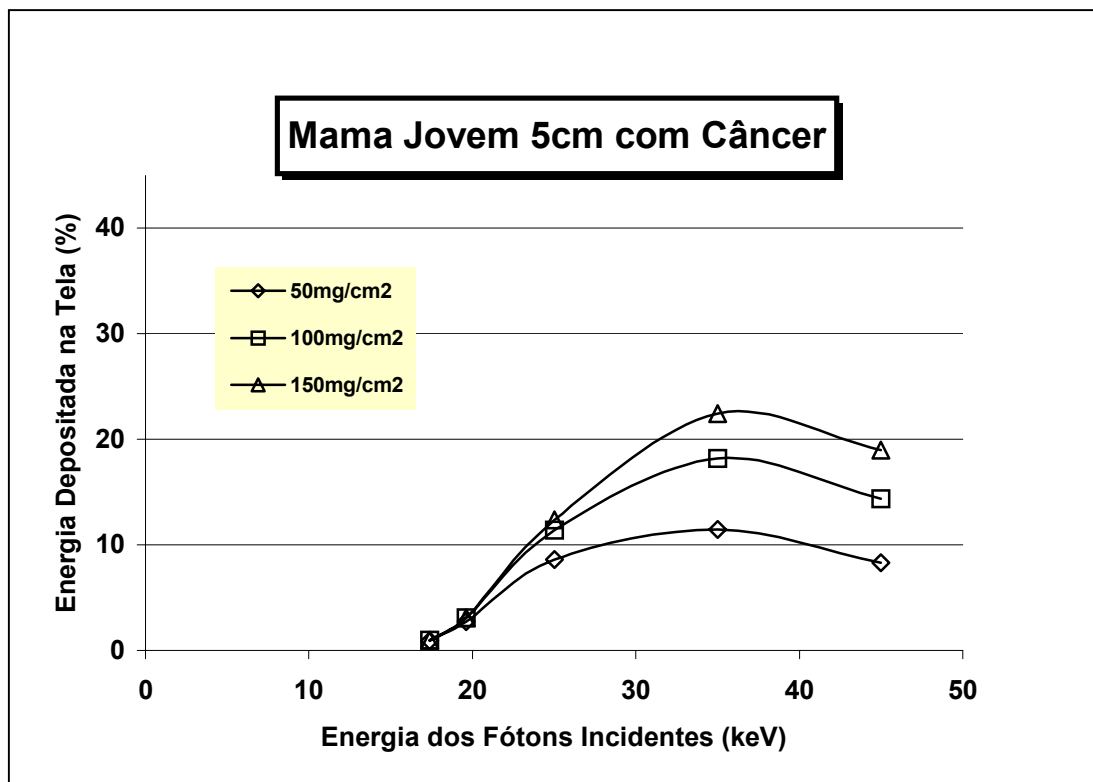


Figura 5.20 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 5cm com câncer.

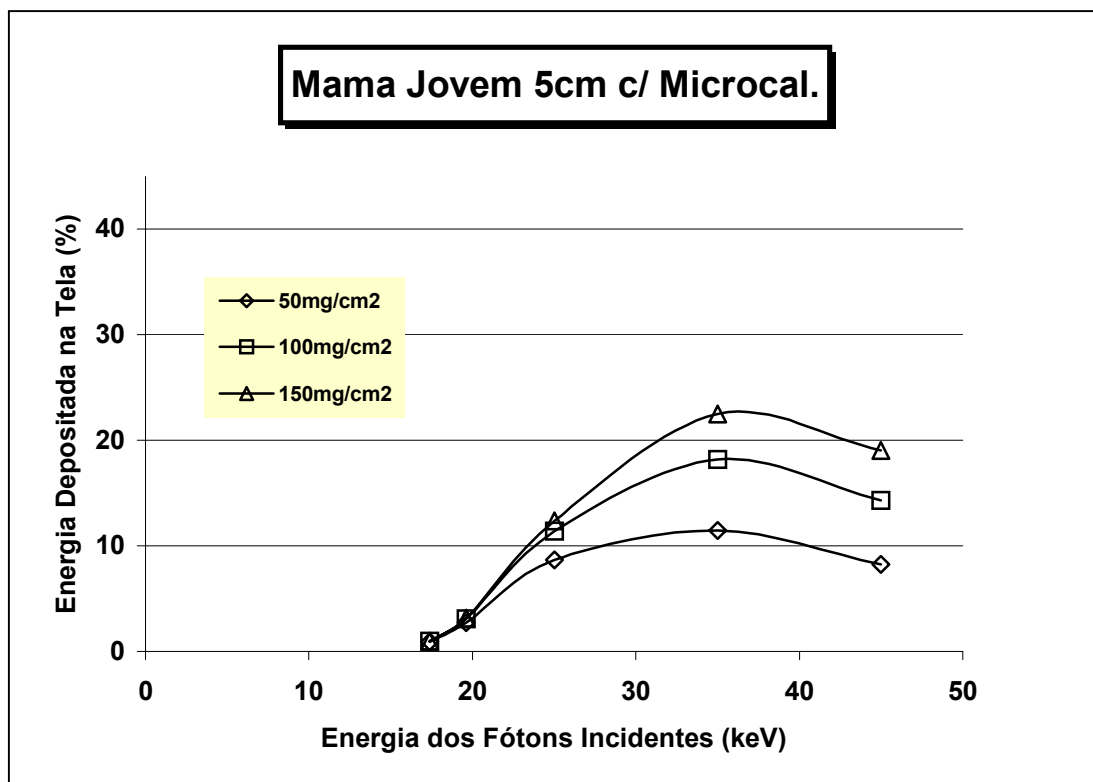


Figura 5.21 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 5cm microcalcificação.



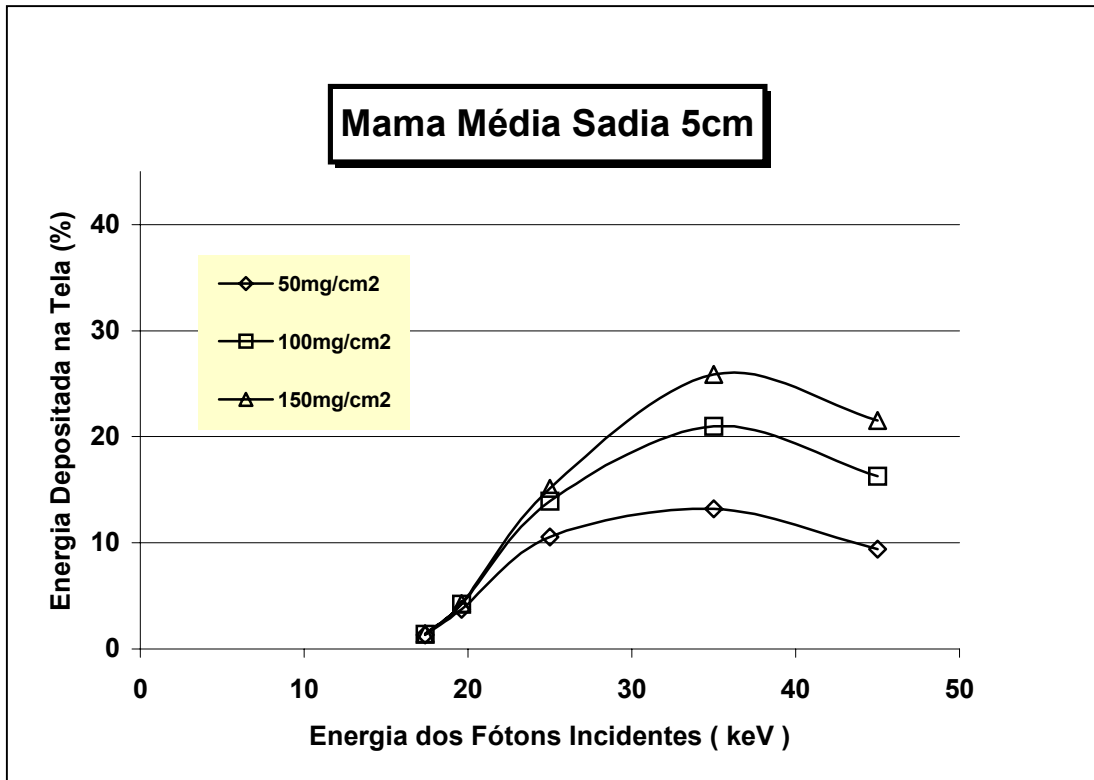


Figura 5.22 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia 5cm.

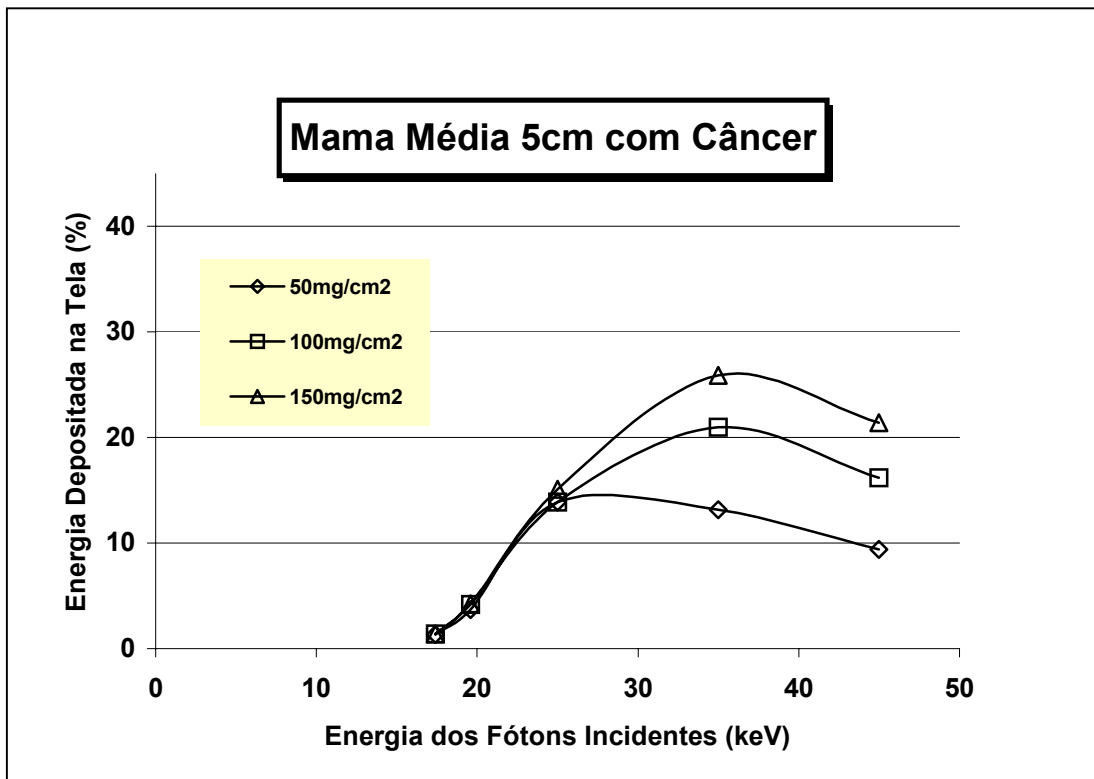


Figura 5.23 – Energia depositada nas telas –Mama média 5cm com câncer.

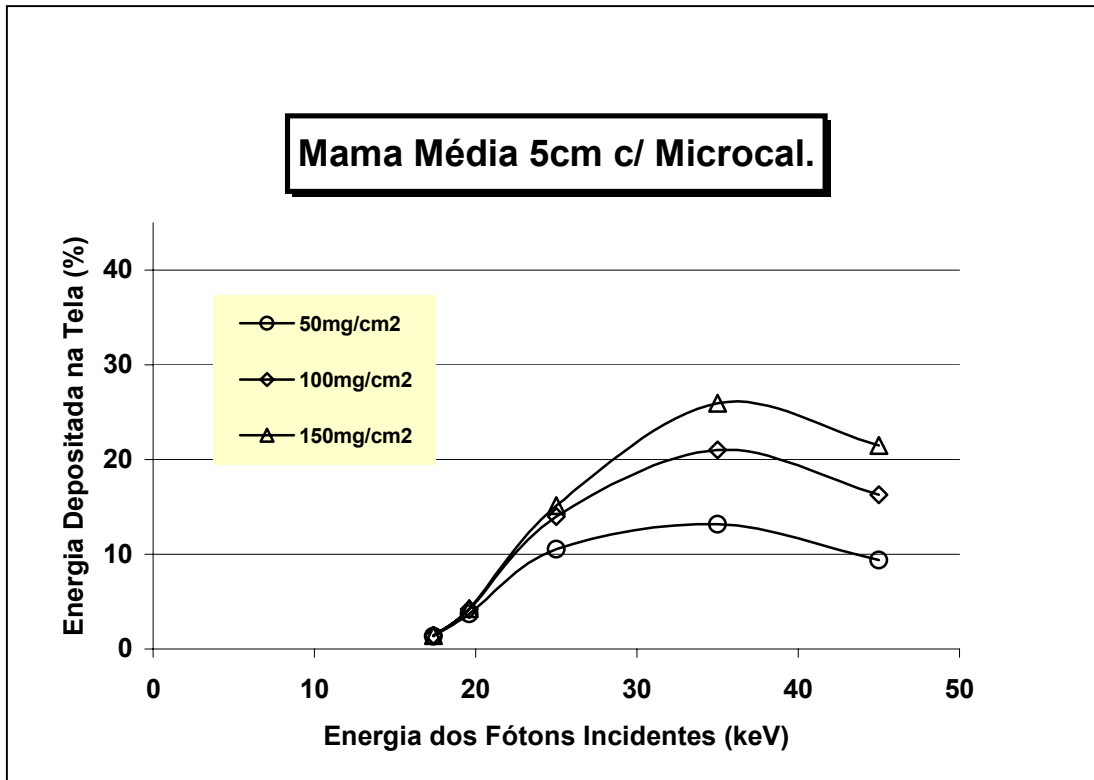


Figura 5.24 – Energia depositada nas telas –Mama média 5cm com microcalcificação.

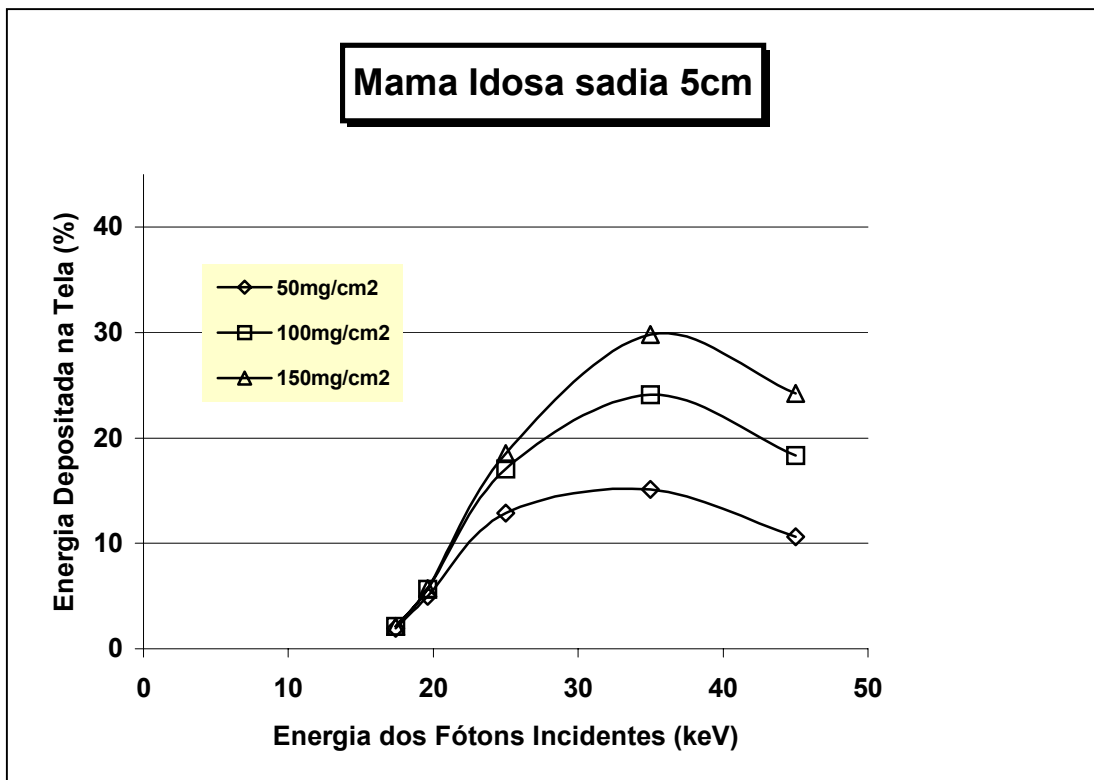


Figura 5.25 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 5cm.

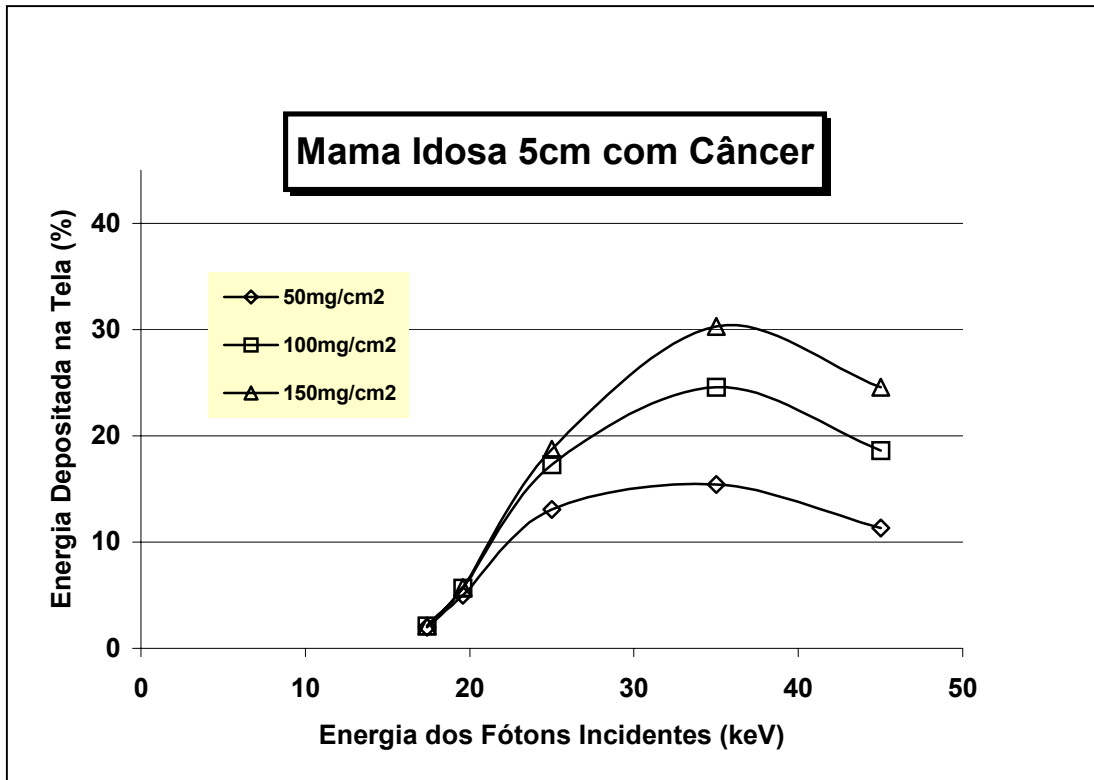


Figura 5.26 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 5cm com câncer.

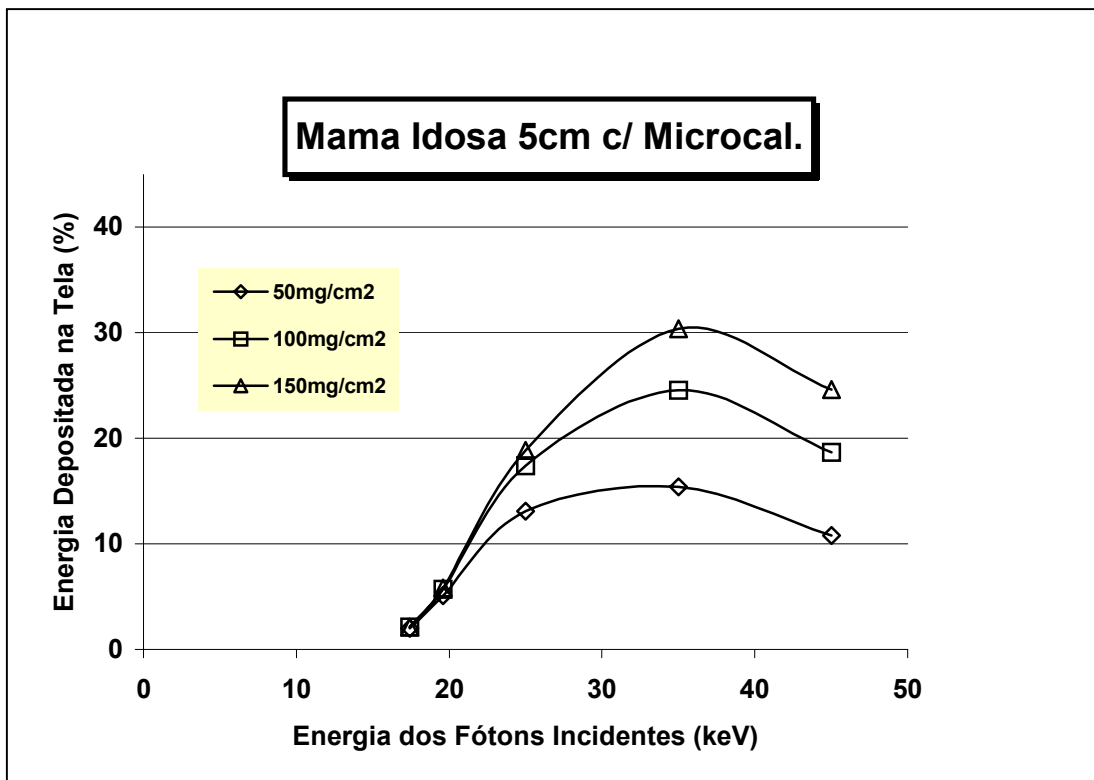


Figura 5.27 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 5cm com microcalcificação.

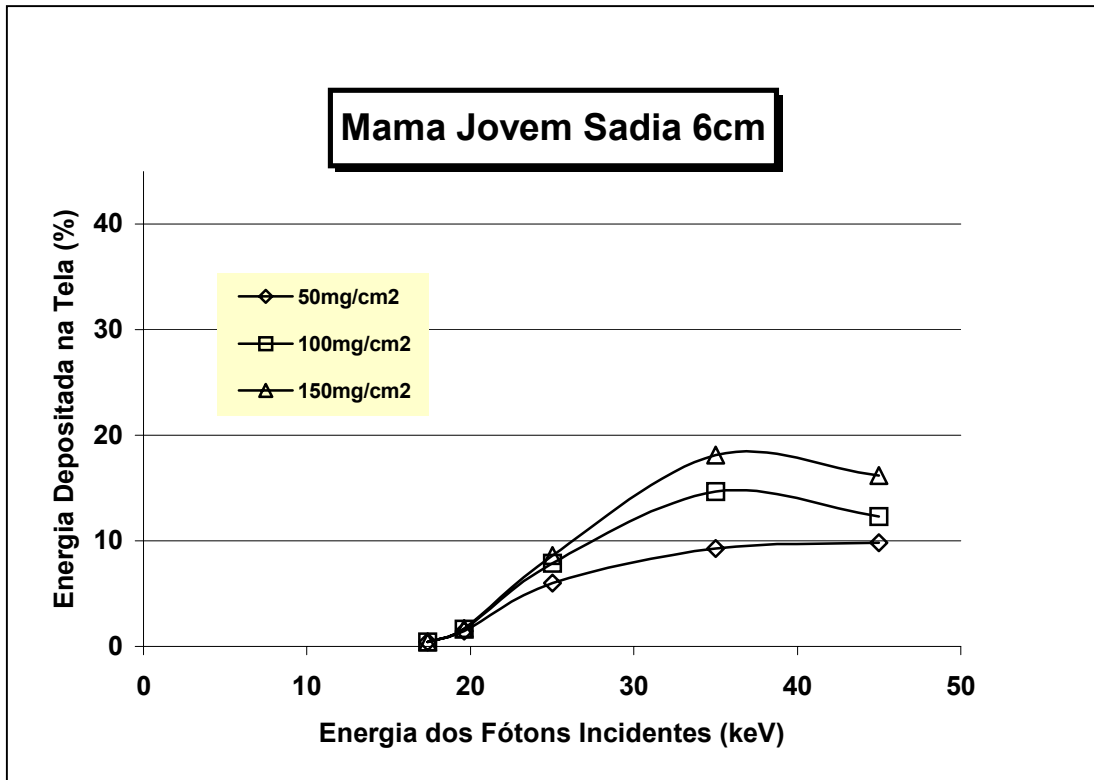


Figura 5.28 – Energia depositada nas telas –Mama jovem sadia 6cm.

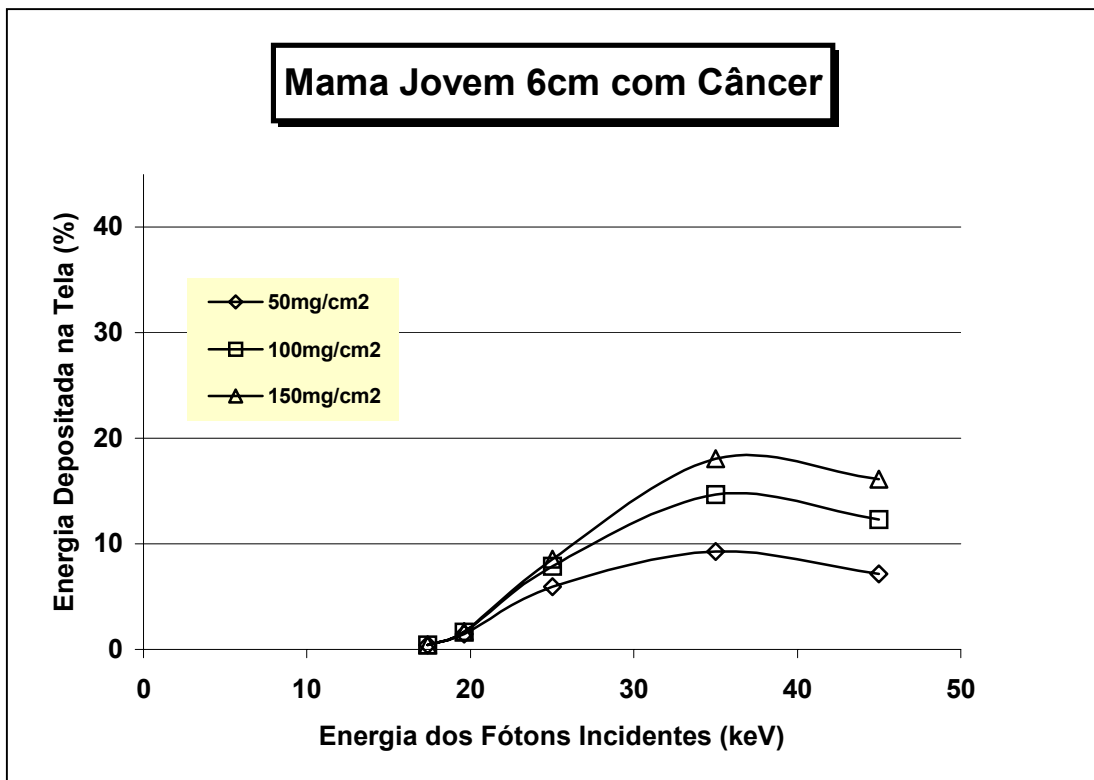


Figura 5.29 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 6cm com câncer.

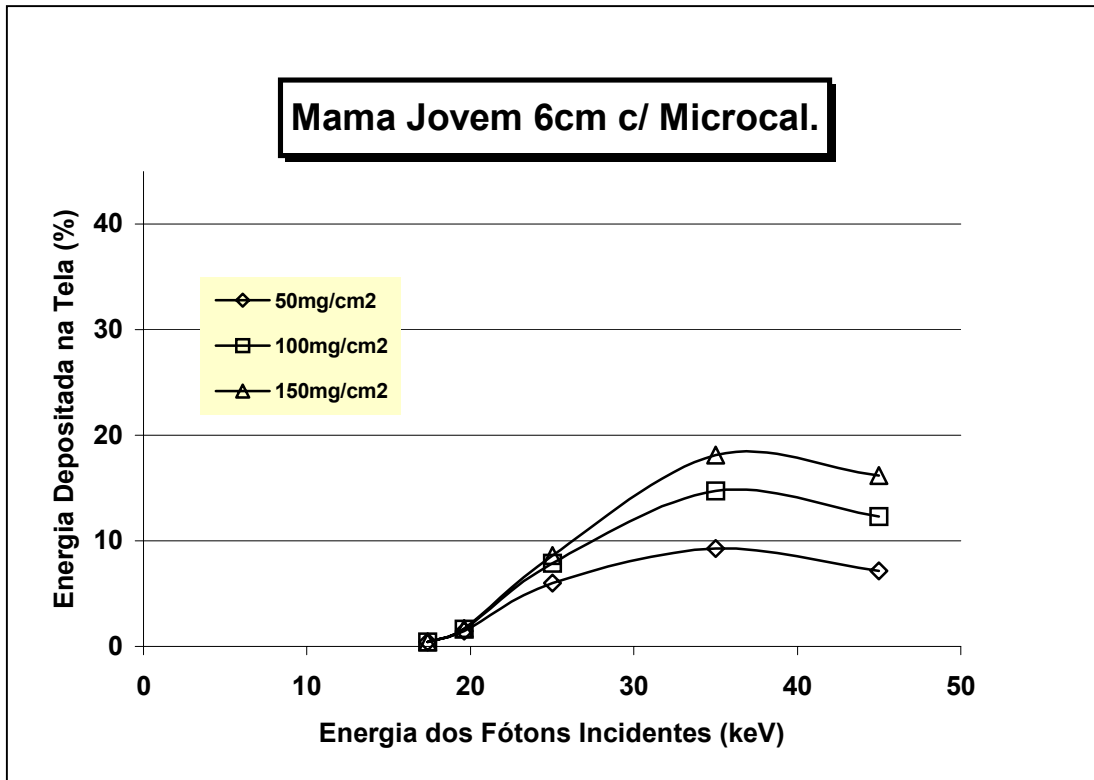


Figura 5.30 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 6cm com microcalcificação.

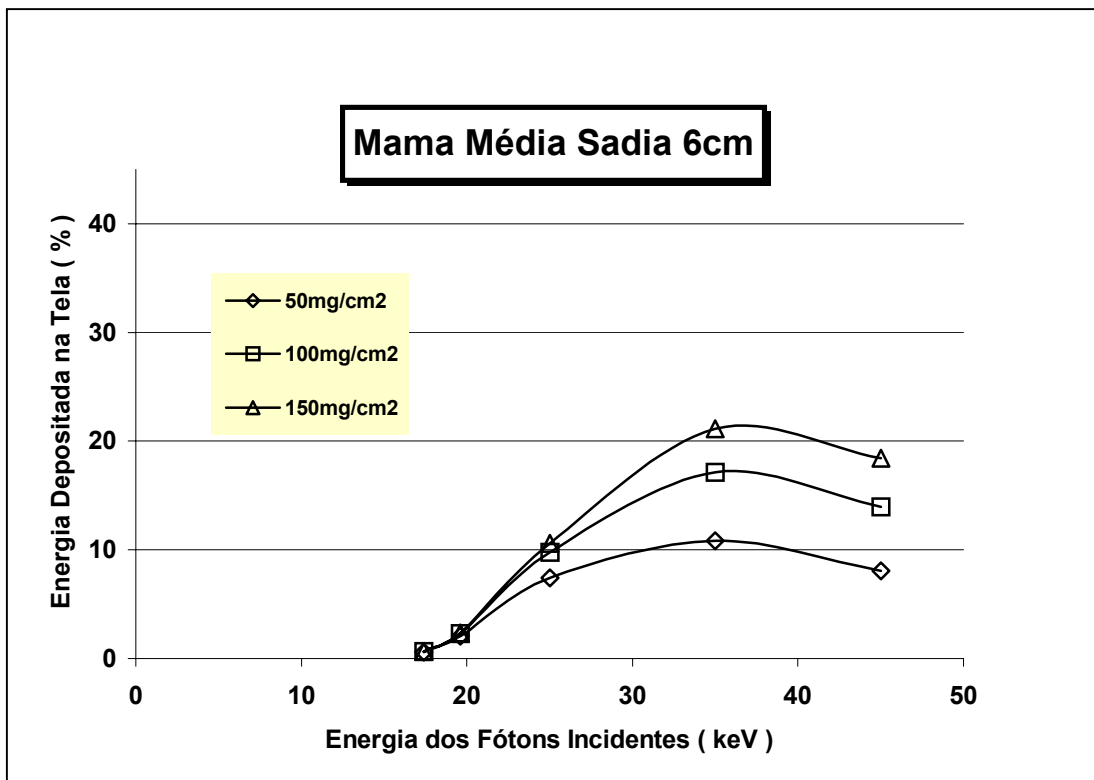


Figura 5.31 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia 6cm.

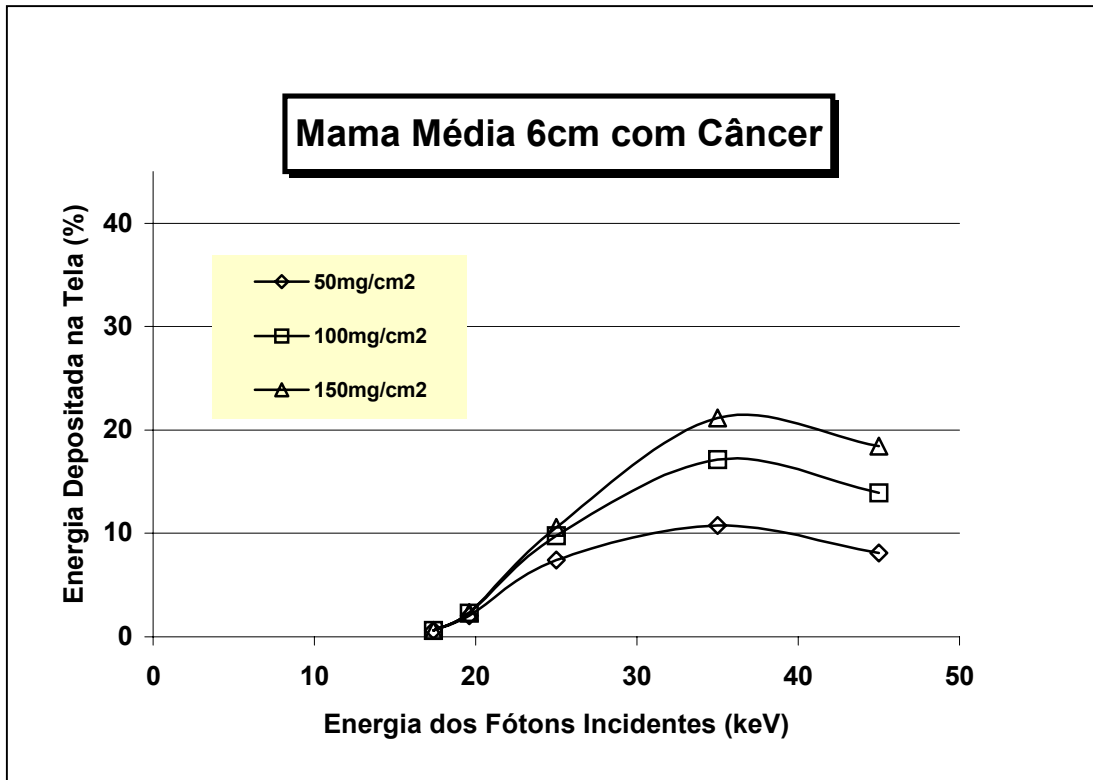


Figura 5.32 – Energia depositada nas telas –Mama média 6cm com câncer.

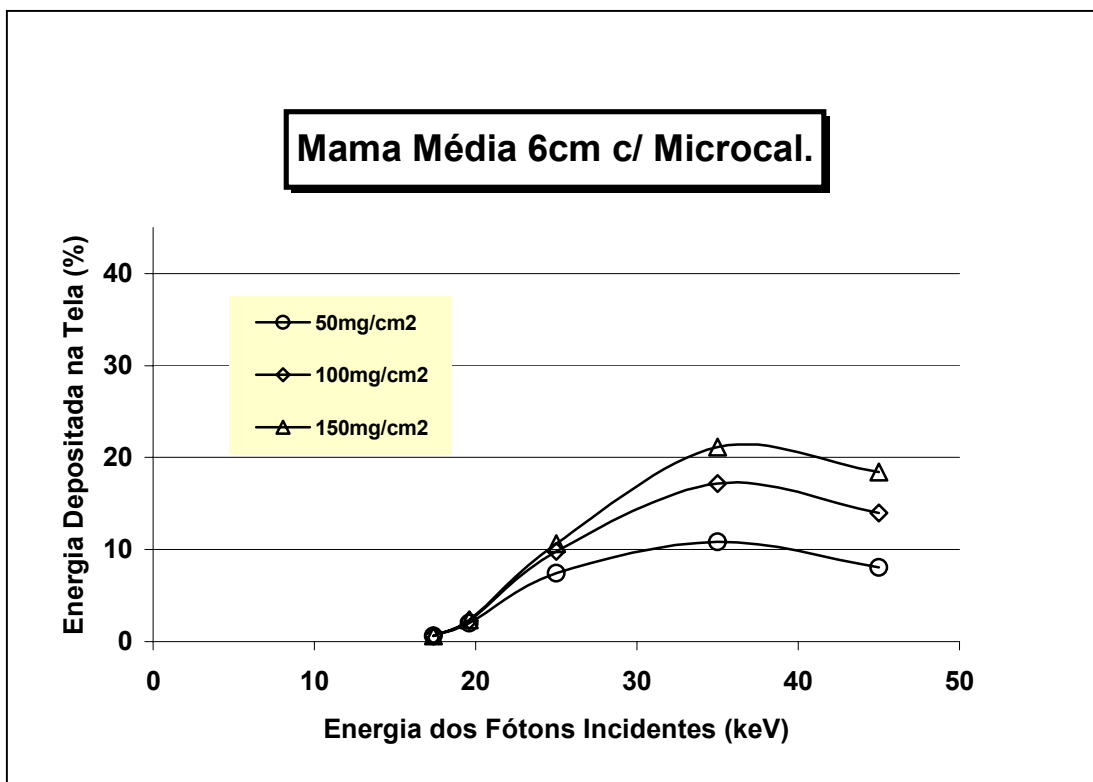


Figura 5.33 – Energia depositada nas telas –Mama média 6cm com microcalcificação.

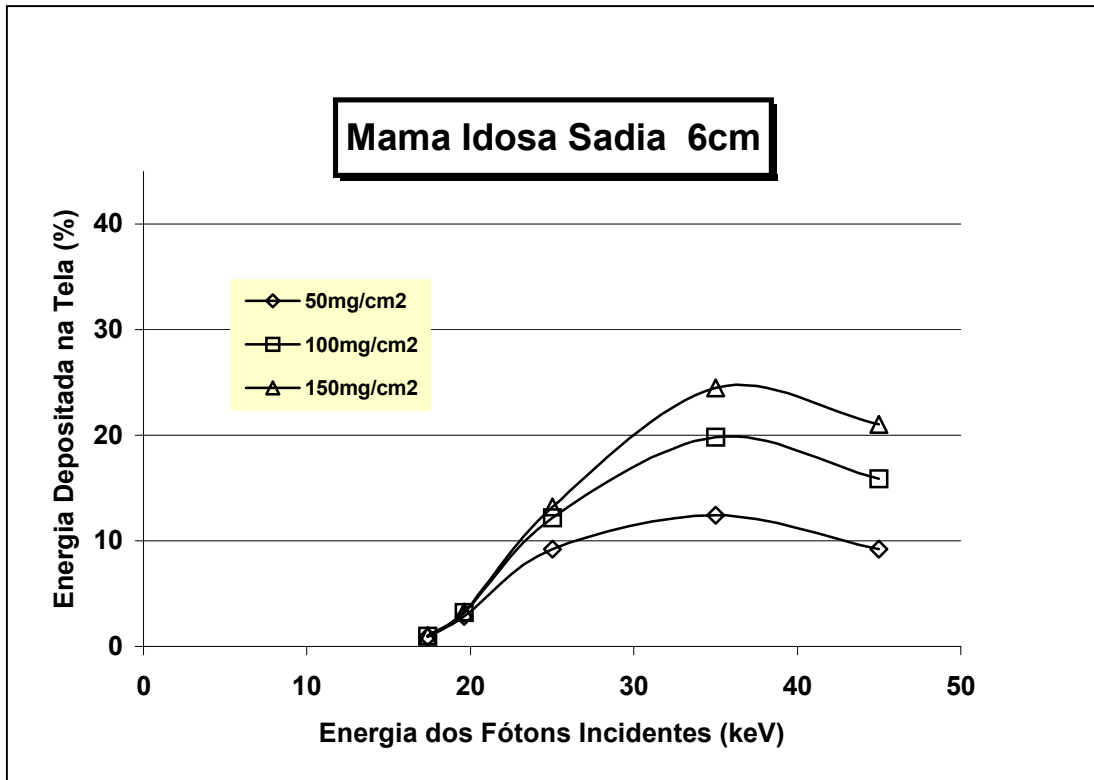


Figura 5.34 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 6cm.

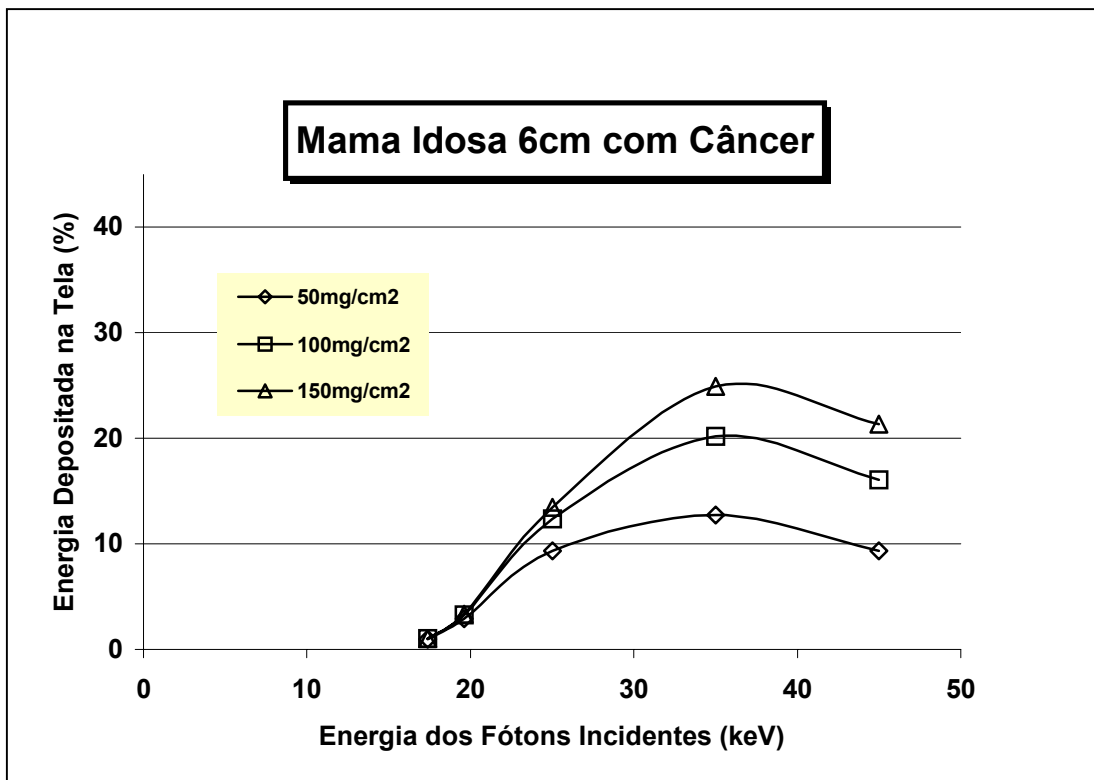


Figura 5.35 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 6cm com câncer.

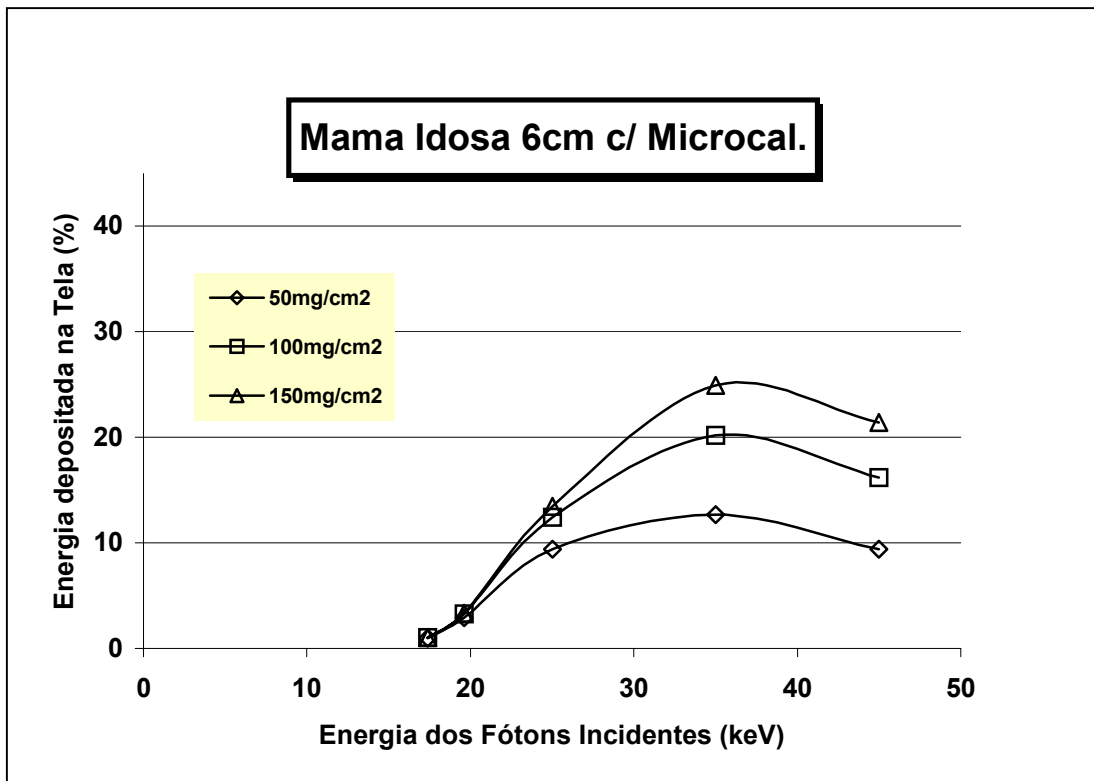


Figura 5.36 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 6cm com microcalcificação.

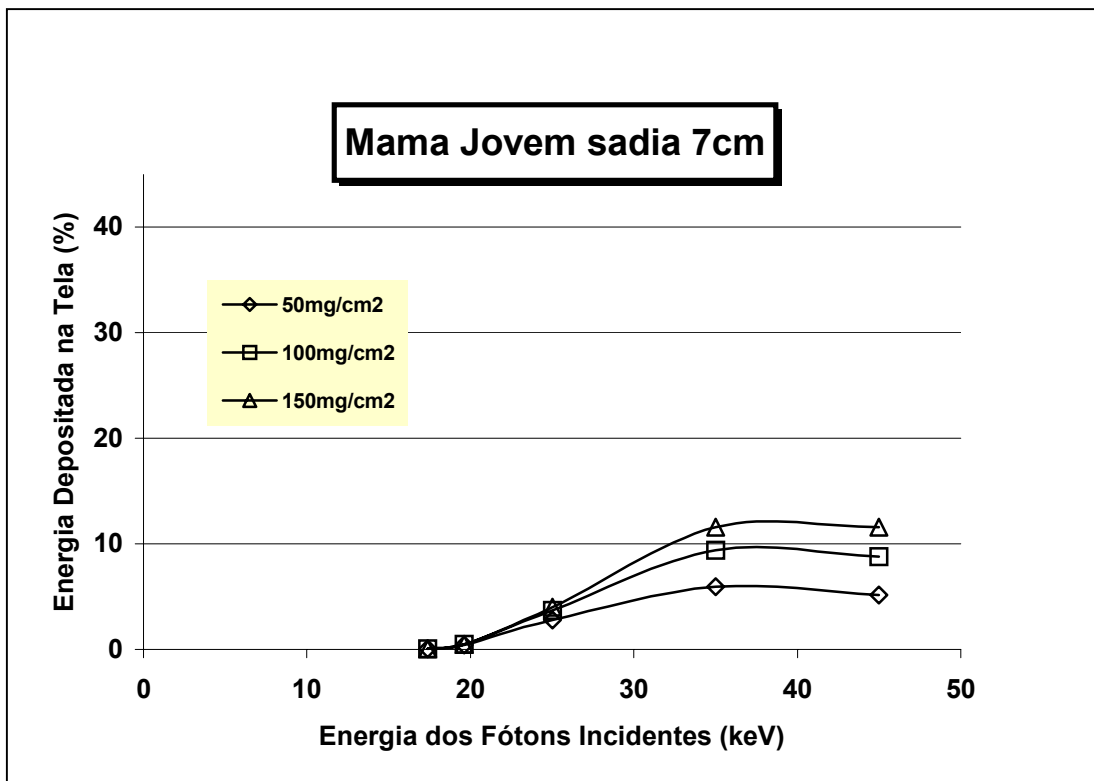


Figura 5.37 – Energia depositada nas telas –Mama jovem sadia 7cm.



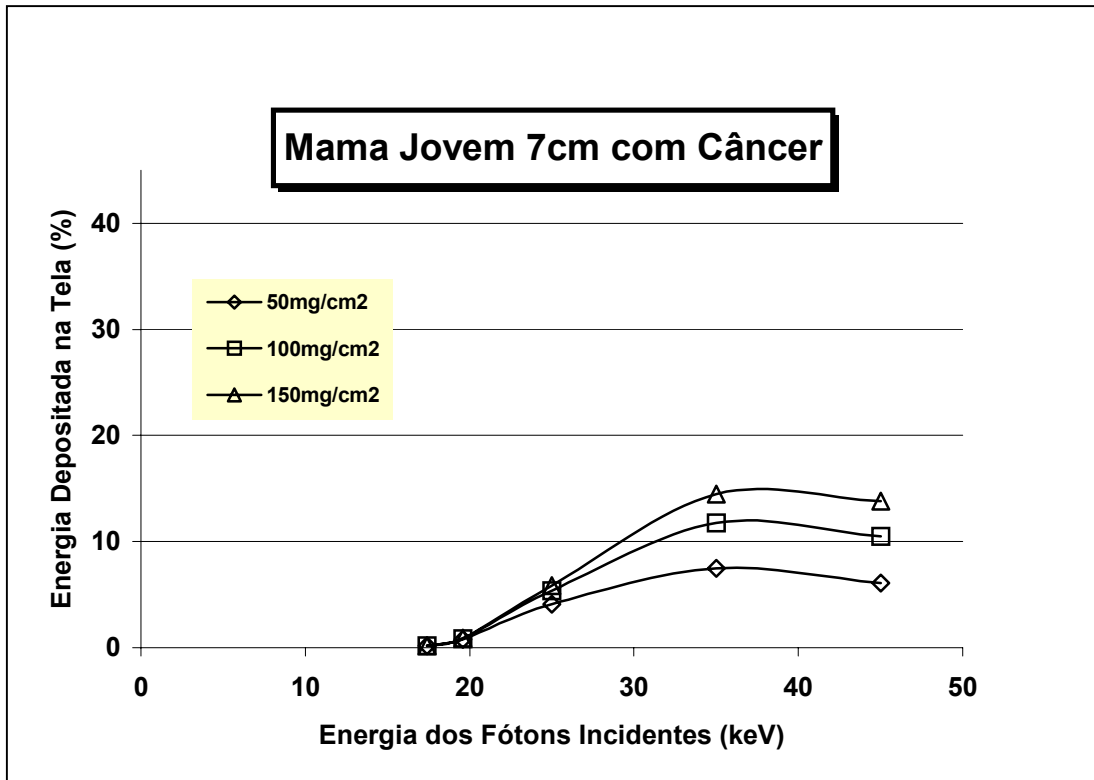


Figura 5.38 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 7cm com câncer.

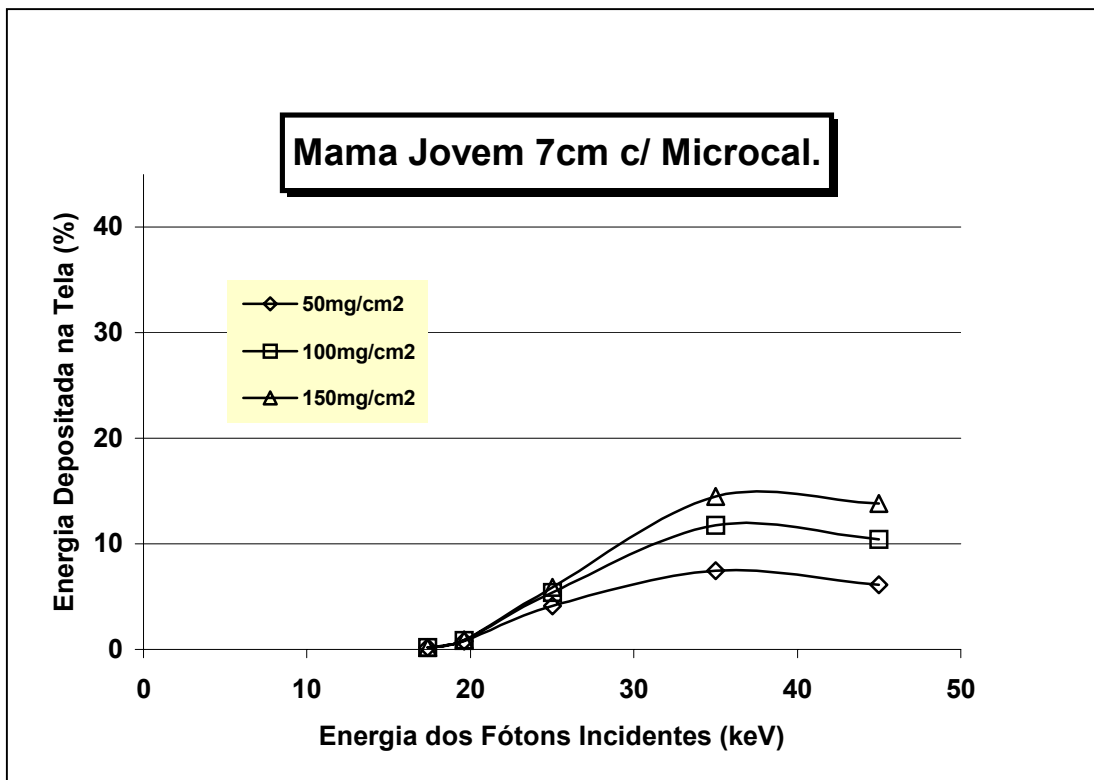


Figura 5.39 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 7cm com microcalcificação.

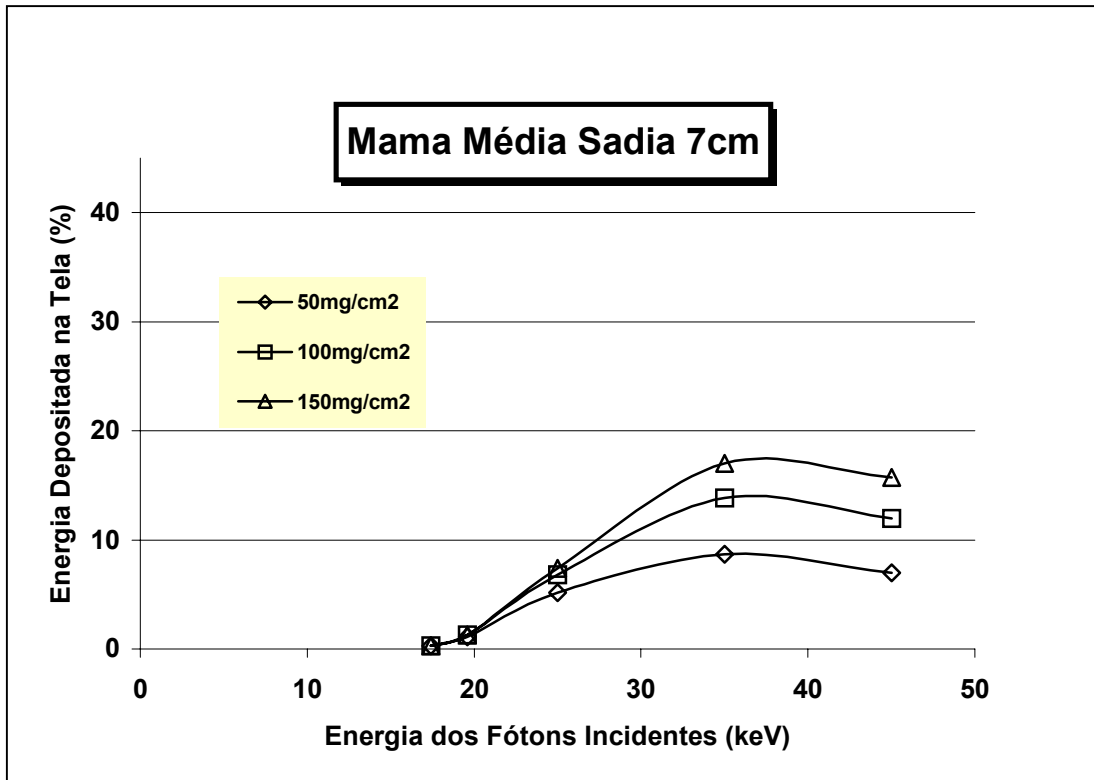


Figura 5.40 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia 7cm.

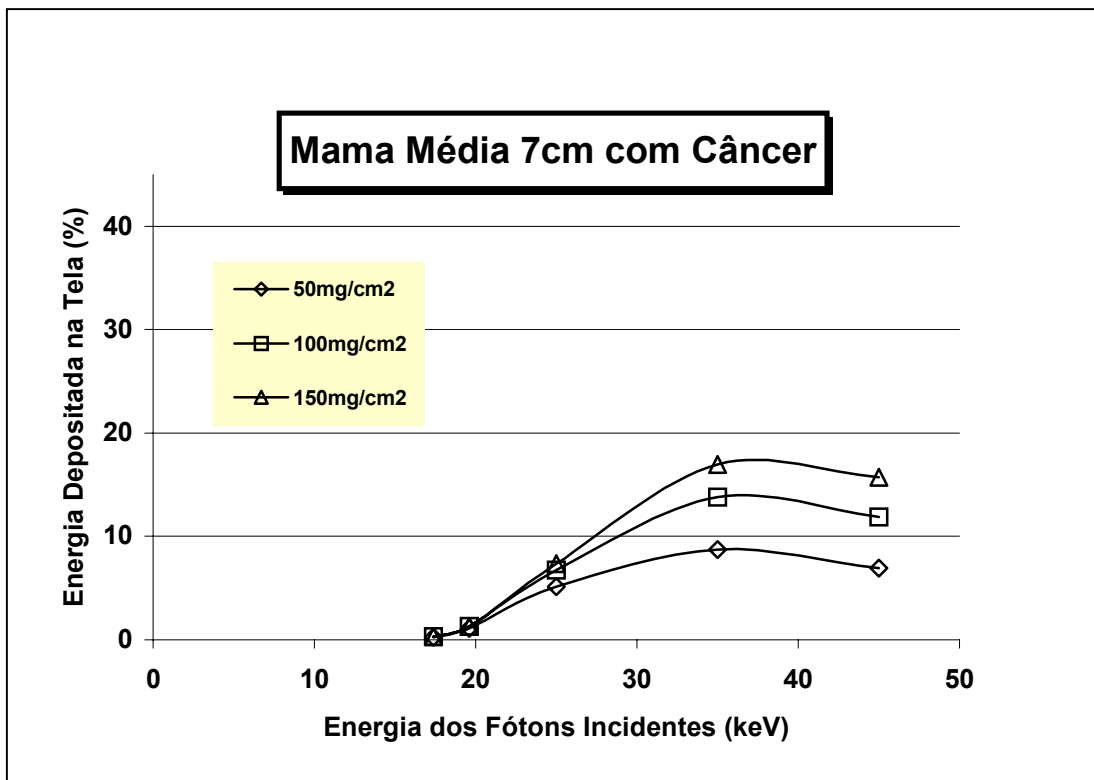


Figura 5.41 – Energia depositada nas telas –Mama média 7cm com câncer.

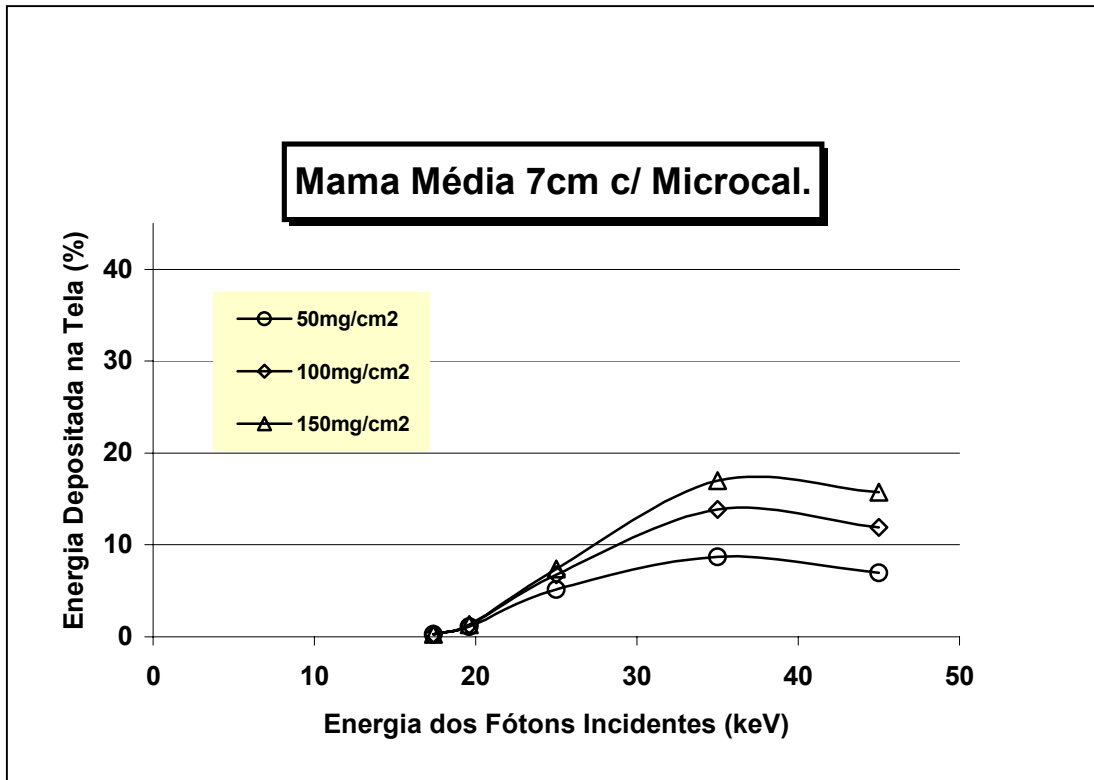


Figura 5.42 – Energia depositada nas telas –Mama média 7cm com microcalcificação.

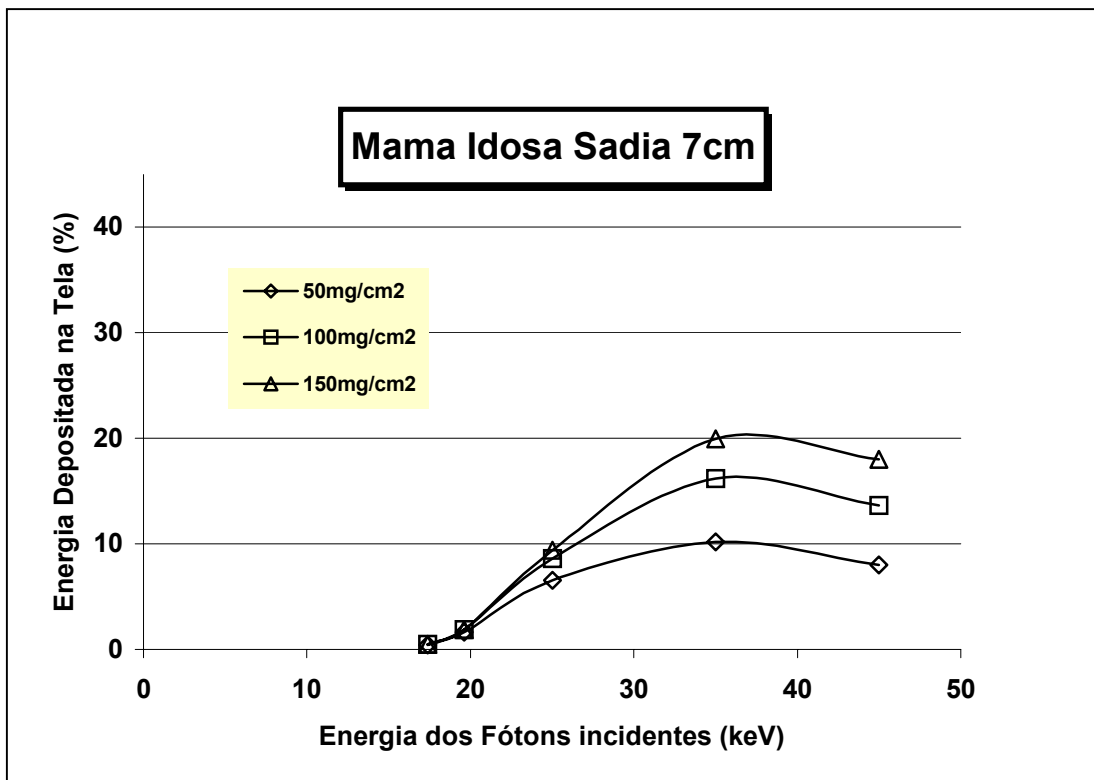


Figura 5.43 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 7cm.

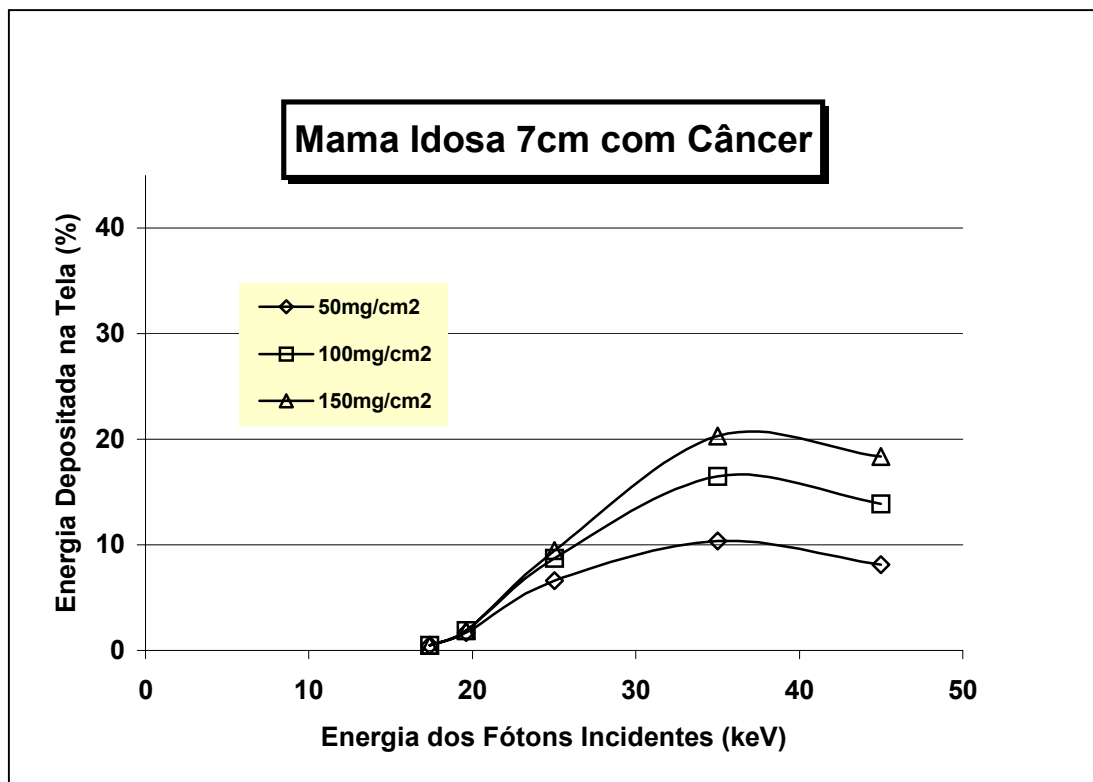


Figura 5.44 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 7cm com câncer.

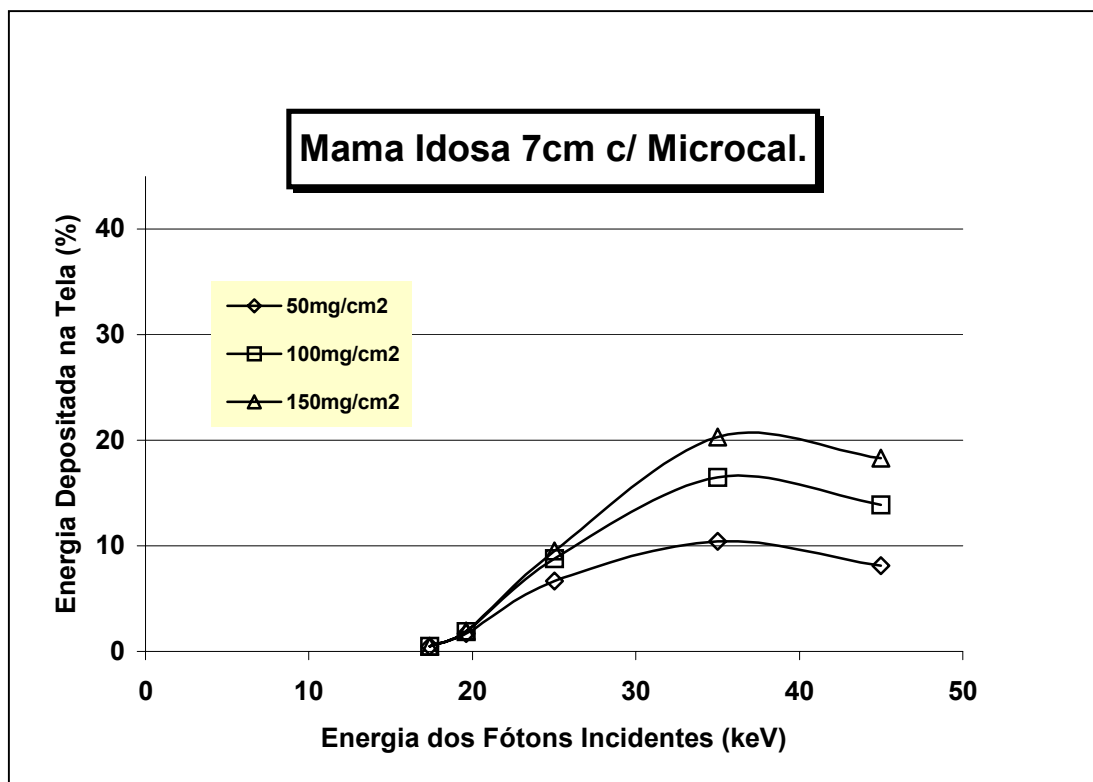


Figura 5.45 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 7cm com microcalcificação.

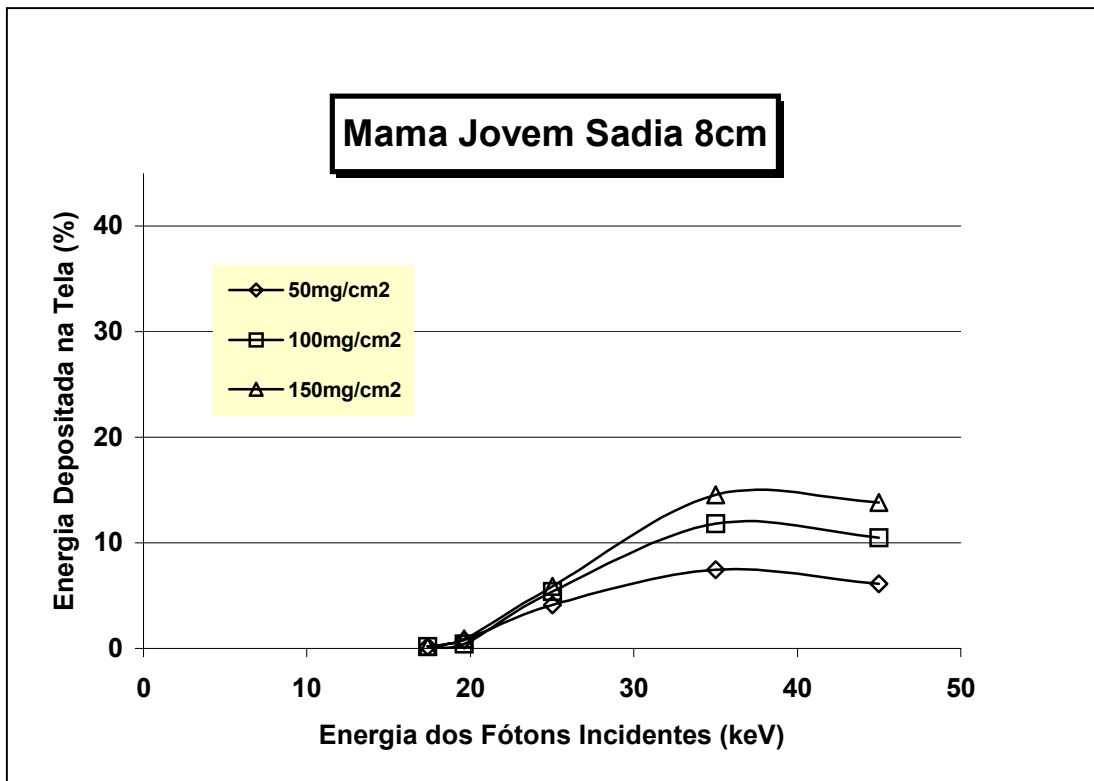


Figura 5.46 – Energia depositada nas telas –Mama jovem sadia 8cm.

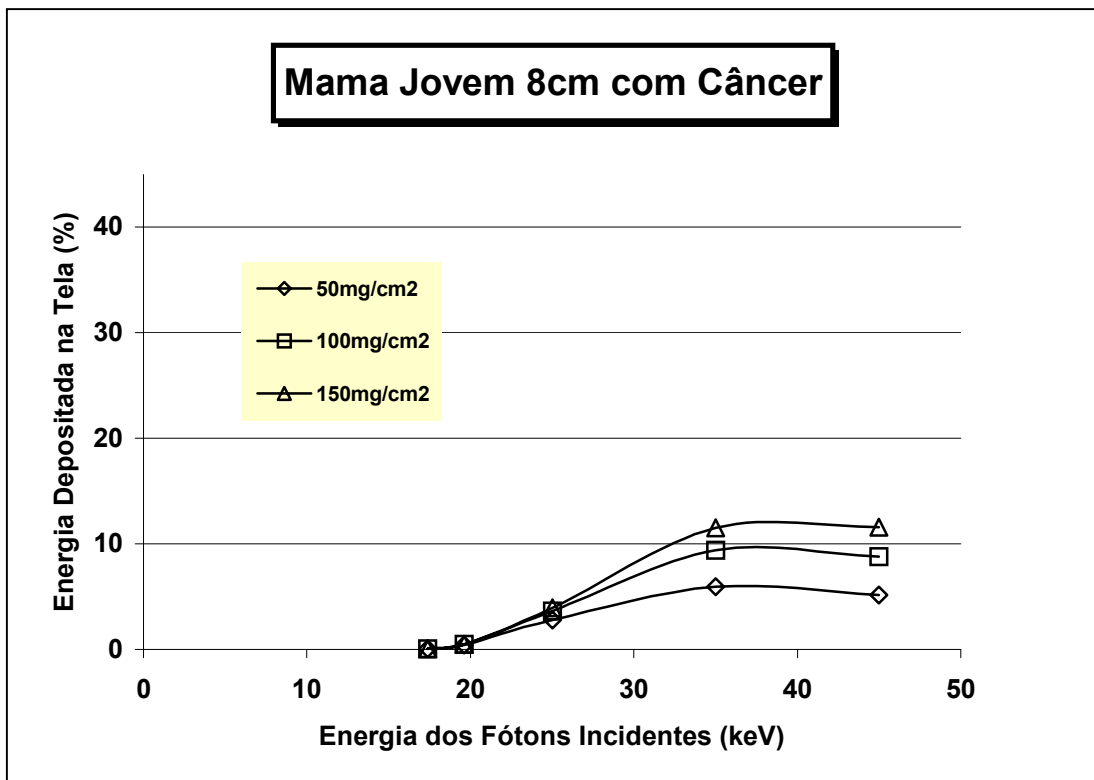


Figura 5.47 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 8cm com câncer.

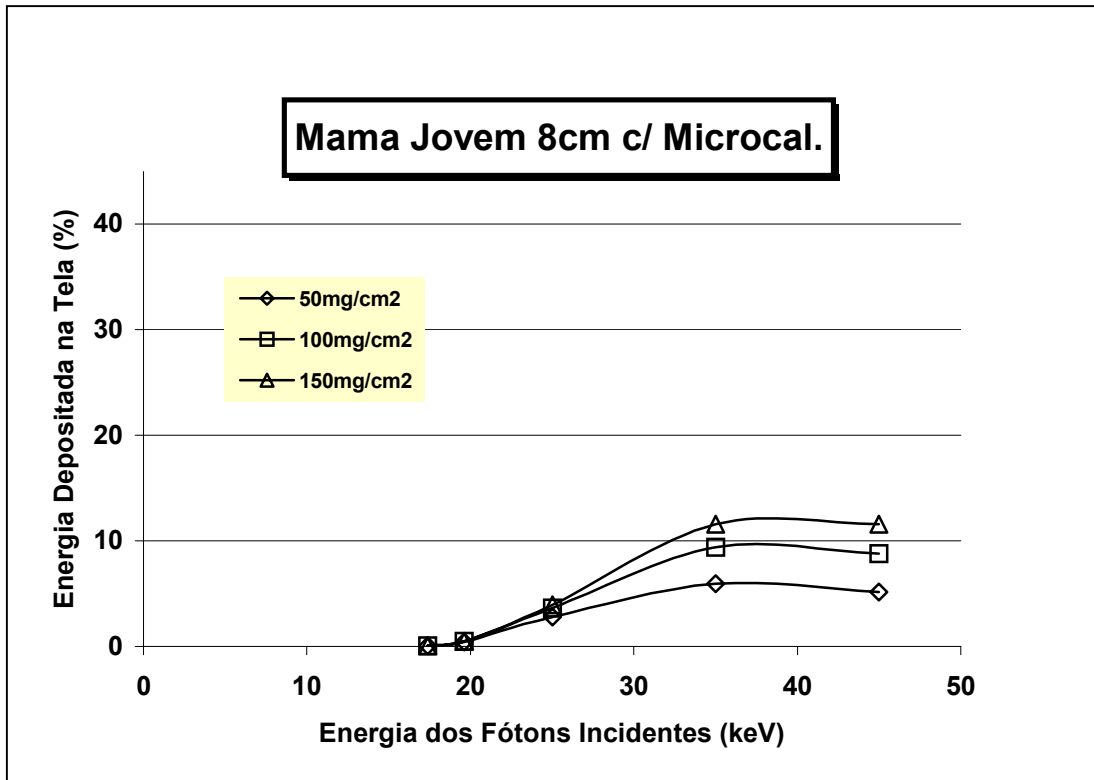


Figura 5.48 – Energia depositada nas telas –Mama jovem 8cm com microcalcificação.

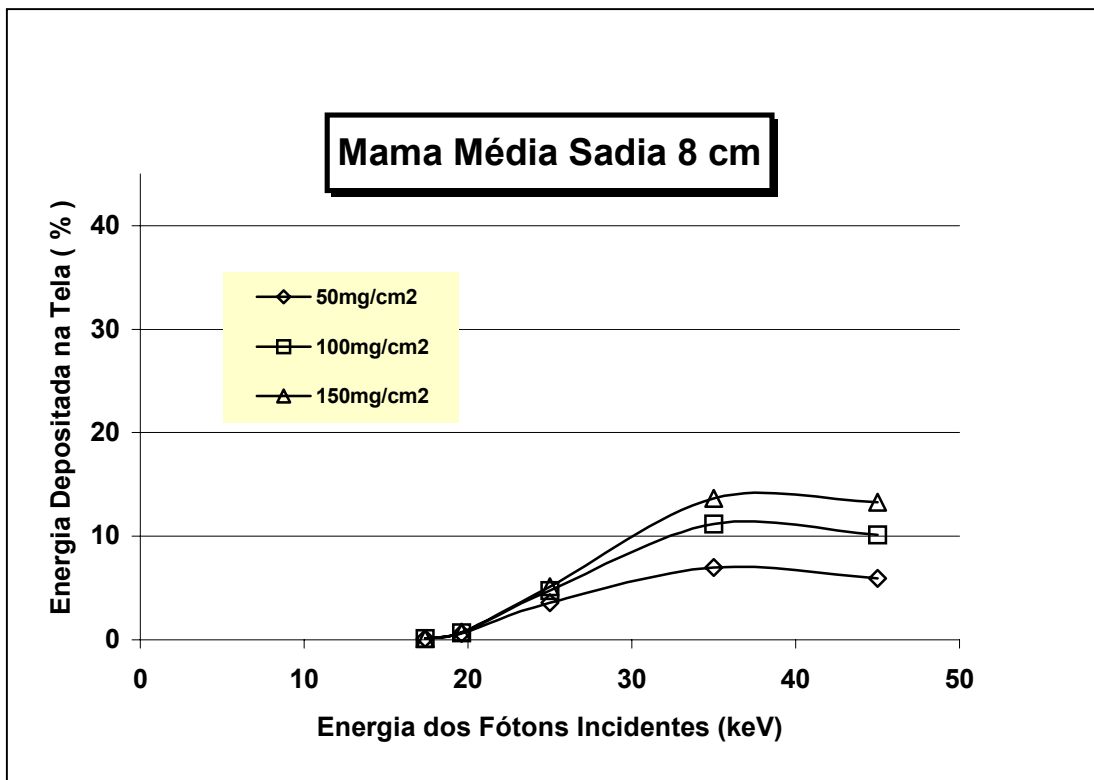


Figura 5.49 – Energia depositada nas telas –Mama média sadia 8cm.

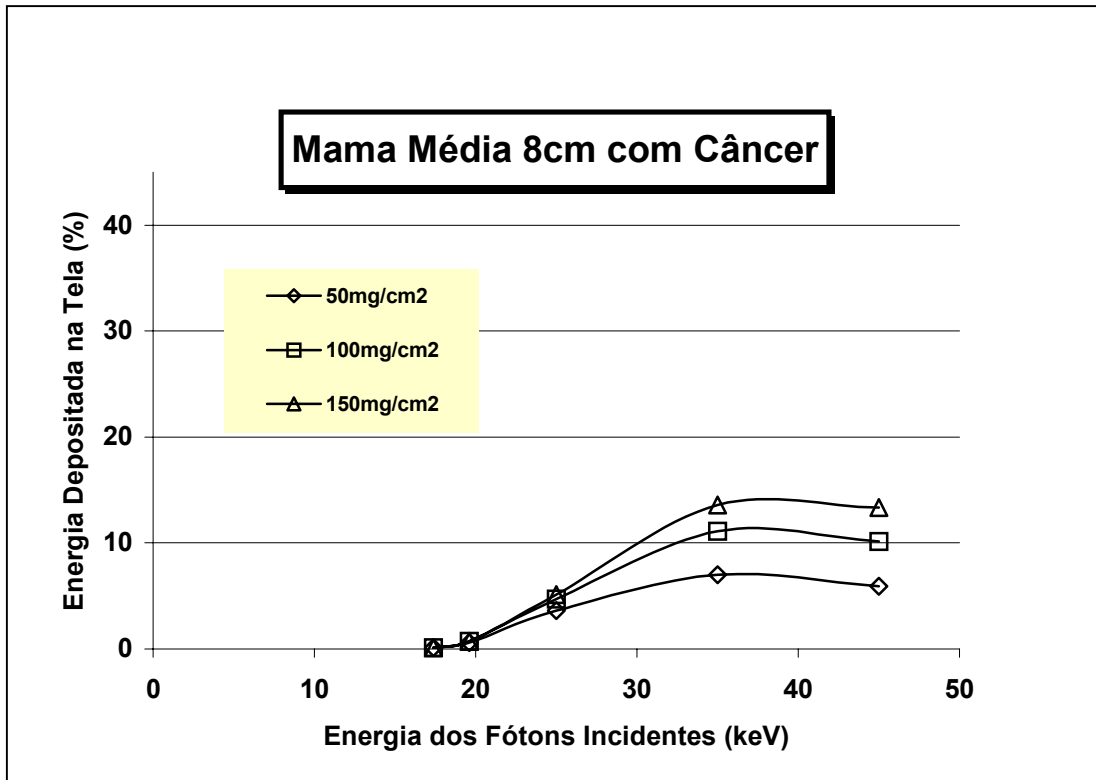


Figura 5.50 – Energia depositada nas telas –Mama média 8cm com câncer.

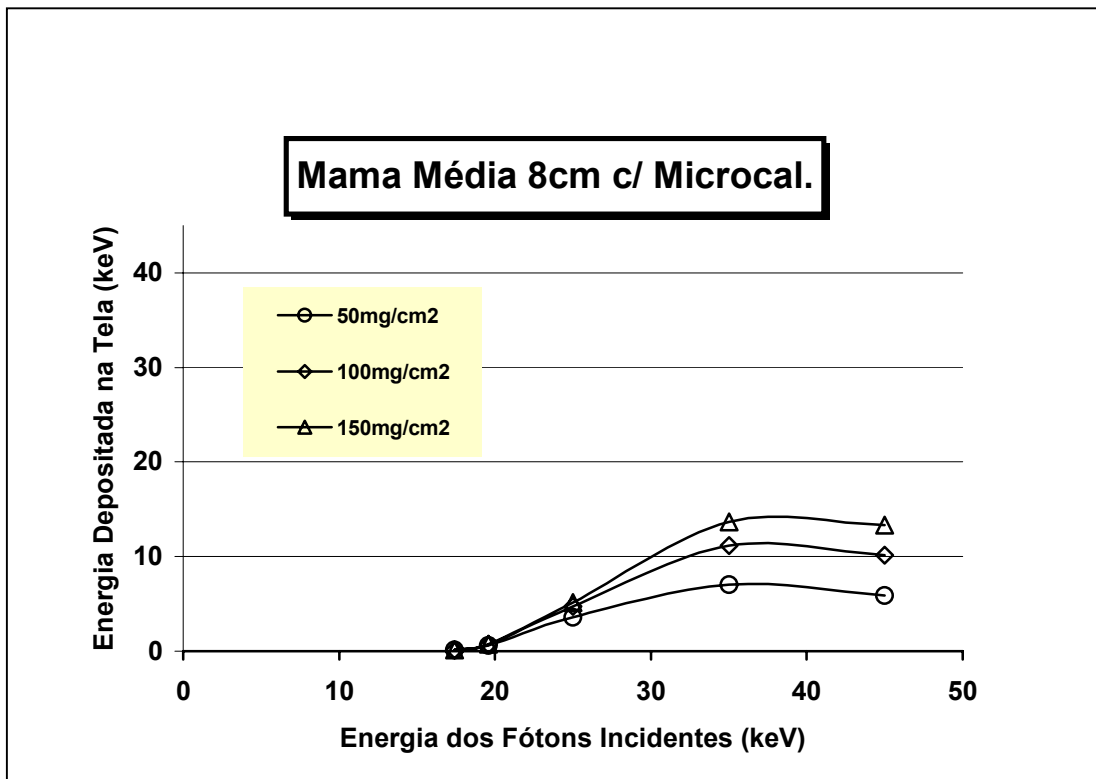


Figura 5.51 – Energia depositada nas telas –Mama média 8cm com microcalcificação.

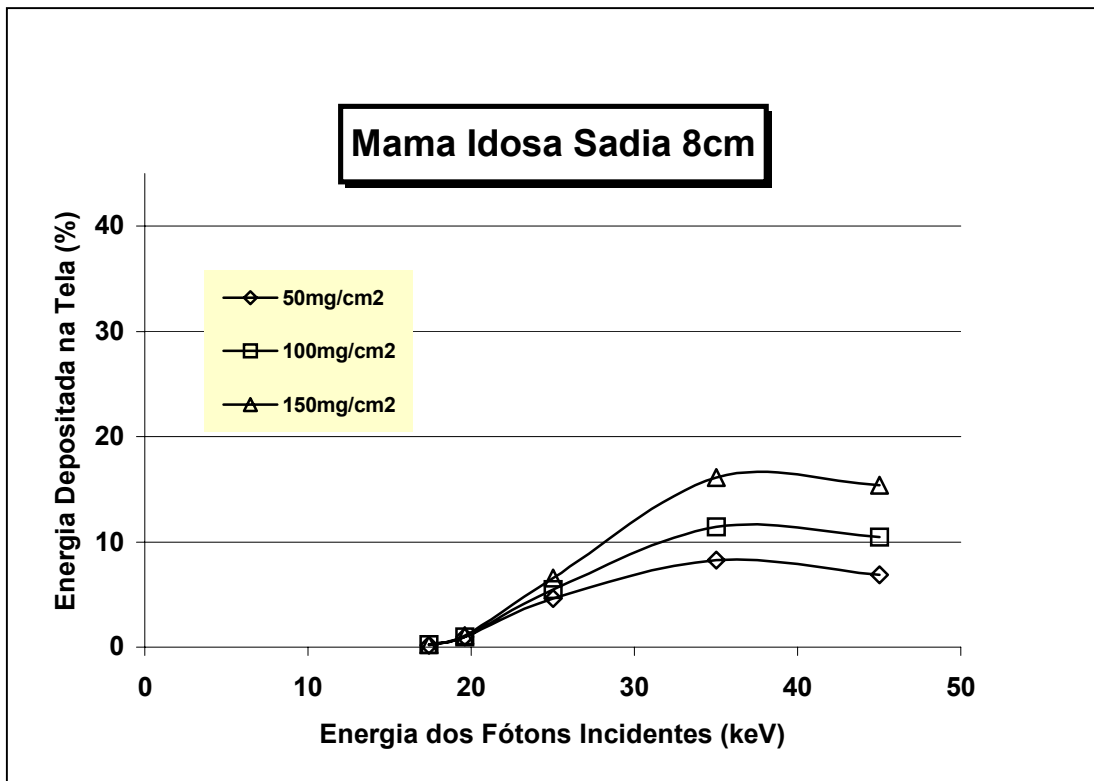


Figura 5.52 – Energia depositada nas telas –Mama idosa sadia 8cm.

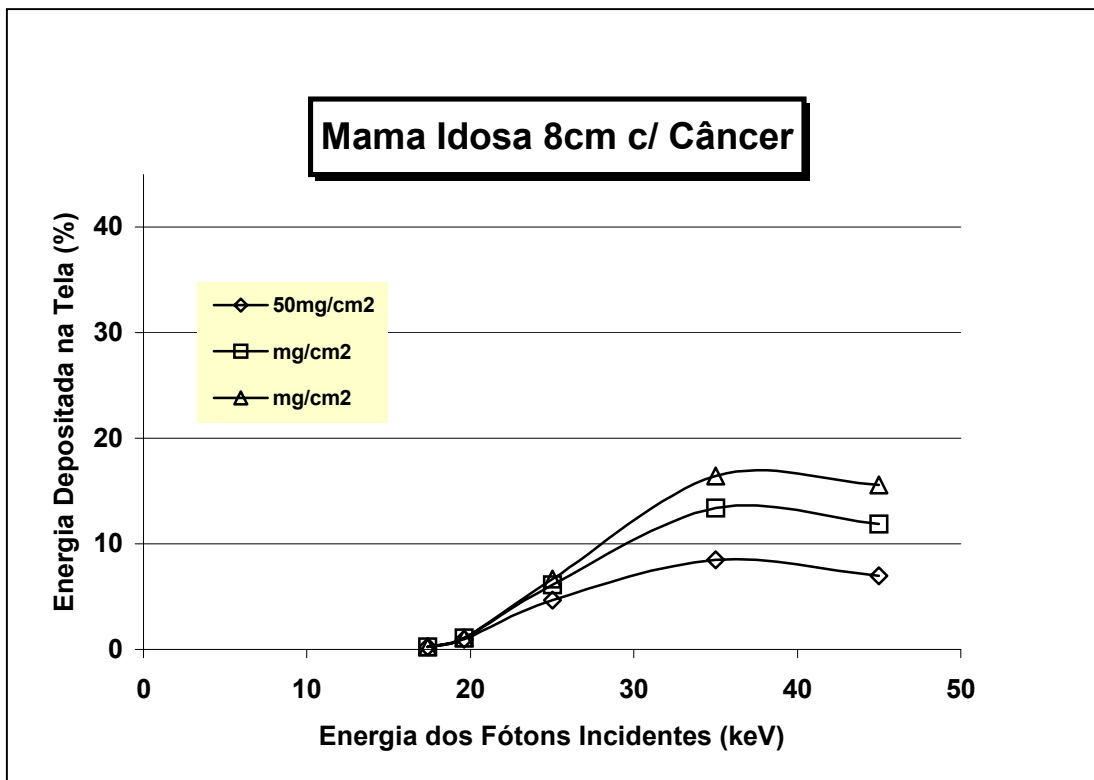


Figura 5.53 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 8cm com câncer.



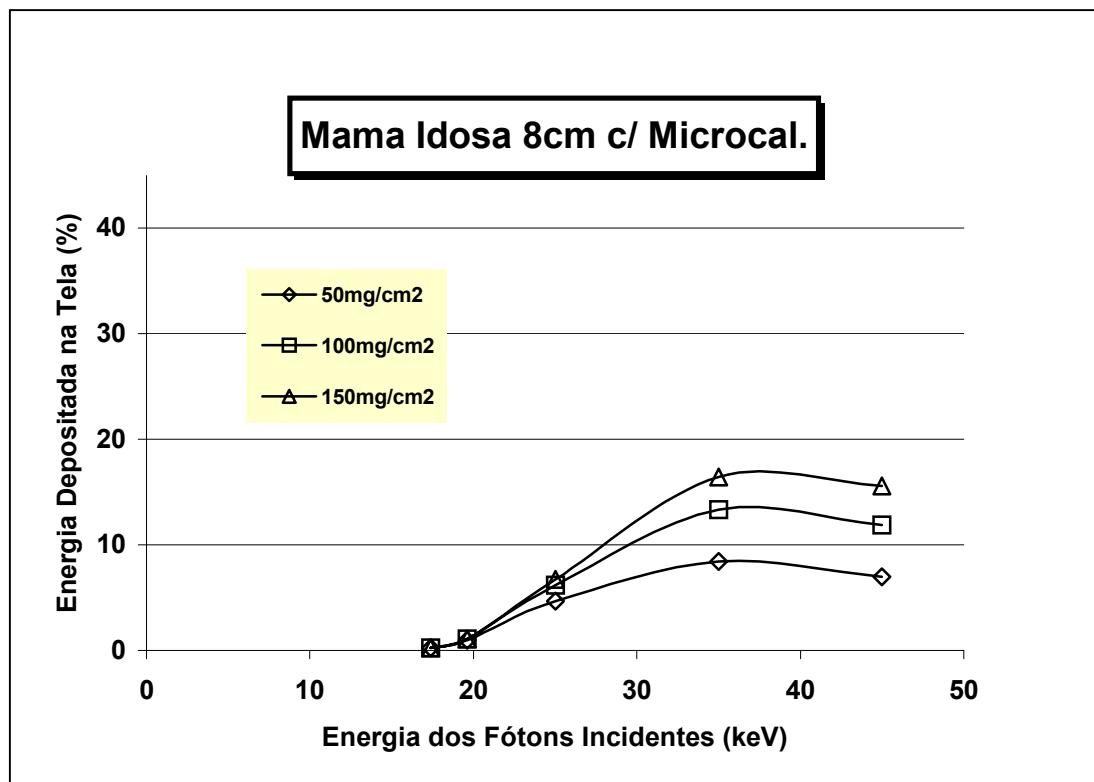


Figura 5.54 – Energia depositada nas telas –Mama idosa 8cm com microcalcificação.

Podemos observar pela análise das figuras 5.1 a 5.54 que à medida que as espessuras das mamas aumentam o percentual de energia depositada na tela diminui. Isto é indicativo que para mamas mais espessas, as telas com maior espessuras deverá apresentar melhor desempenho. Numa concepção direta, que quanto maior a quantidade de energia depositada na tela melhor é a sua eficiência e que esta energia depositada é função direta das energias das fontes de raios X; podemos concluir, que a melhor faixa de energia para o exame de mamografia esta entre de 25 a 35keV, o que esta de pleno acordo com a literatura. Ainda podemos observar que para mamas muito espessas um aumento da faixa de energia não ira contribuir para uma melhora de qualidade da imagem, visto que após a energia de 35 keV as curvas mostradas nos gráficos tendem a uma reta em declive.

### **Mamas com tecido canceroso**

Nesta parte da simulação uma camada de tecido canceroso de 1mm de espessura foi acrescentada em todas as espessuras de mamas.

Para as mamas com câncer, nenhuma diferença significativa, em relação às mamas saudáveis pode ser observada, isto pode ser explicado pelo fato da camada de tecido canceroso ser fina e pelo fato deste tecido apresentar densidade bem próxima as dos tecidos glandulares e adiposos. Fato este que explica a dificuldade em se detectar uma estrutura bem pequena, entre outras, com densidades bem semelhantes.

### **Mamas com microcalcificação**

Nesta parte da simulação a camada de tecido canceroso foi substituída por uma camada de microcalcificação de 0,1mm de espessura.

As microcalcificações são os achados mamográficos que podem indicar a presença de malignidade a sua detecção e identificação é importante para um diagnóstico precoce de câncer de mama.

Nos casos das mamas com microcalcificação, as energias depositadas nas telas também não apresentaram grandes variações em relação às mamas saudáveis e as mamas com câncer.

Como o principal objetivo em um exame de mamografia é a melhor definição da imagem em termos de contraste e resolução, passamos a investigar a energia depositada no objeto de investigação ou seja, no câncer e na microcalcificação.

Para isto determinamos a quantitativamente o percentual de energia depositada nestas estruturas, numa concepção nítida que quanto maior a energia depositada no câncer ou na microcalcificação maior será o contraste oferecido pelo sistema.

Estes resultados são apresentados nas figuras 5.55 a 5.73.

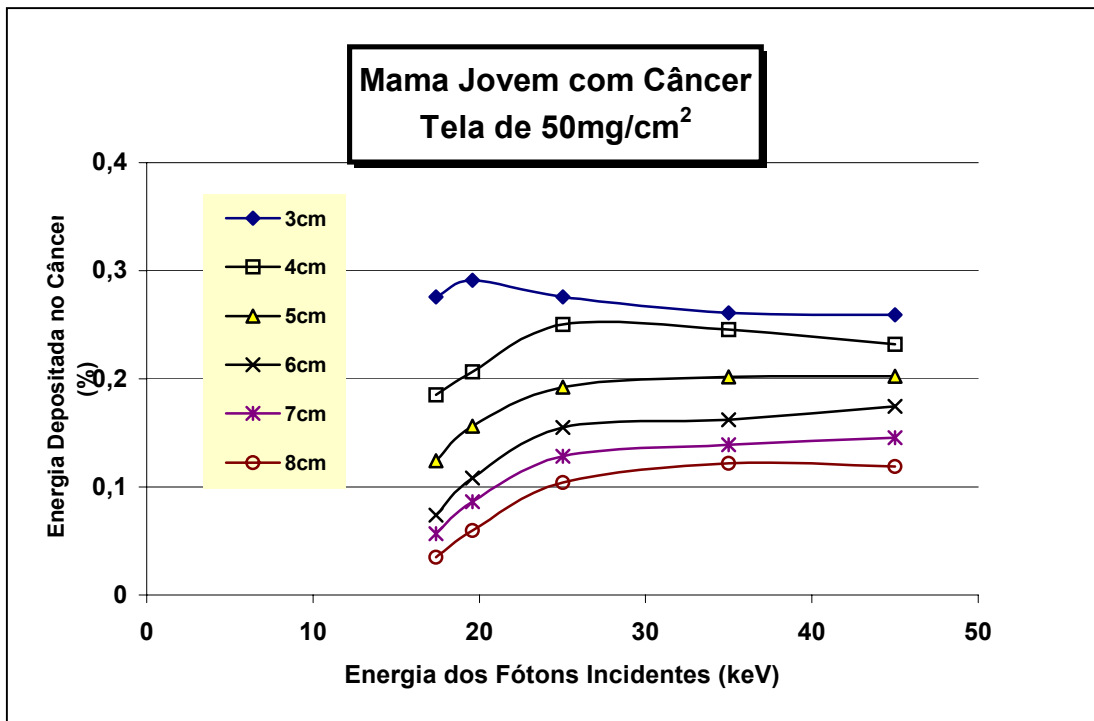


Figura 5.55- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas jovens e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>.

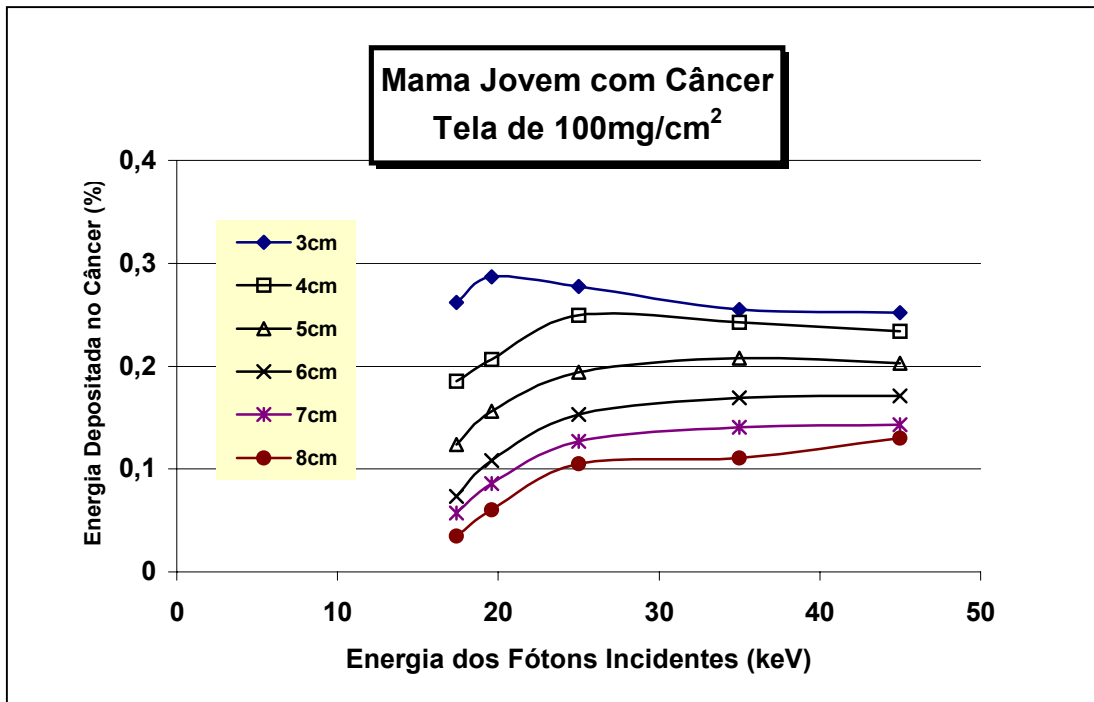


Figura 5.56- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas jovens e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

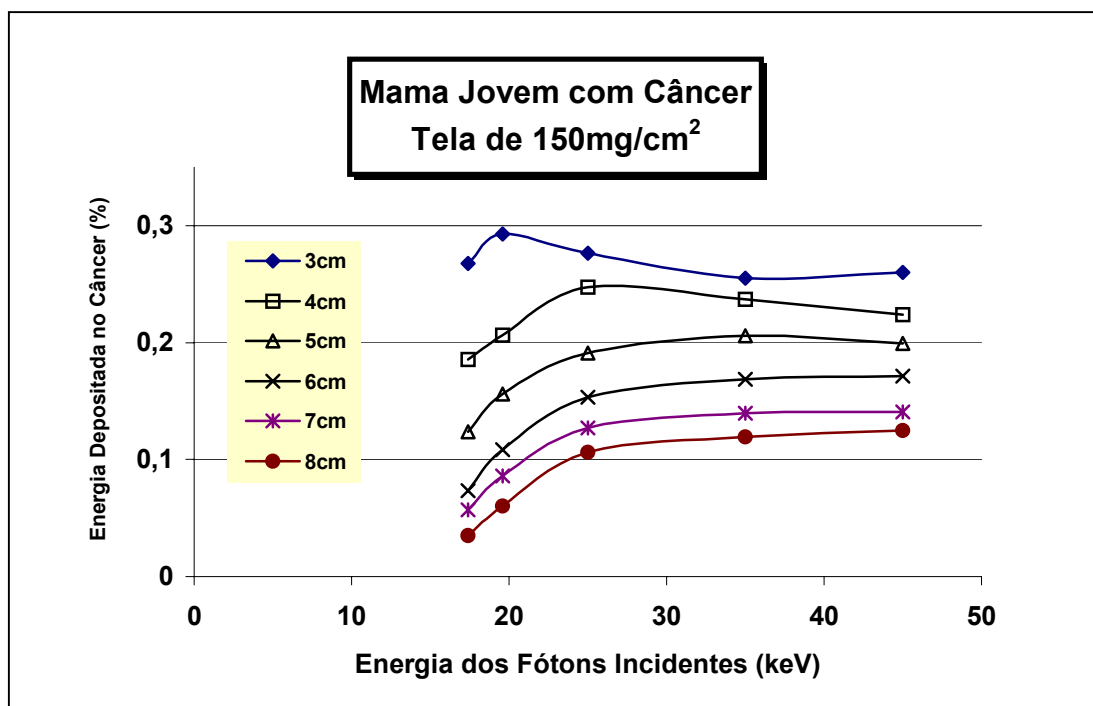


Figura 5.57- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas jovens e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

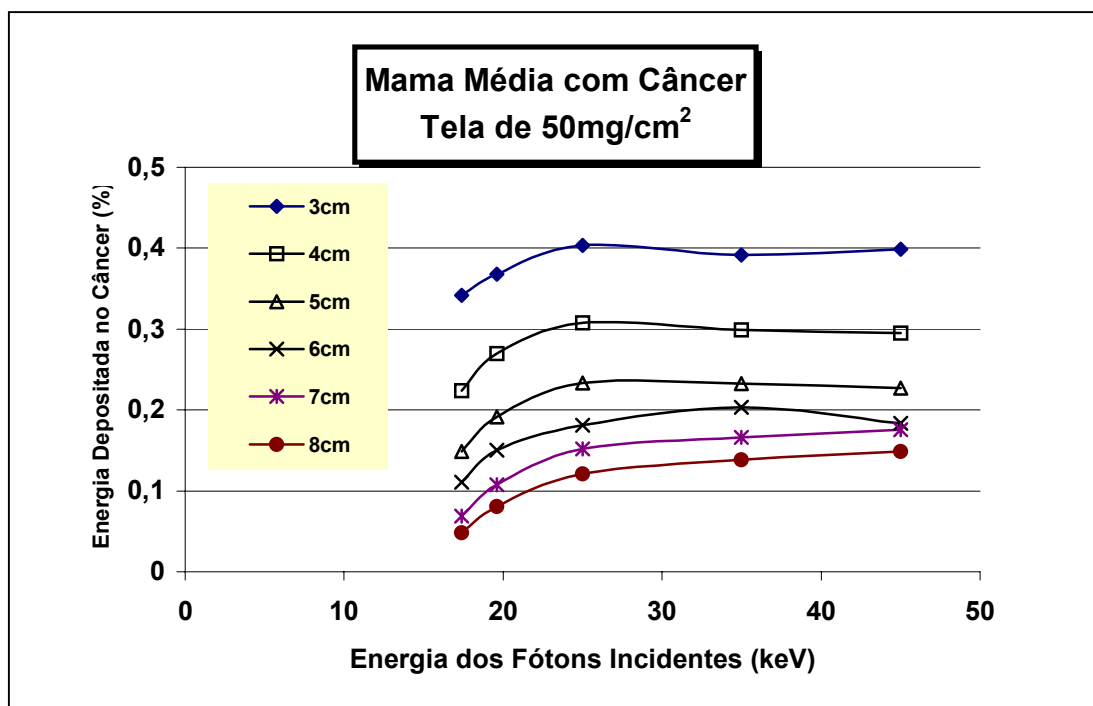


Figura 5.58- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas médias e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>.

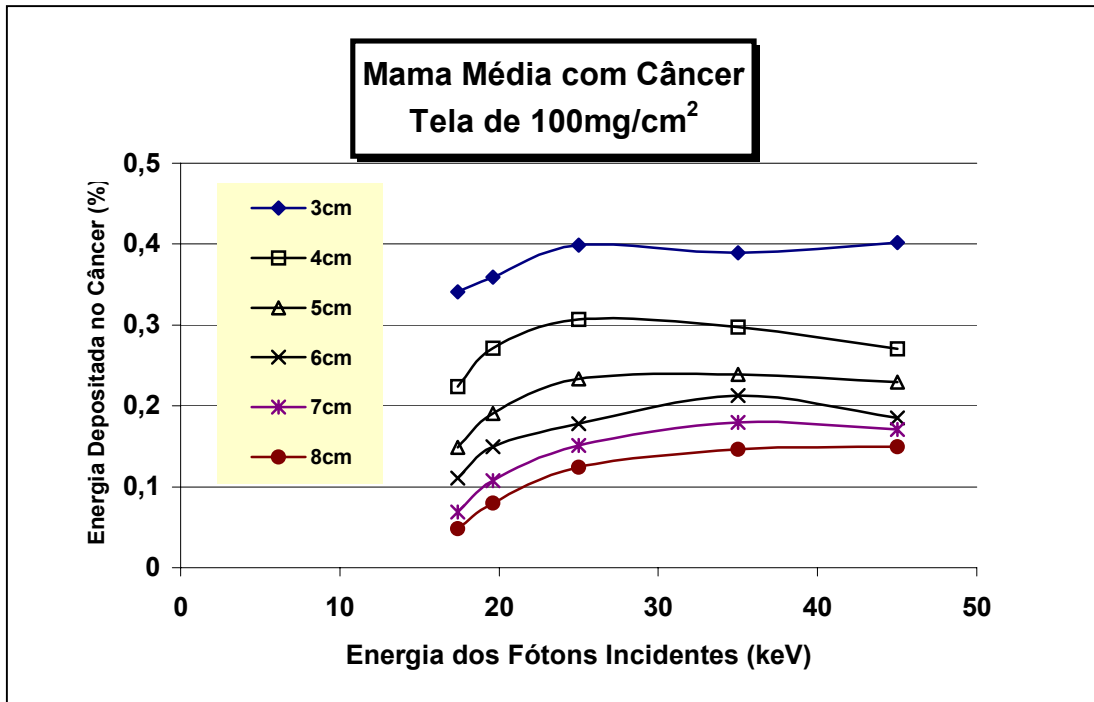


Figura 5.59- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas médias e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

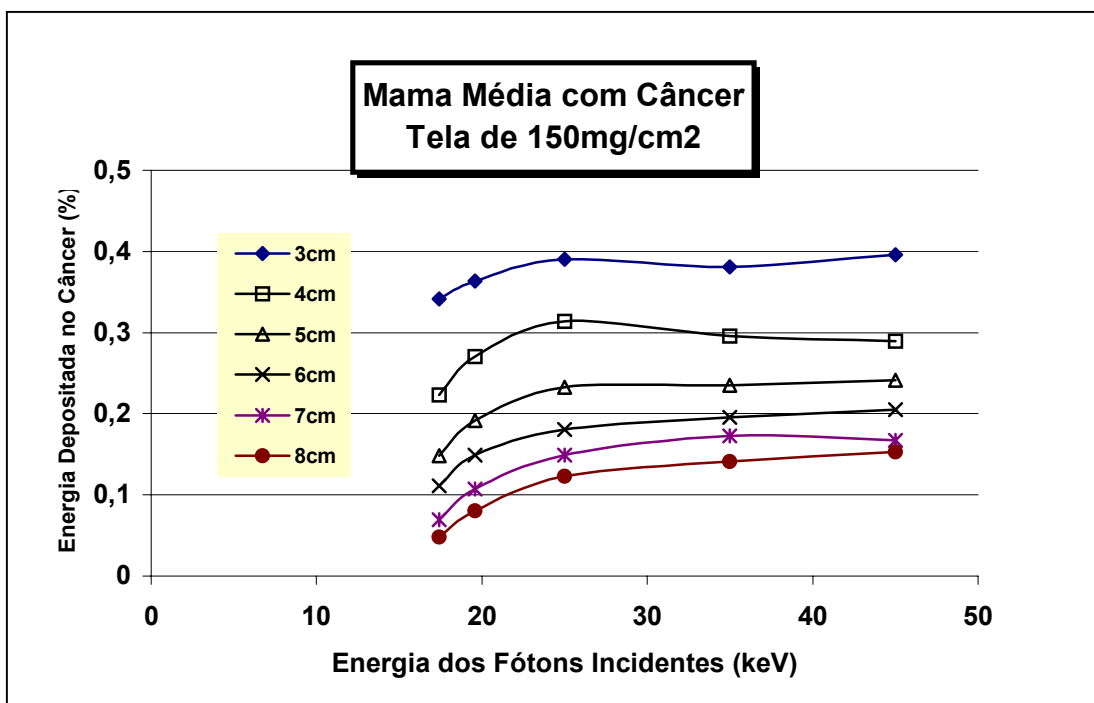


Figura 5.60- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas médias e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

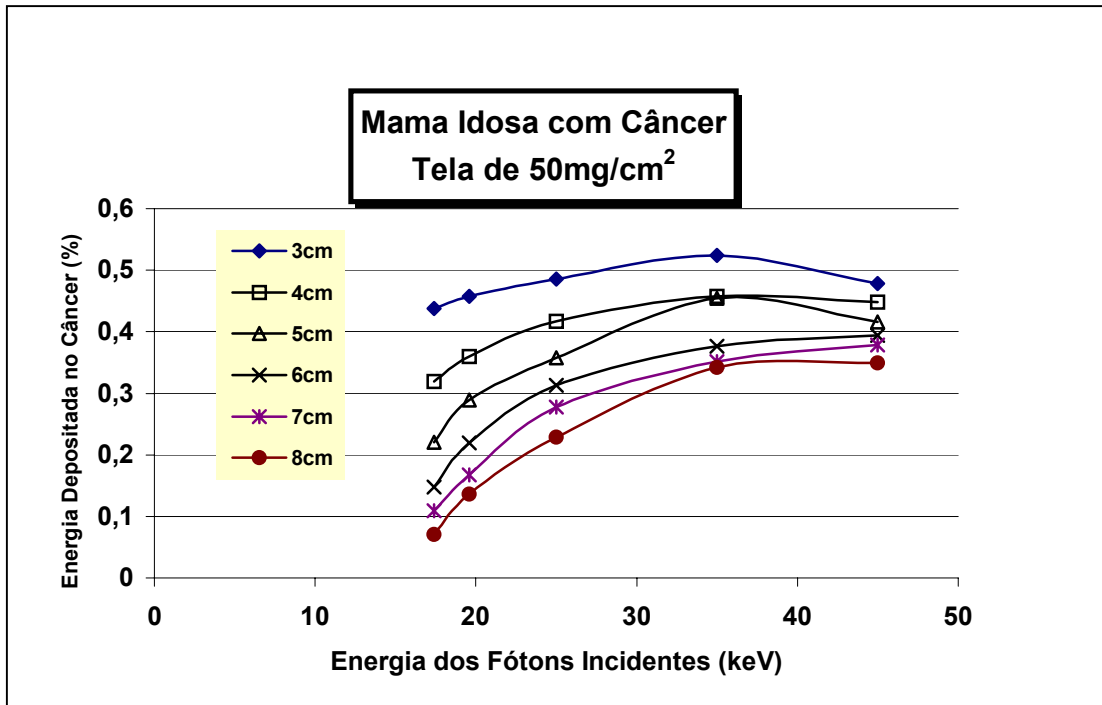


Figura 5.61- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas idosas e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>.

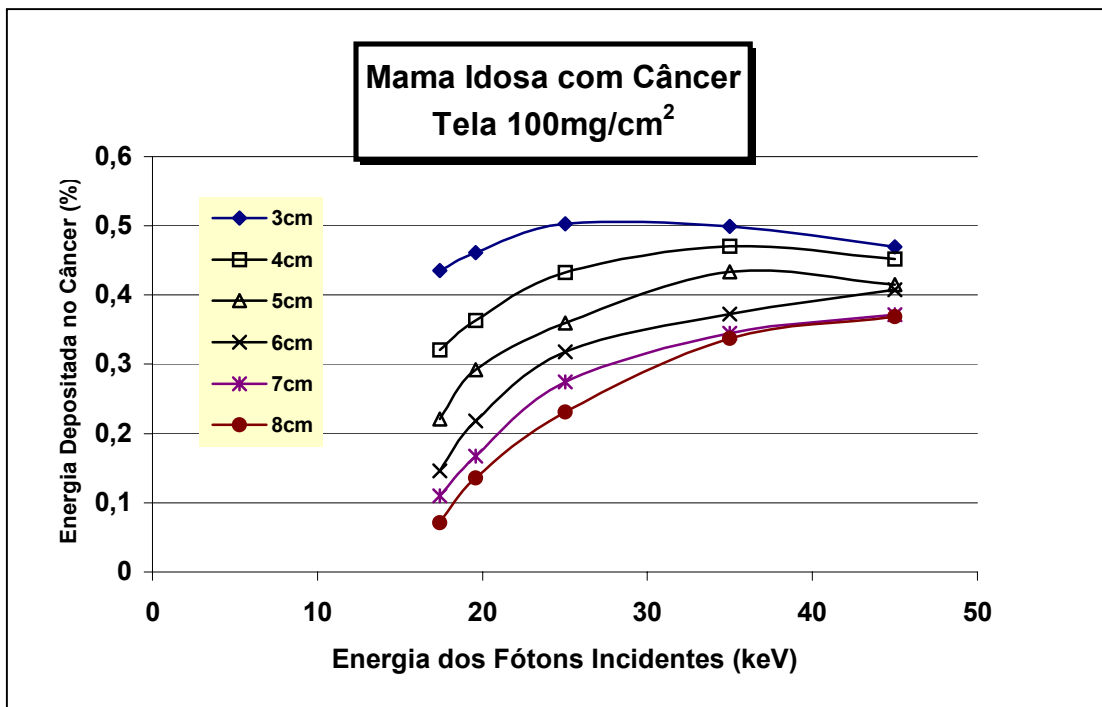


Figura 5.62- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas idosas e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

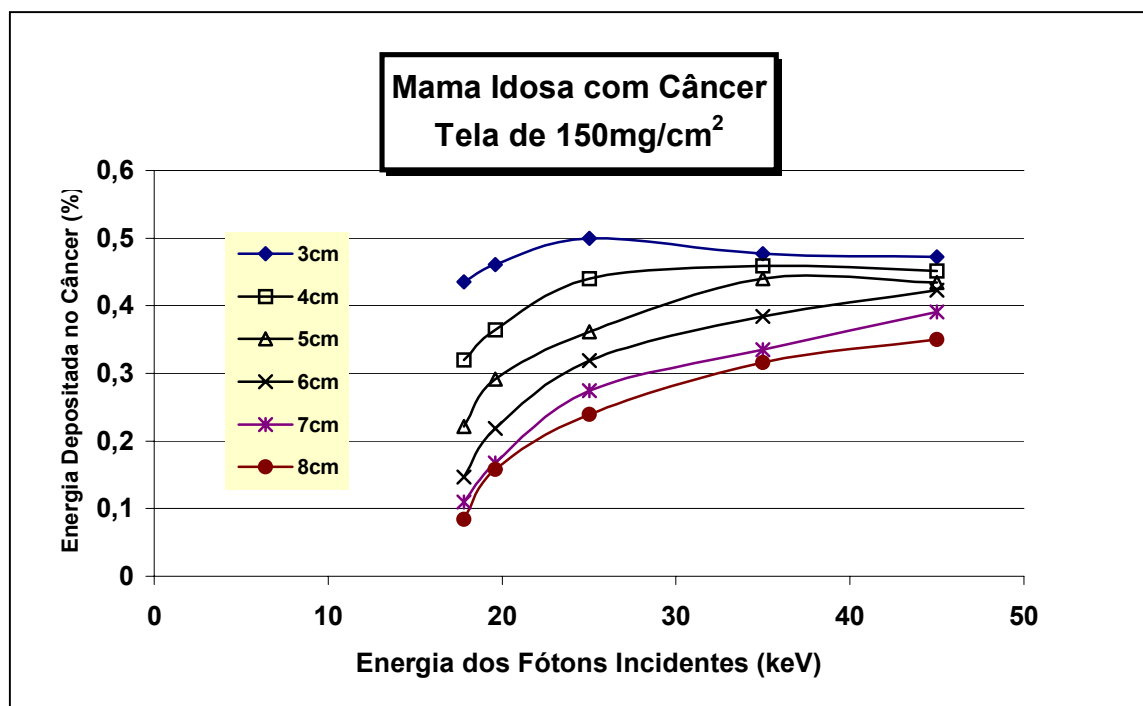


Figura 5.63- Energia depositada no câncer para espessuras de mamas idosas e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

Em relação às figuras 5.55 a 5.63 podemos observar que para as mamas de 3, 4 e 5cm o melhor contraste deverá ser conseguido na faixa de energia de 25keV e para a mama de 6cm, o melhor contraste deve ser conseguido na faixa de 35keV acima deste valor o contraste tem uma significativa redução. Com relação as mamas de 7 e 8 cm e melhor contraste deverá ocorrer na faixa de 45keV.

Ainda com relação às figuras 5.55 a 5.63, podemos destacar que para as mamas de 3cm, 4 e 5cm qualquer energia acima de 25keV, não se reverterá em um aumento de contraste, significando apenas, um aumento de dose, sendo este o valor de energia que apresenta o melhor contraste para estas espessuras de mama. Para as mamas de 6 e 7cm o melhor contraste deverá ser obtido na faixa de 35keV e que energia cima deste valor representa aumento de dose. Para mama de 8cm a melhor faixa de energia é em torno de 45KeV.

Com relação aos sistemas com telas de  $150\text{mg}/\text{cm}^2$ , este apresentou o mesmo resultado que os sistemas com telas de  $100\text{mg}/\text{cm}^2$ , o que é um indicativo que uma espessura maior da tela não é garantia de melhor desempenho do sistema.

A seguir serão mostrados resultados das simulações para mamas jovens, médias e idosas com microcalcificação para as energias depositadas nas camadas de microcalcificação com espessura de  $0,1\text{mm}$ .

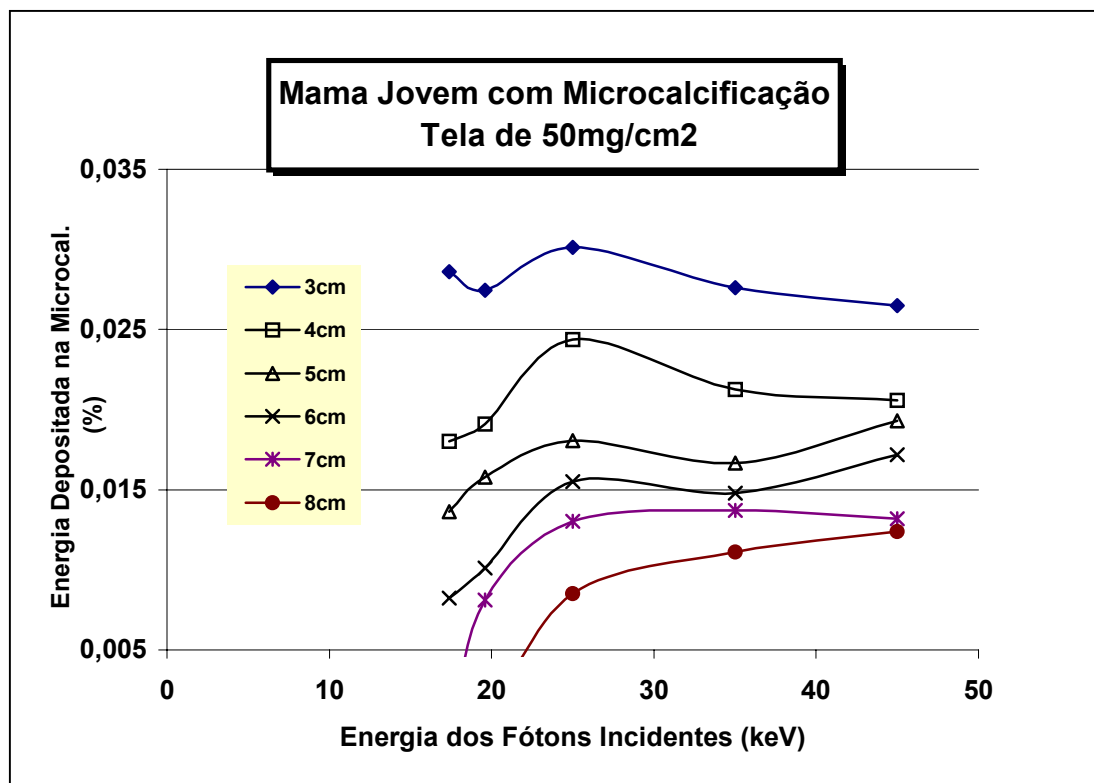


Figura 5.64- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas jovens e tela de  $50\text{mg}/\text{cm}^2$ .



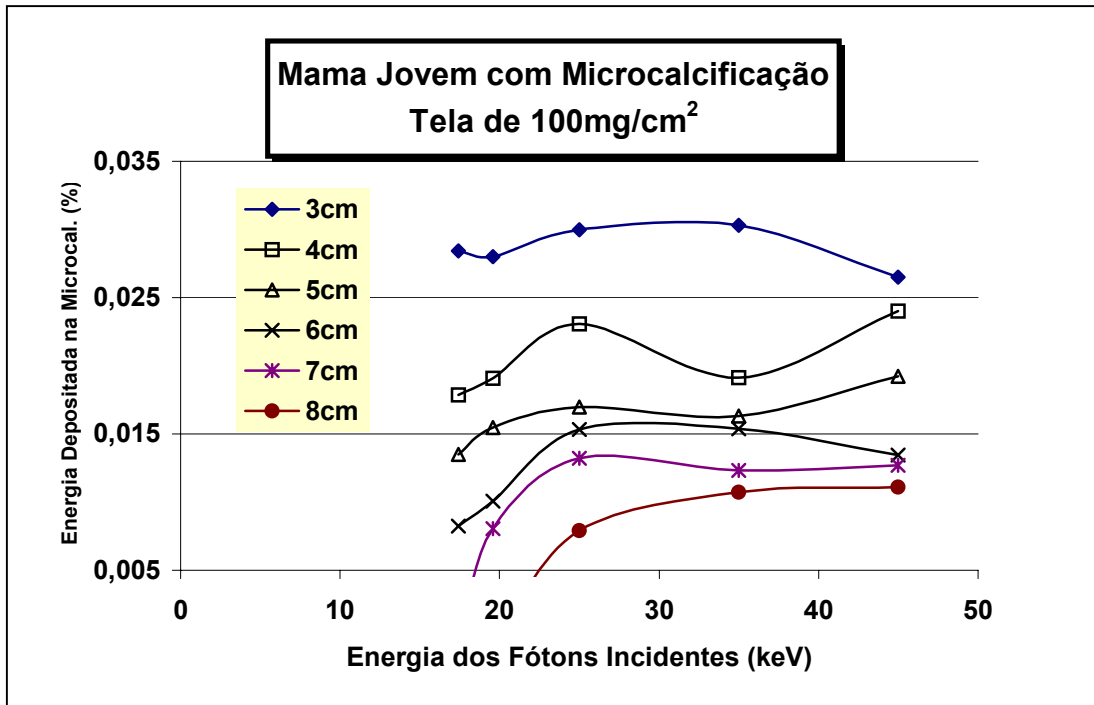


Figura 5.65- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas jovens e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

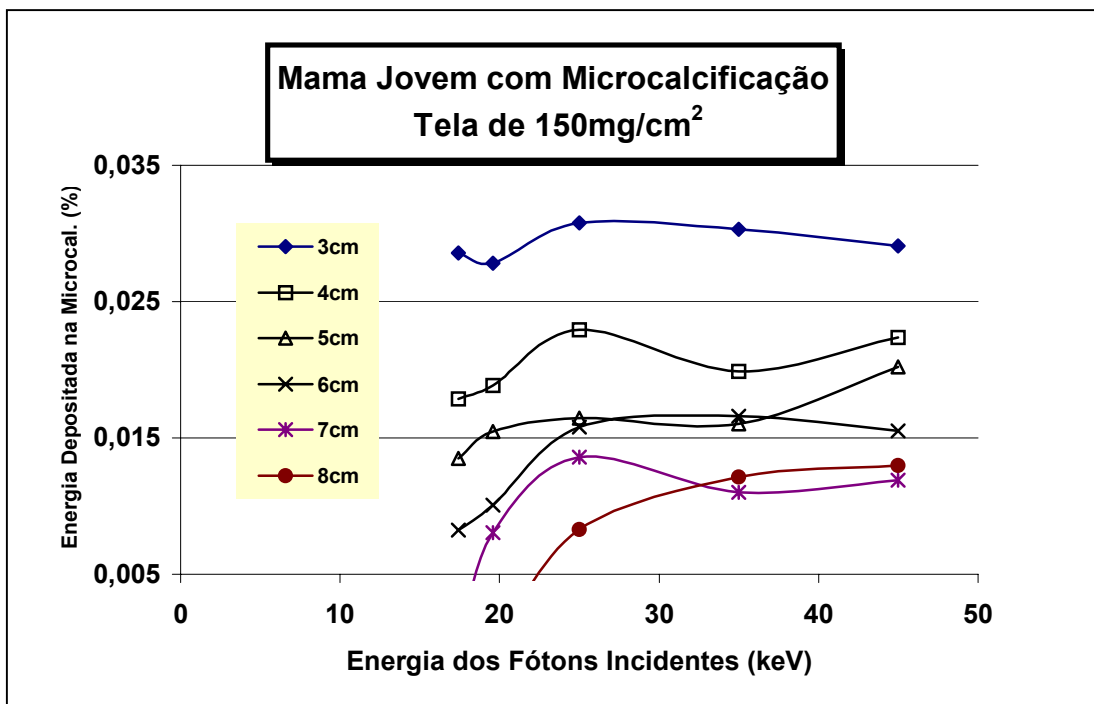


Figura 5.66- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas jovens e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

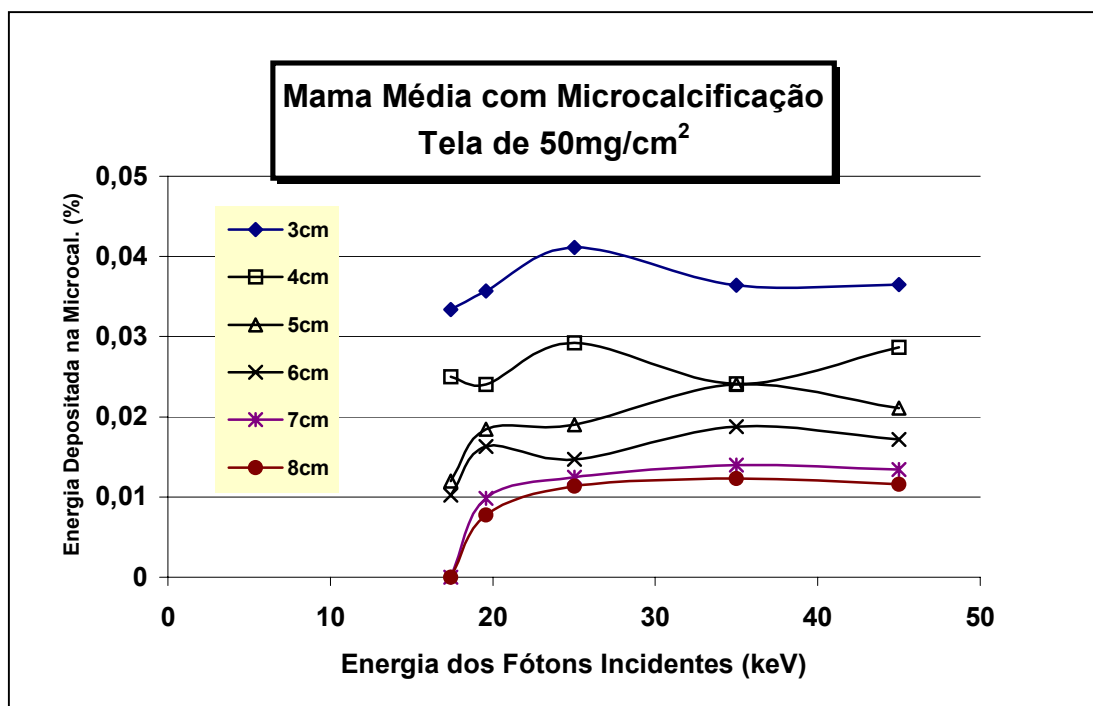


Figura 5.67- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas médias e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>.

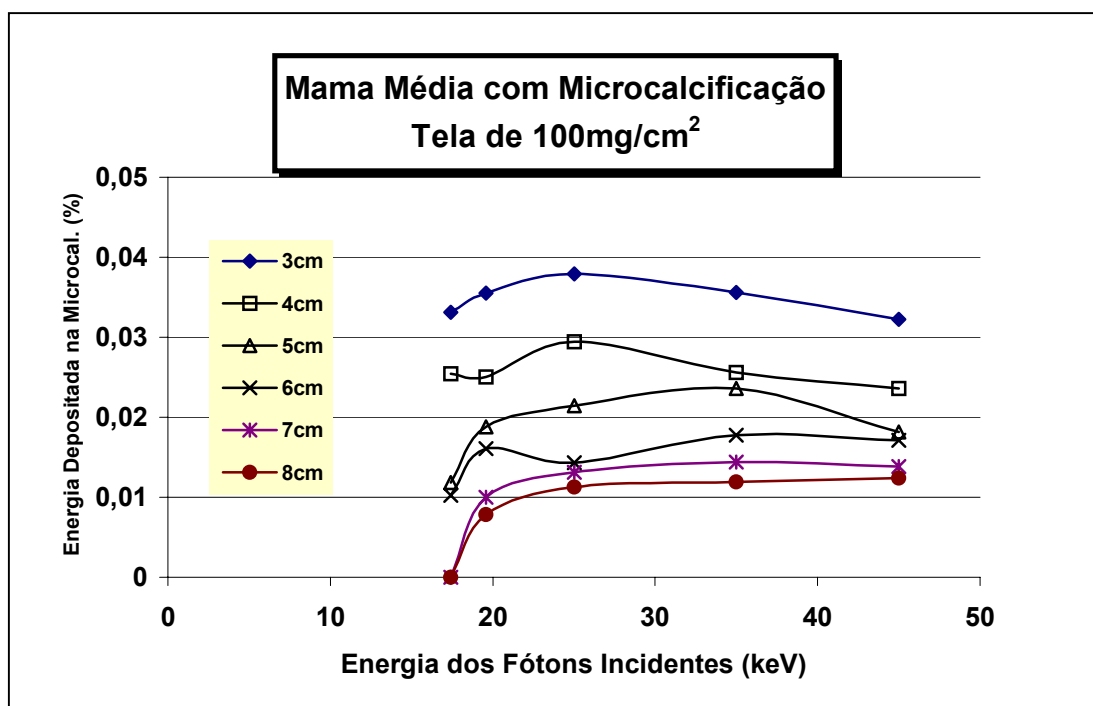


Figura 5.68- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas médias e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

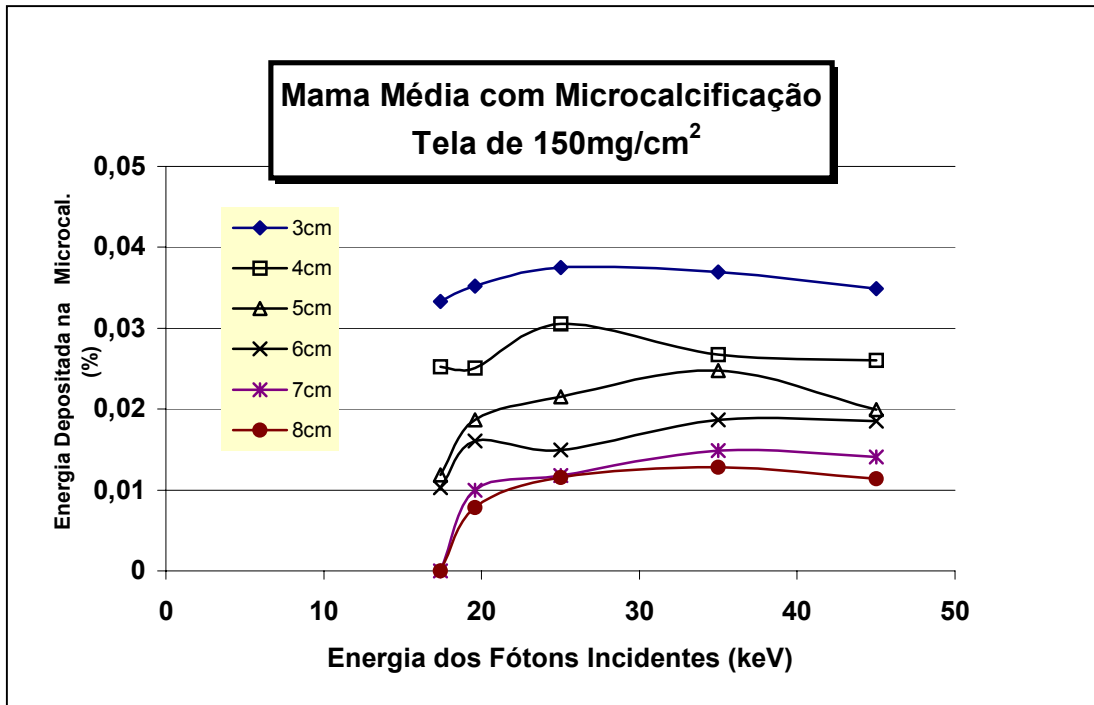


Figura 5.69- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas médias e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

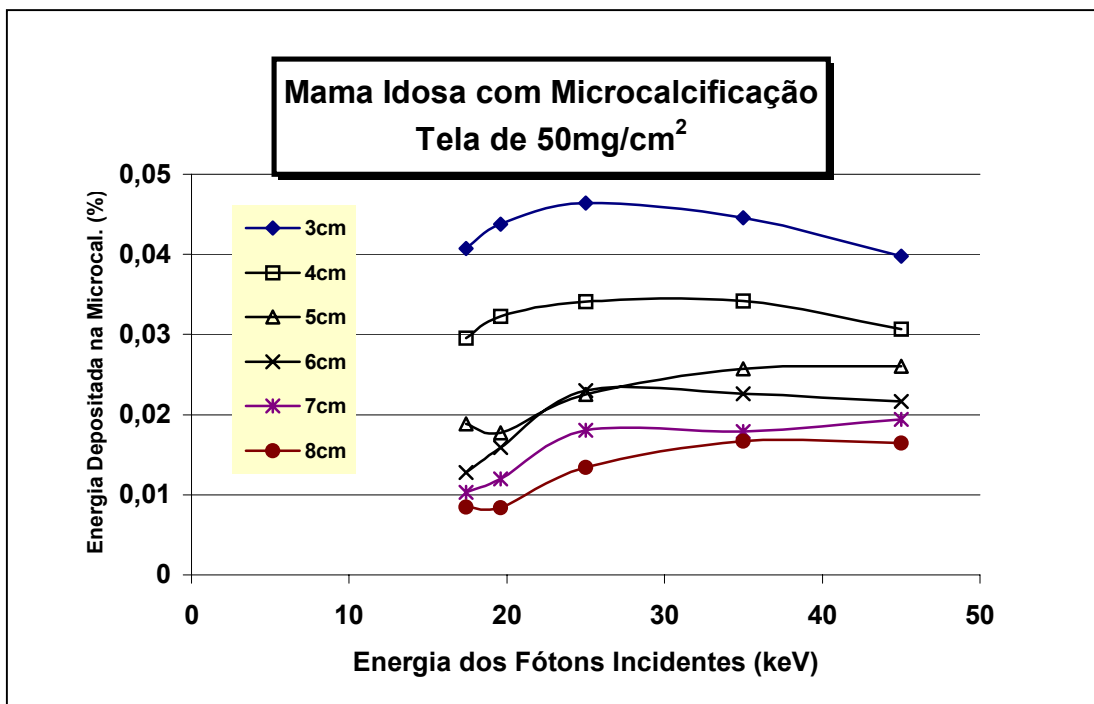


Figura 5.70- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas idosas e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>.

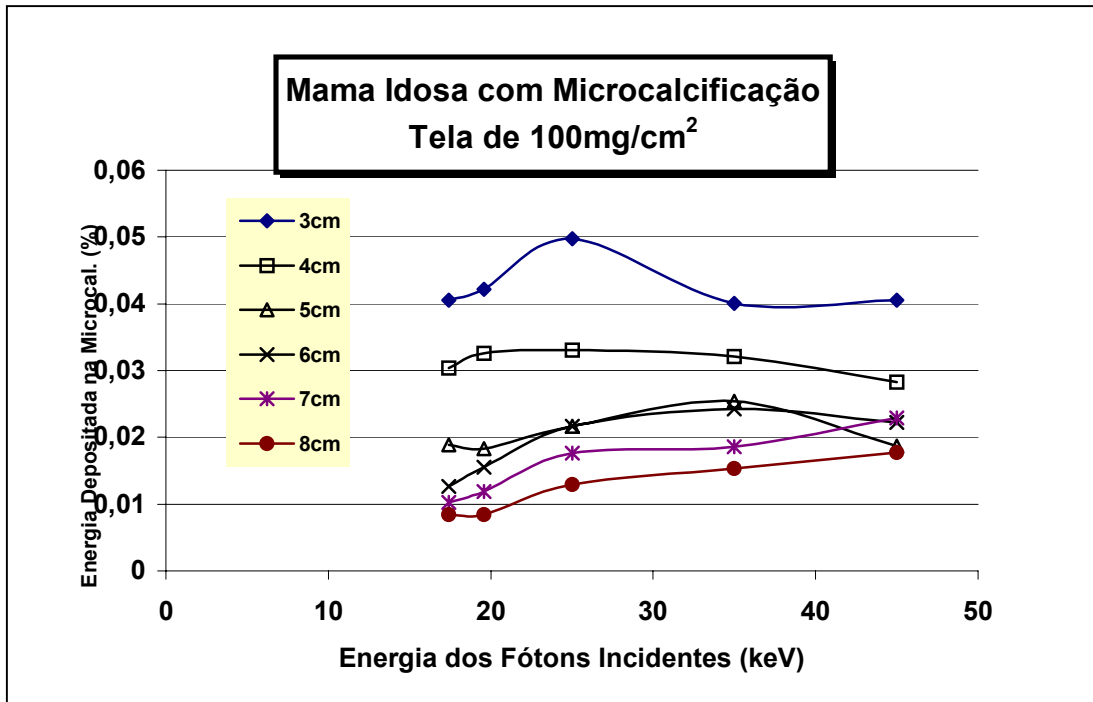


Figura 5.71- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas idosas e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>.

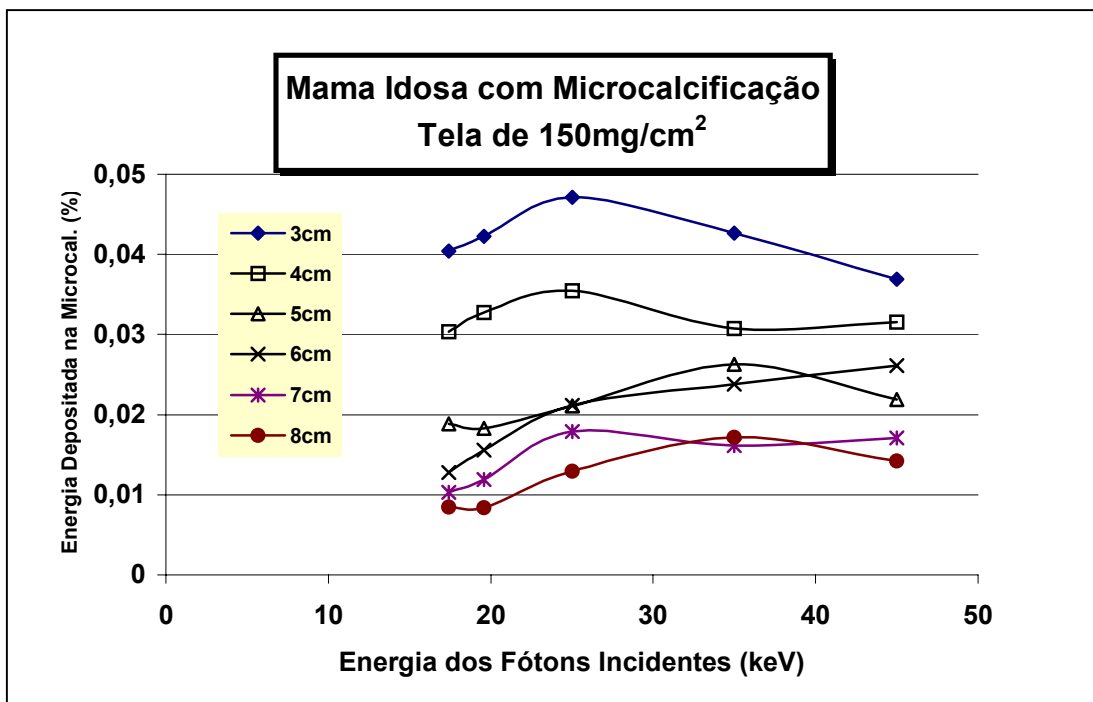


Figura 5.72- Energia depositada na microcalcificação para espessuras de mamas idosas e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>.

Quando comparamos as energias depositadas nas camadas de microcalcificação, com as energias depositadas nas camadas de tecido canceroso, notamos que nos casos das microcalcificações, os valores são da ordem de dez vezes menor que os valores das energias depositadas nos tecidos cancerosos, isto pode ser explicado pelo fato da camada de microcalcificação ser dez vezes mais fina que a camada de tecido canceroso.

As figuras 5.64 a 5.72 indicam que para as mamas com espessuras de 3 e 4cm as telas de  $50\text{mg}/\text{cm}^2$ ,  $100\text{mg}/\text{cm}^2$  e  $150\text{mg}/\text{cm}^2$  apresentam uma possibilidade de melhor contraste na faixa de energia de 25keV. Para as mamas de 5cm, este valor é em torno de 35keV as mamas de 6cm apresentam um bom resultado para a energia de 19,6 sendo o valor de 35keV o melhor. Nas mamas de 8 cm, os valor de 17,4 e 19,6 keV não são indicados, este fato pode ser explicado, pois para estas faixas de energias ocorre absorção muito grande no volume da mama sendo a faixa de 35keV mais indicada.

Para as todas as telas os valores de 17,4 e 19,6keV não são indicados para detecção de microcalcificações em mamas com espessuras acima de 5cm. Para espessuras acima de 5cm a melhor faixa de energia é em torno de 35keV.

Em seguida nas figuras 5.73 a 5.75 serão mostrados resultados dos cálculos do fator de intensificação para os fantasmas de mamas médias sadias, lembrando que este fator é a razão entre os percentuais de energia absorvida pela tela pelo filme. .

O fator de intensificação tem relação direta com a velocidade da tela, ou seja com a espessura da tela e conseqüentemente com a dose na paciente.

Telas mais espessas irão apresentar maior velocidade em detrimento de um melhor contraste. Principalmente em se tratando de estruturas muito pequenas como no caso de microcalcificações.

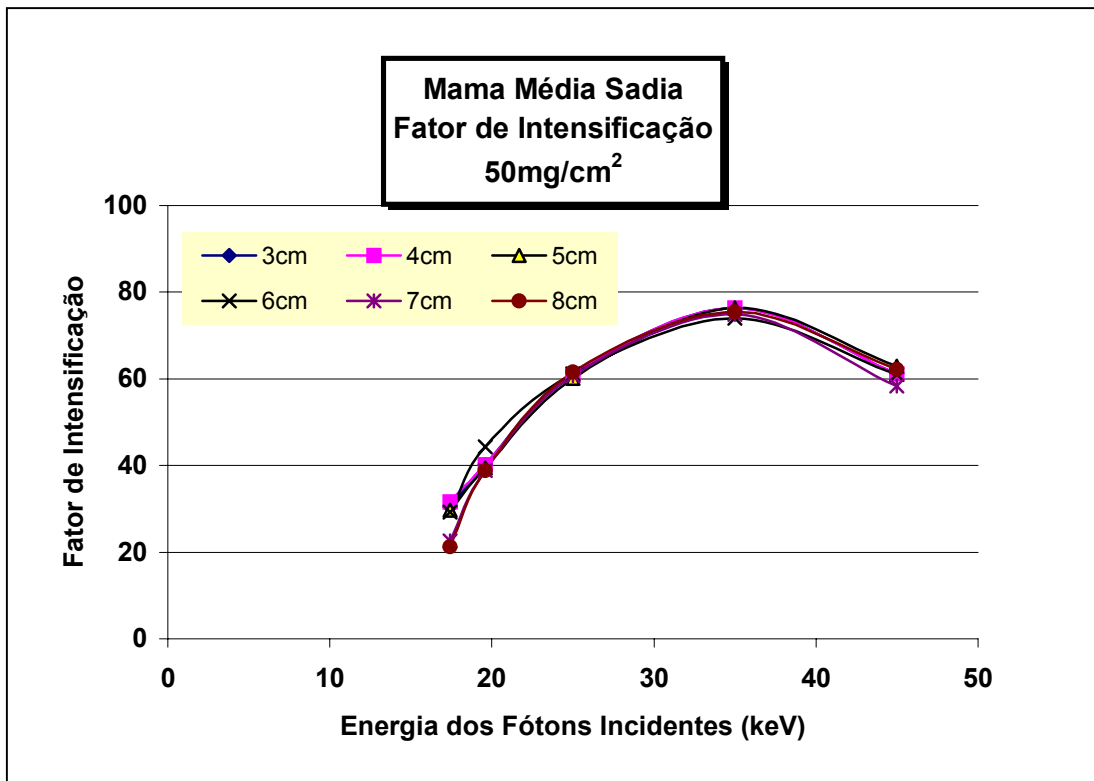


Figura 5.73-Fator de Intensificação mama média sadia e tela de 50mg/cm<sup>2</sup>

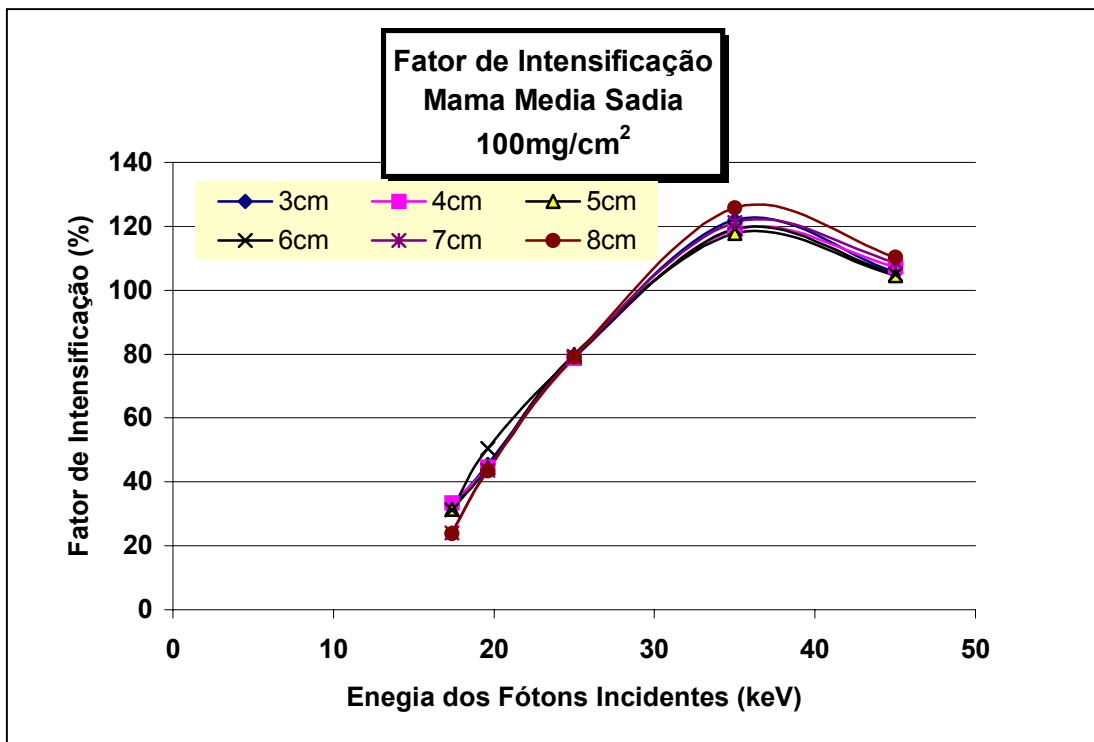


Figura 5.74-Fator de Intensificação mama média sadia e tela de 100mg/cm<sup>2</sup>

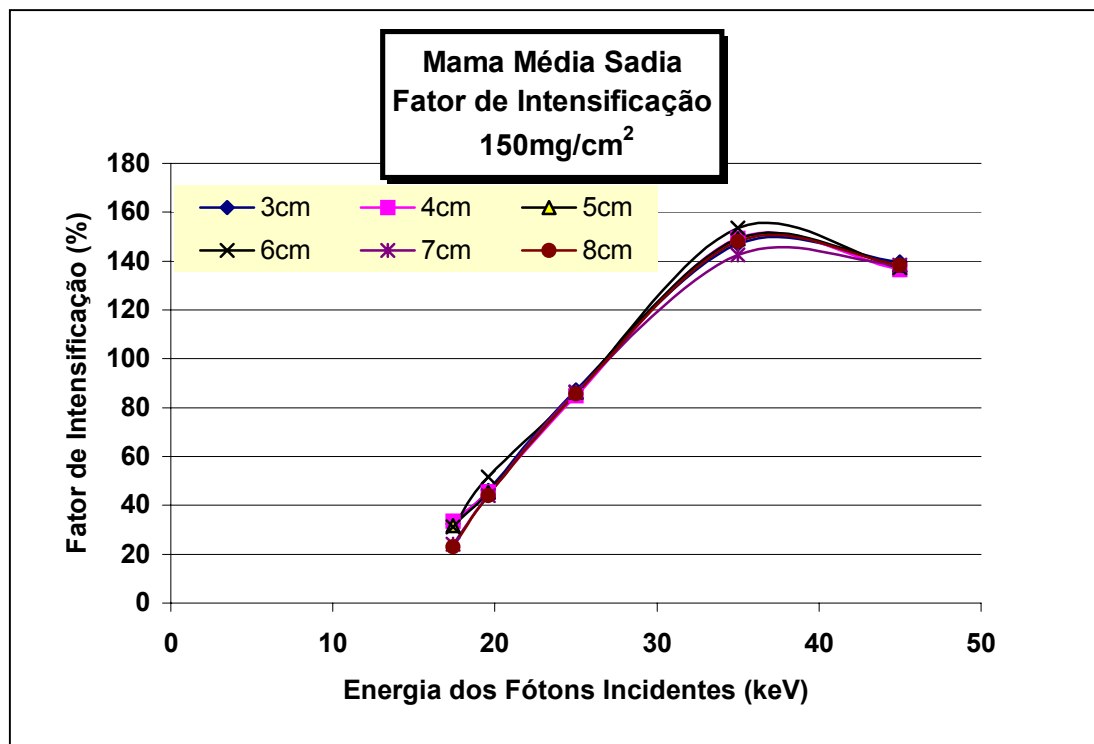


Figura 5.75-Fator de Intensificação mama média sadia e tela de 150mg/cm<sup>2</sup>

Através da análise das figuras 5.73, 5.74 e 5.75 podemos observar que as telas mais espessas apresentam maiores fatores de intensificação em relação às menos espessas, isto é um indicativo que as telas com espessuras maiores apresentaram uma velocidade maior, o que segundo exposto na teoria não é garantia de aumento de contraste, uma vez que quanto maior a espessura da tela maior a borrosidade, devido à difusão da luz na própria tela. Isto com certeza irá dificultar a detecção e diferenciação de estruturas pequenas como as microcalcificações.

A seguir são apresentados resultados para relação sinal-ruído (SNR) para as espessuras das mamas médias sadias, mamas médias com câncer e mamas médias com microcalcificação para as espessuras de telas utilizadas neste trabalho.

O ruído como foi dito no capítulo 2 é algo indesejável em qualquer sistema de aquisição e em especial no caso da mamografia, onde estruturas pequenas e com densidades próximas estão em jogo.

A equação 4.4 indica que o ruído reduz com a raiz do número de fótons, ou seja com a dose de exposição de radiação. Se compararmos, o número de fótons utilizados em radiologia convencional, que é da ordem de  $10^5$  fótons/mm<sup>2</sup>, com o número de fótons na fotografia convencional que é da ordem de  $10^9$  a  $10^{10}$  fótons/mm<sup>2</sup>, verificamos que a relação sinal ruído na radiografia convencional é 300 vezes menor que o da fotografia convencional, mas a influência do ruído na radiografia é um parâmetro determinante para uma qualidade necessária, enquanto na fotografia esta diferença é desprezível.

As figuras 5.76 a 5.96 mostram a relação sinal/ruído para os sistemas compostos por mamas medias de espessuras variadas em função das espessuras das telas utilizadas.

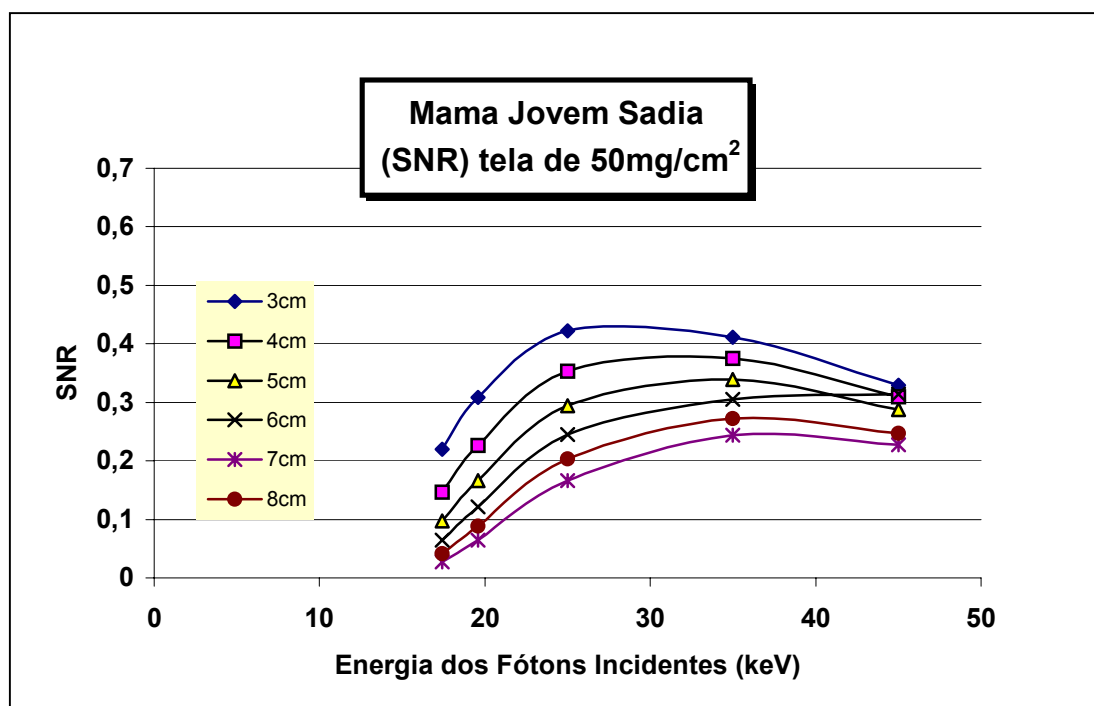


Figura 5.76- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>



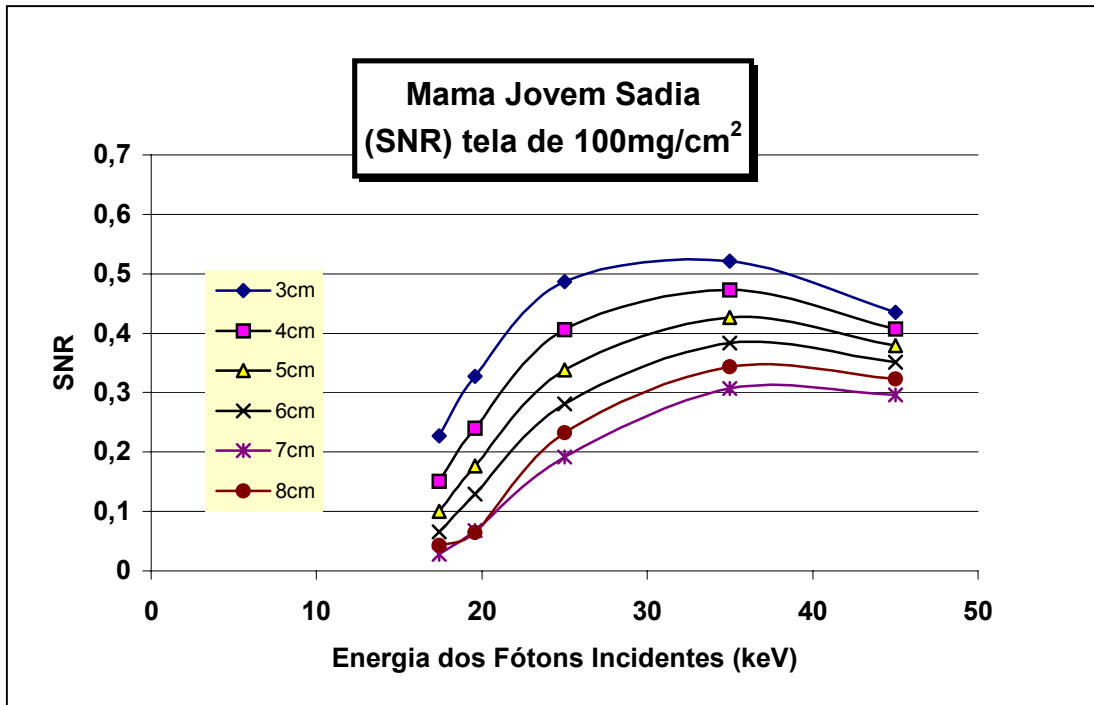


Figura 5.77- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

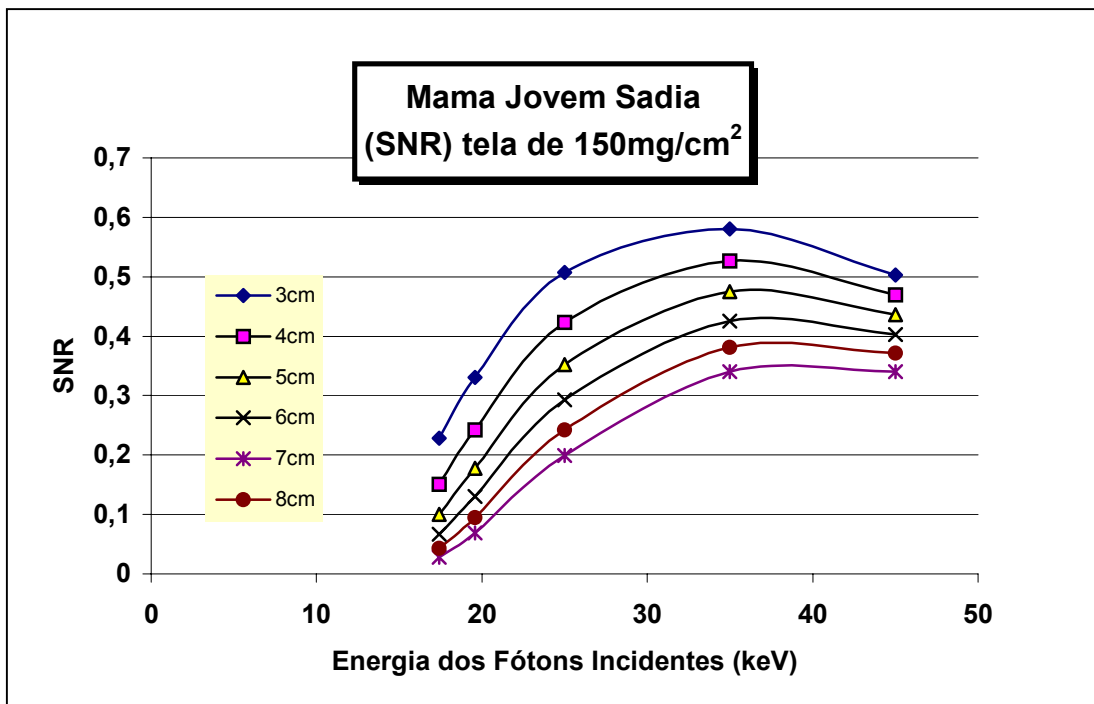


Figura 5.78- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

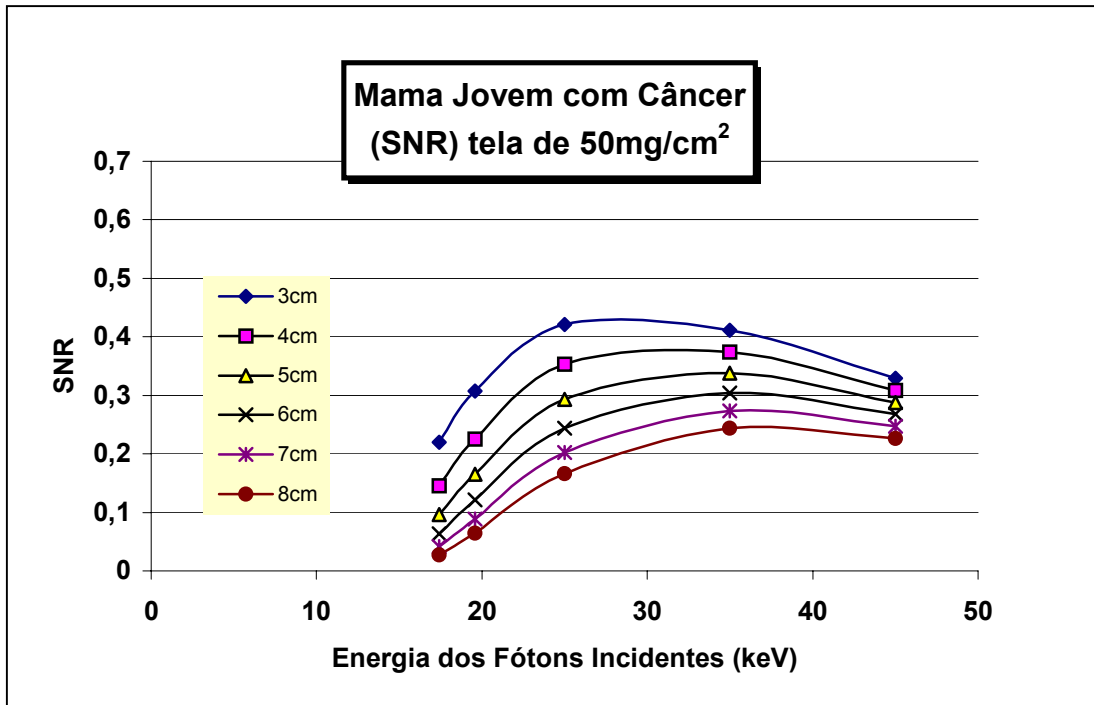


Figura 5.79- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

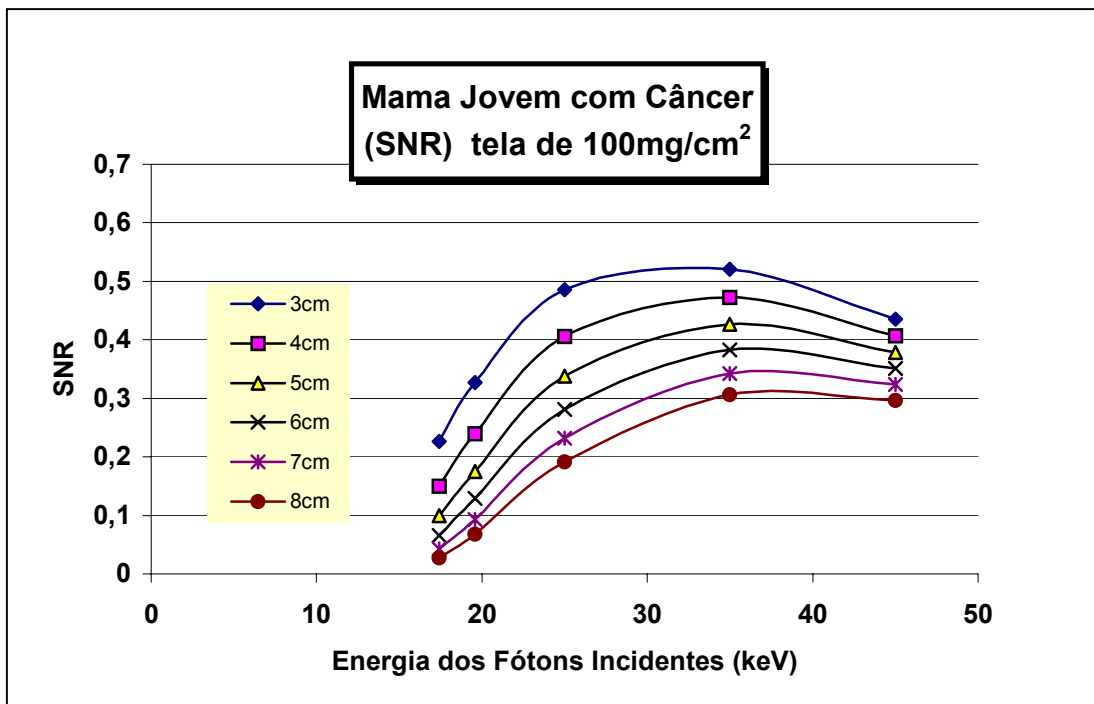


Figura 5.80- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

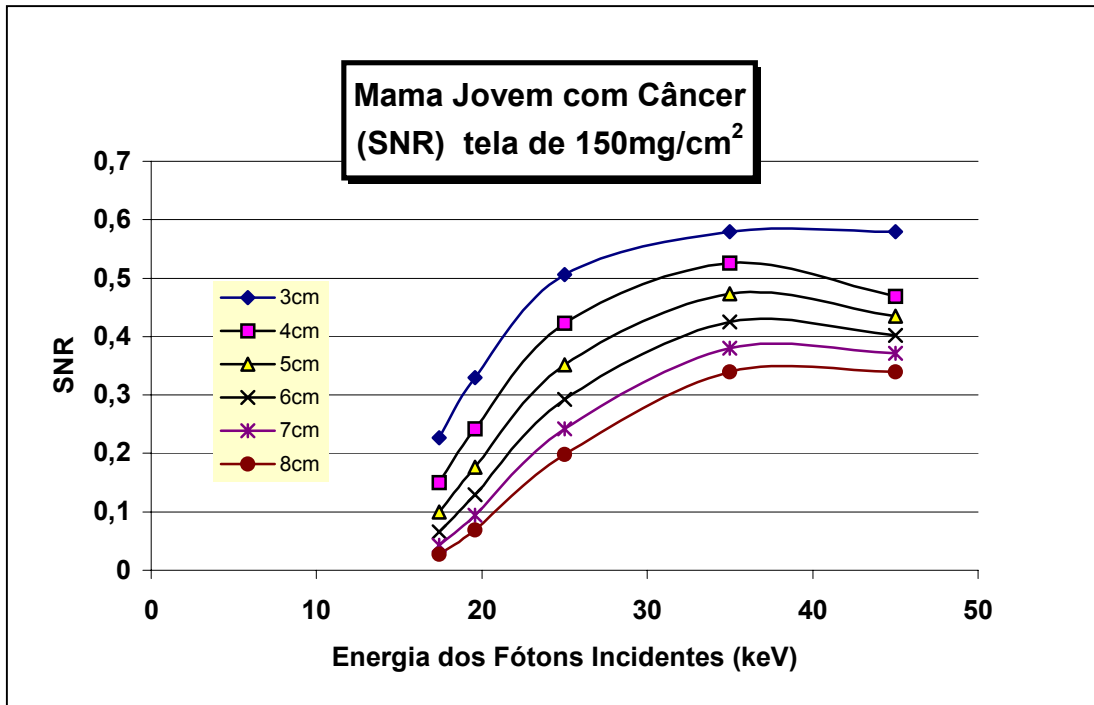


Figura 5.81- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

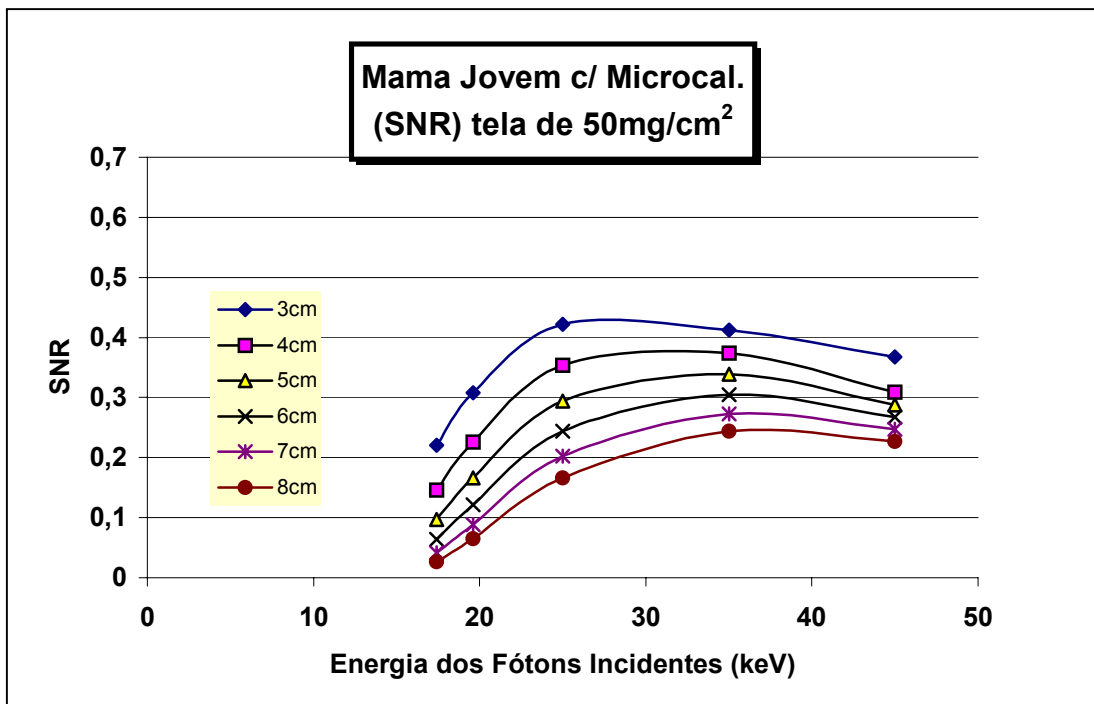


Figura 5.82- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

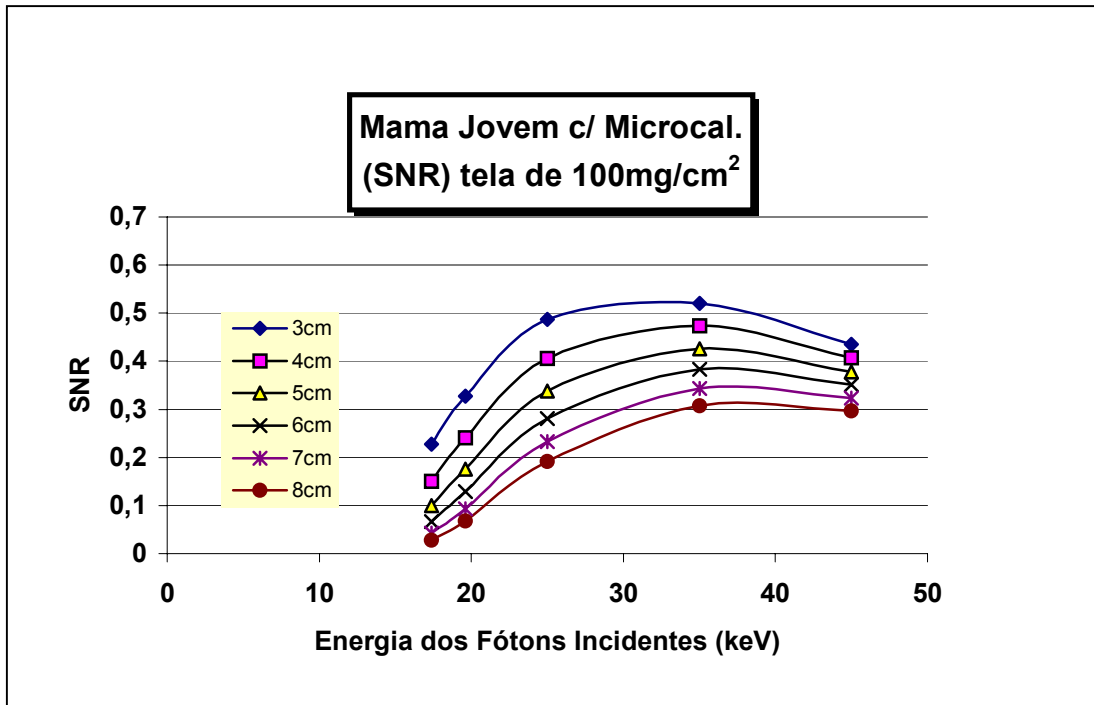


Figura 5.83- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

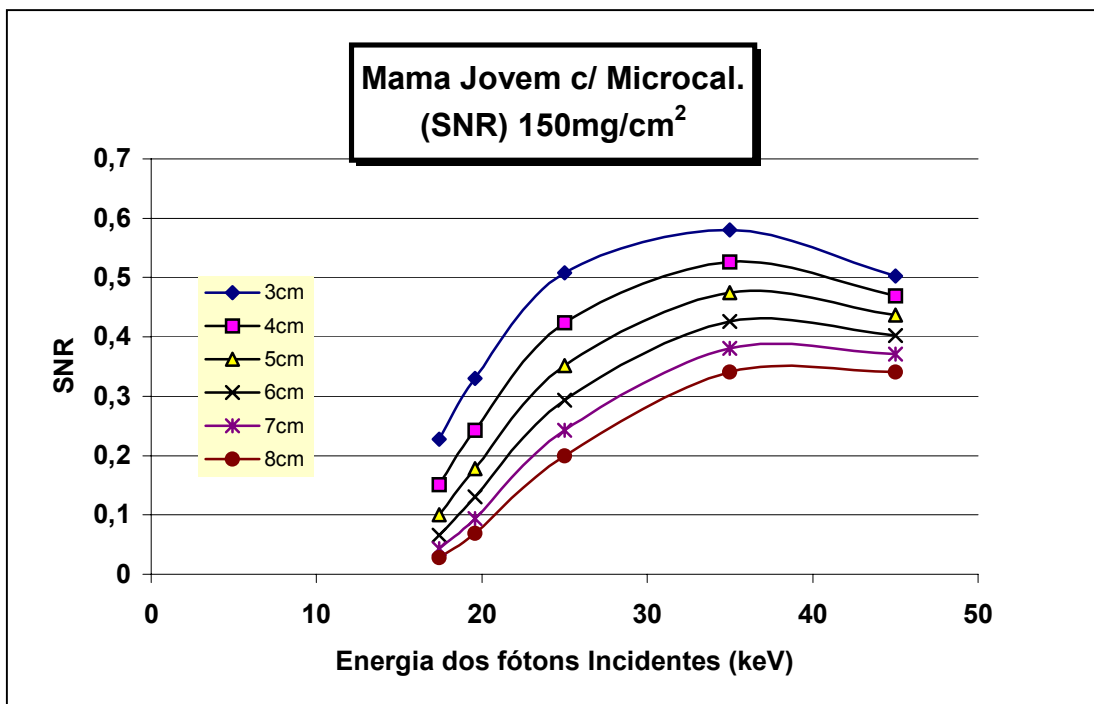


Figura 5.84- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

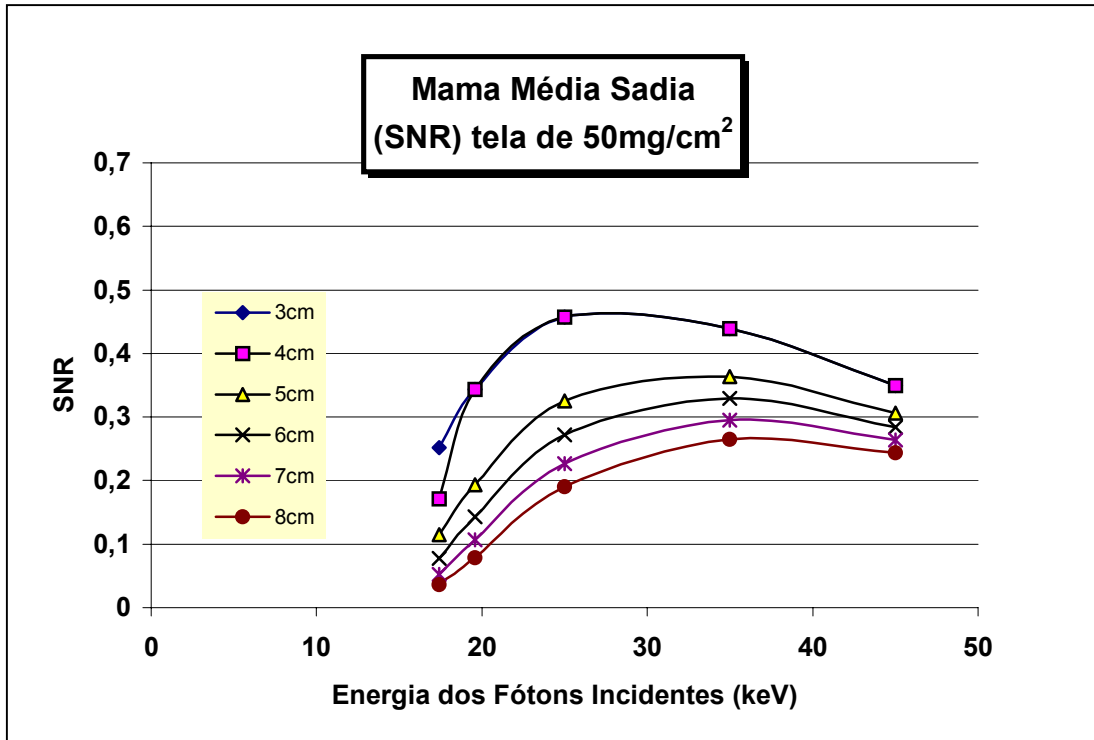


Figura 5.85- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

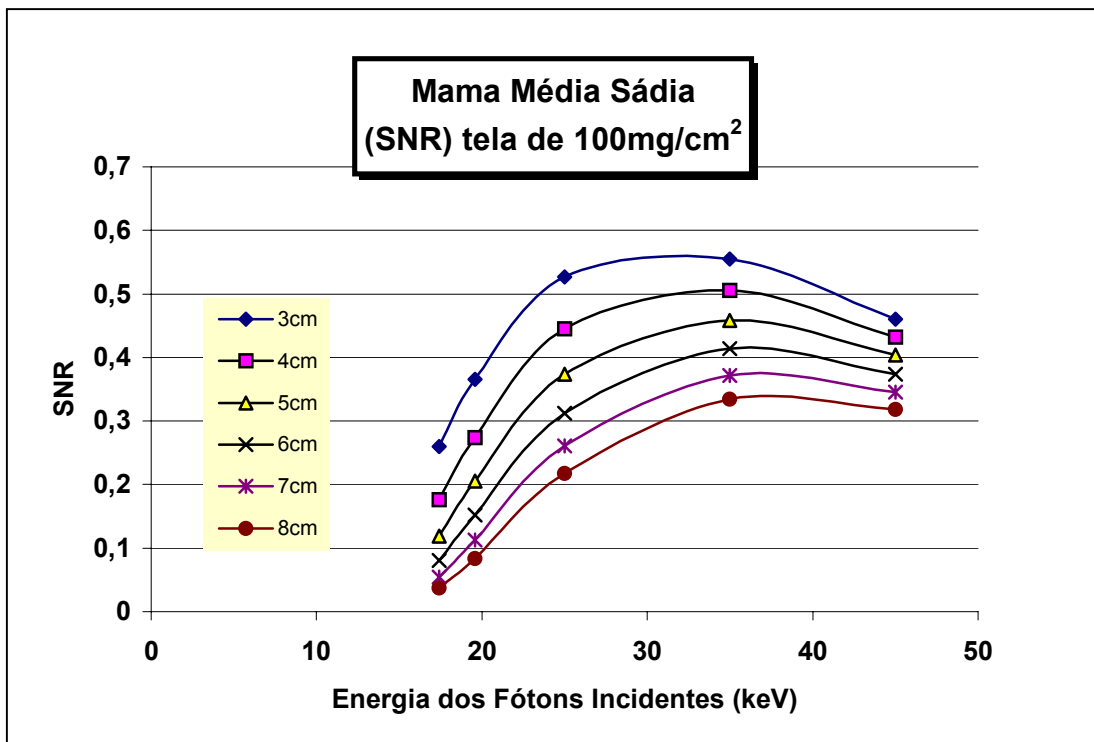


Figura 5.86- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

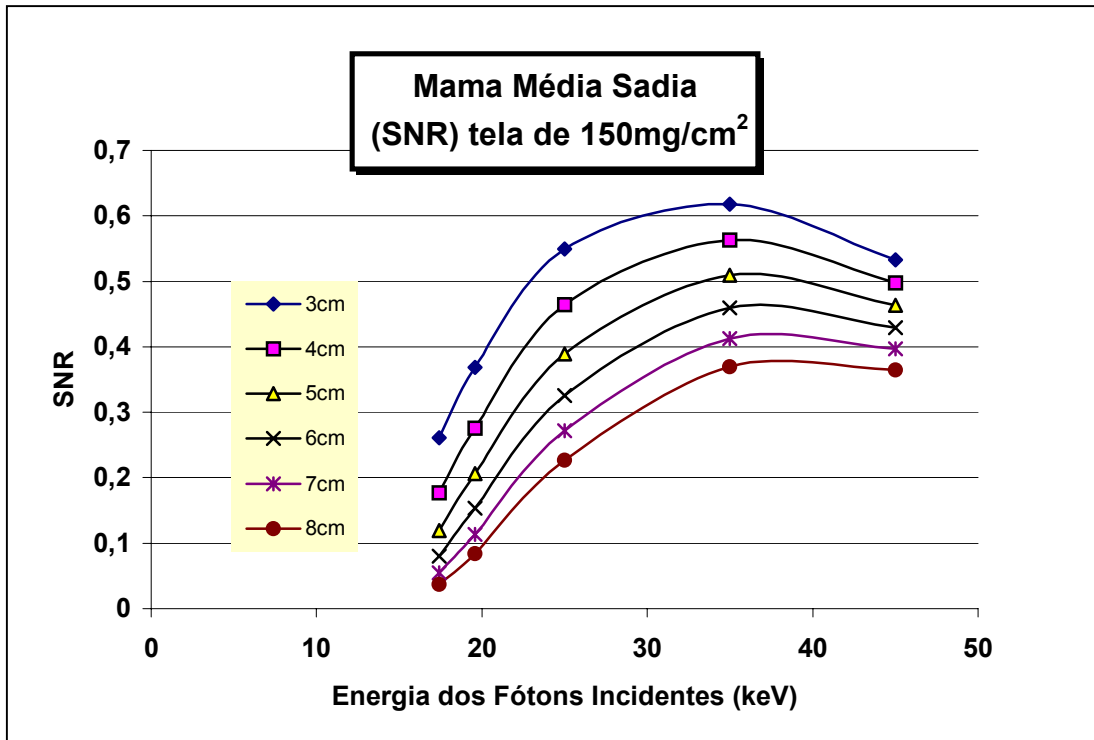


Figura 5.87- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

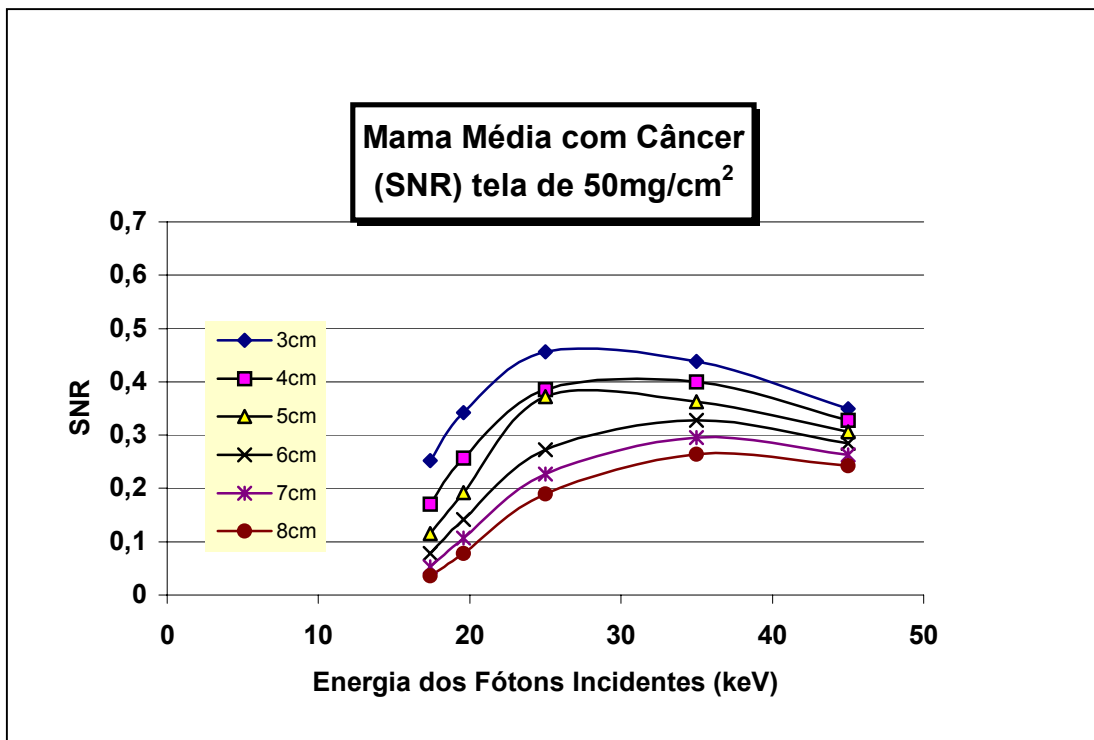


Figura 5.88- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

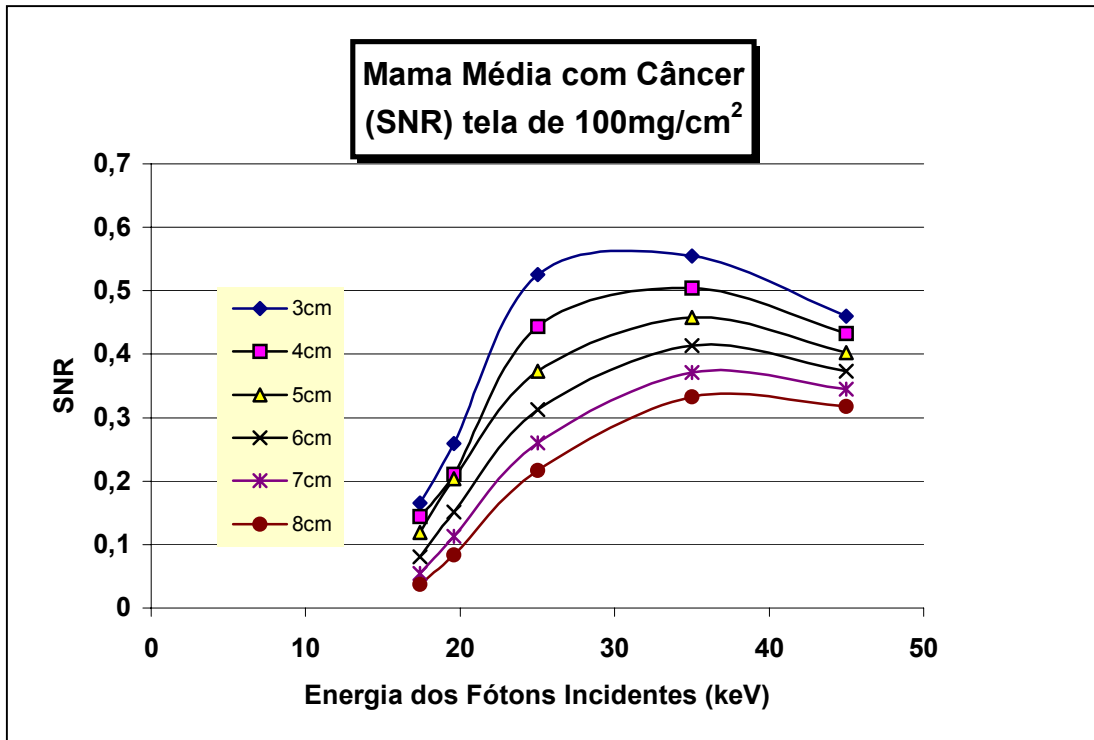


Figura 5.89- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

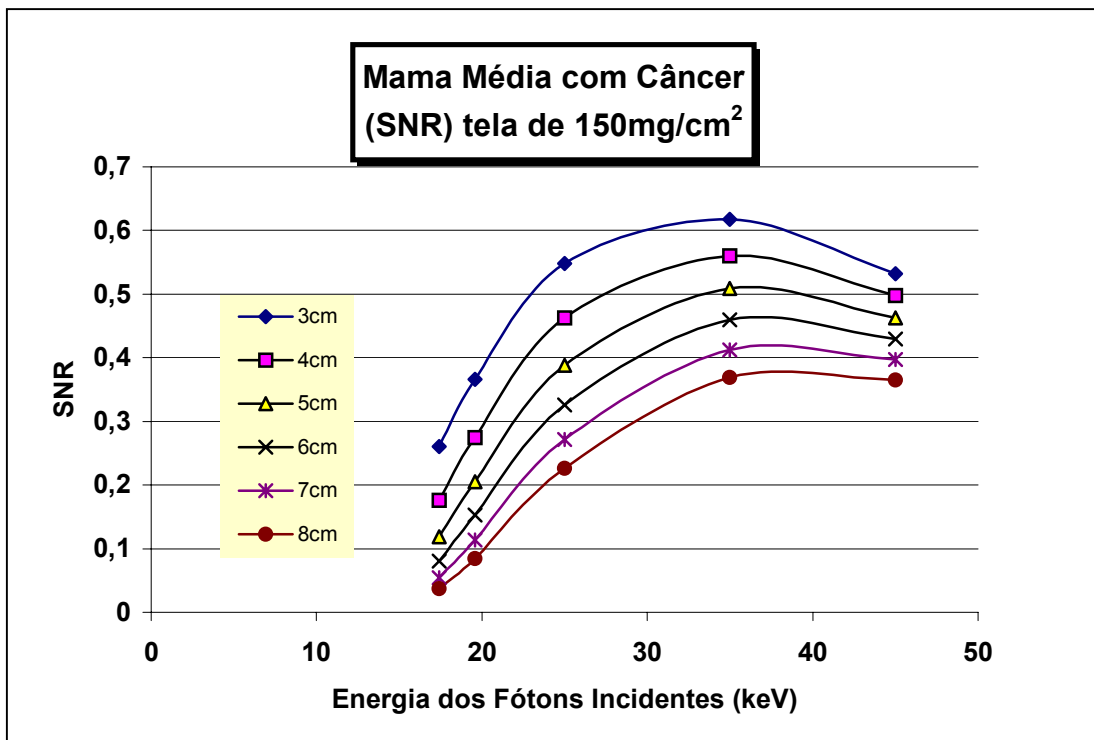


Figura 5.90- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

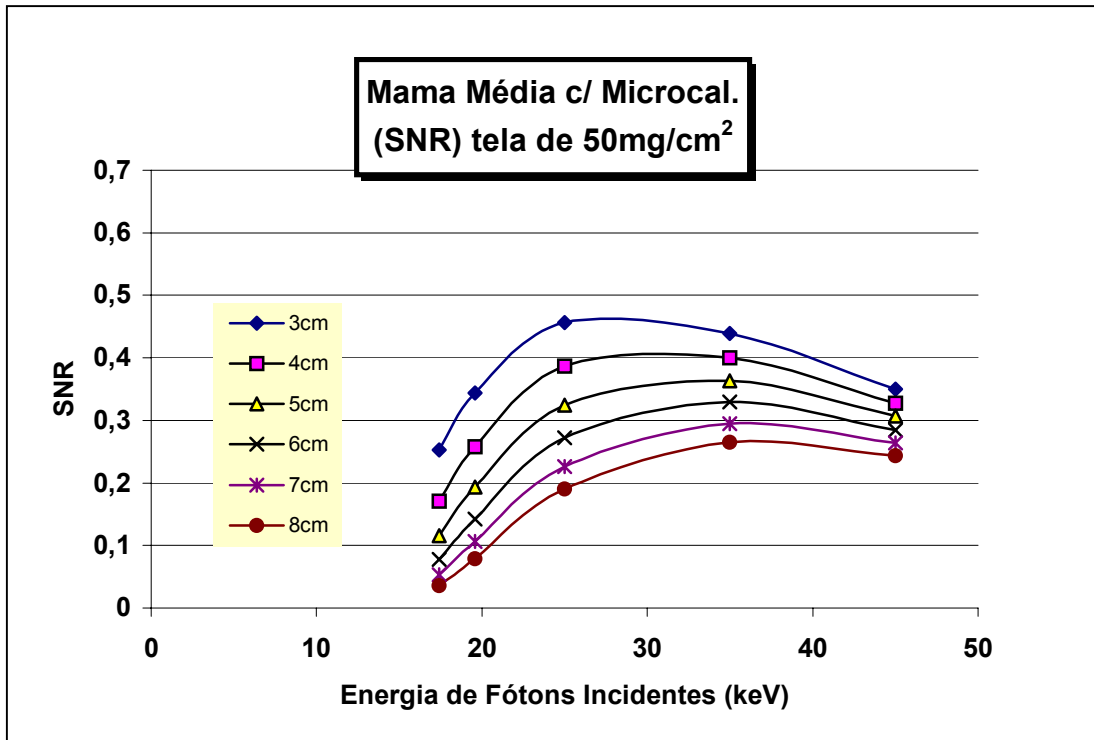


Figura 5.91- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

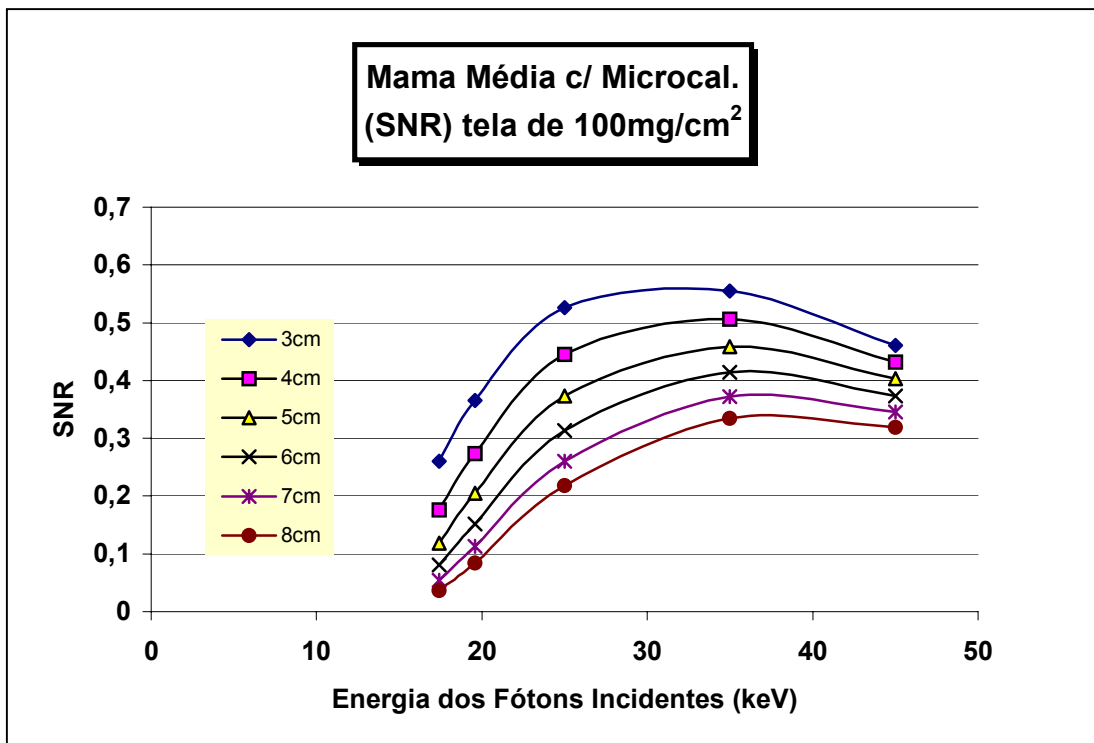


Figura 5.92- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>



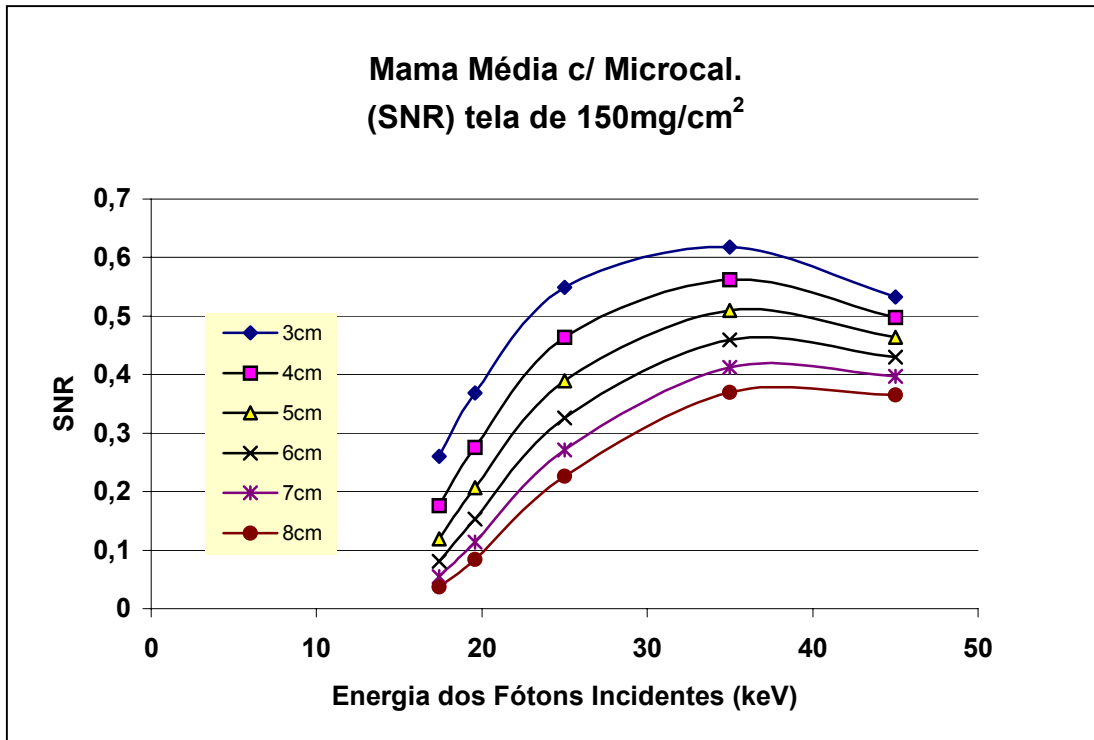


Figura 5.93- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

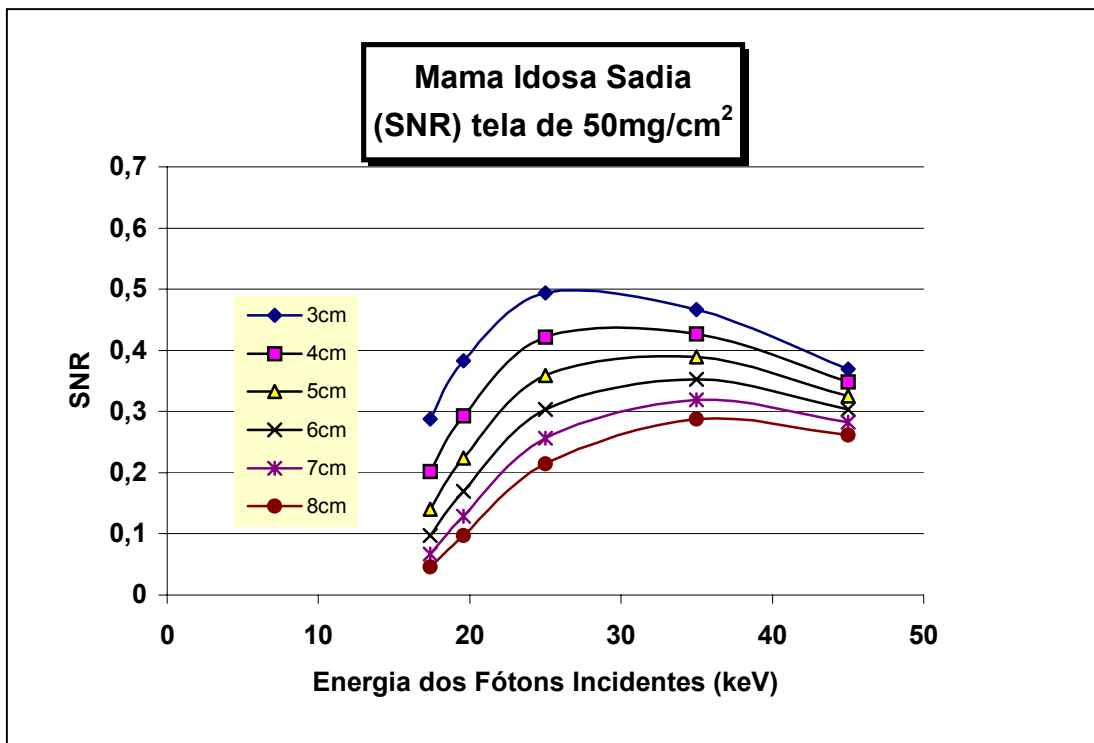


Figura 5.94- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 50mg/cm<sup>2</sup>

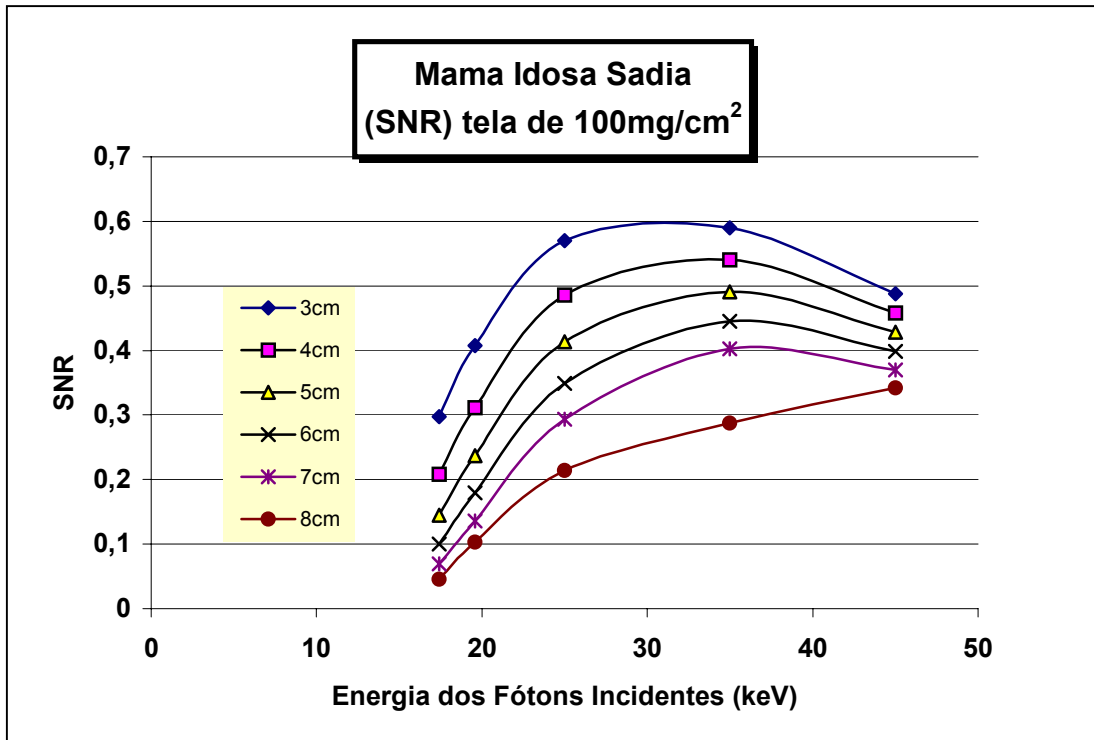


Figura 5.95- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 100mg/cm<sup>2</sup>

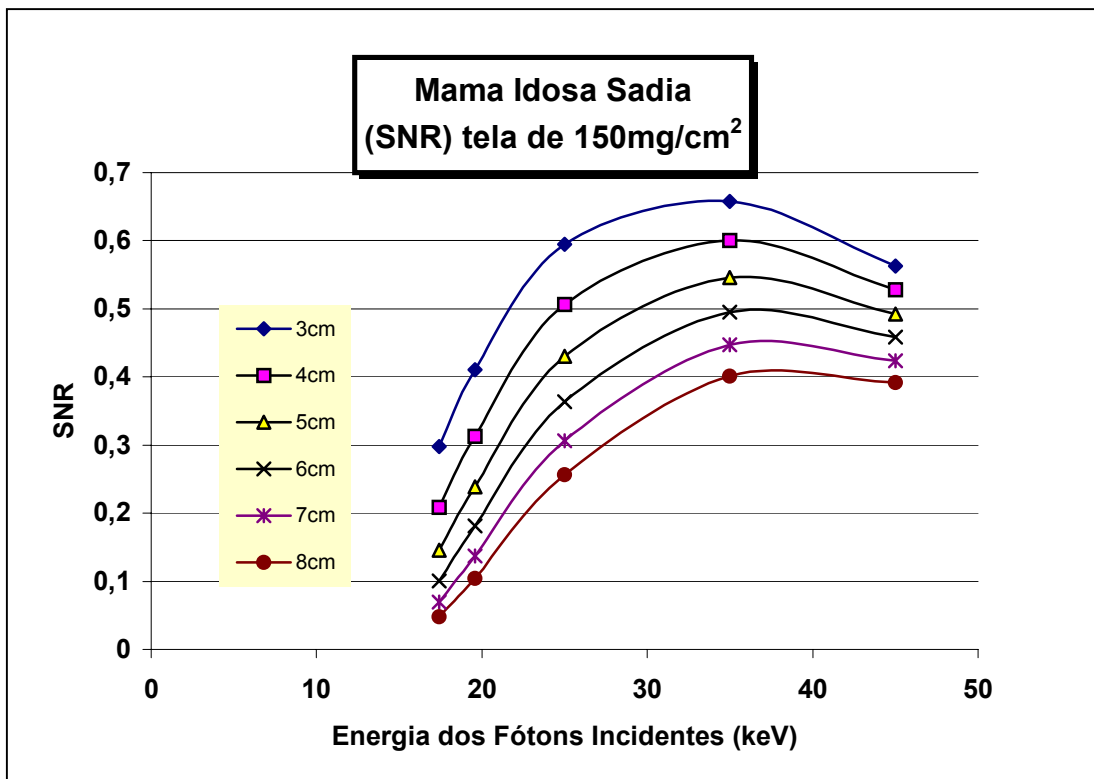


Figura 5.96- Relação sinal/ruído para sistema com tela de espessura de 150mg/cm<sup>2</sup>

Em uma primeira análise, podemos observar que as telas mais espessas apresentam uma maior relação sinal ruído. Como a relação sinal ruído é um bom parâmetro físico para avaliar a performance de um sistema de imagem, podemos, afirmar que quando a relação sinal ruído aumenta em um sistema, melhor é a habilidade do sistema em oferecer uma melhor condição de contraste e resolução.

Para os sistemas mostrados nas figuras 5.76 a 5.96 as melhores relações sinal ruído para o sistema com tela de 50, 100 e 150 mg/cm<sup>2</sup> são obtidas para as faixas de energias de 25 e 35 keV.

Para os sistemas de mamas com câncer e com microcalcificação, podemos observar que nenhuma diferença, significativa, em relação aos sistemas compostos por mamas sadias, isto torna claro a dificuldade de se encontrar estruturas pequenas em um exame mamográfico.

Ainda com relação às figuras 5.76 a 5.96, podemos observar que à medida que a espessura da tela aumenta a relação sinal ruído aumenta para energias altas e relação sinal ruído diminui para energias mais baixas, principalmente nos casos de mamas mais espessas.

Para um sistema de registro de imagem onde estruturas muito pequenas, necessitam de energias baixas para serem detectadas e analisadas e onde é muito importante a redução da dose para um nível mais baixo quanto possível às telas muito espessas não irão contribuir para a melhora da qualidade de imagem necessária, apenas aumentar o custo.

O principal parâmetro físico de qualidade de imagem apontado na literatura [BRETTLE] é o DQE, conforme apresentado no capítulo 2 (seção 2.26 - considerações sobre qualidade de imagem). Por isso a partir de agora a nossa análise passa para este parâmetro. Este parâmetro, como foi descrito anteriormente, é considerado dentro da hierarquia proposta no capítulo 2 o principal parâmetro genérico para descrever a qualidade de imagem de um sistema de aquisição para uma determinada qualidade necessária, uma vez que este parâmetro, pode ser interpretado como sendo a eficiência do sistema em detectar a radiação, se for considerado que a degradação presente na imagem final provém unicamente do ruído quântico.

Por outro lado, observa-se que o DQE também expressa a capacidade de um sistema em reduzir a dose de radiação para dada qualidade de imagem, pois tanto será menor a dose necessária, quanto maior será o DQE. Por conseguinte, o DQE expressa a qualidade através da fidelidade de reprodução da imagem de transmissão e a segurança através da possibilidade de redução da dose para uma determinada qualidade necessária.

Para análise deste parâmetro foram construídos os gráficos mostrados na figuras 5.97 a 5.151 com base na equação (4.3). Estas figuras mostram o DQE para espessuras de mamas jovens, médias, idosas (sadias, com câncer e com microcalcificação).

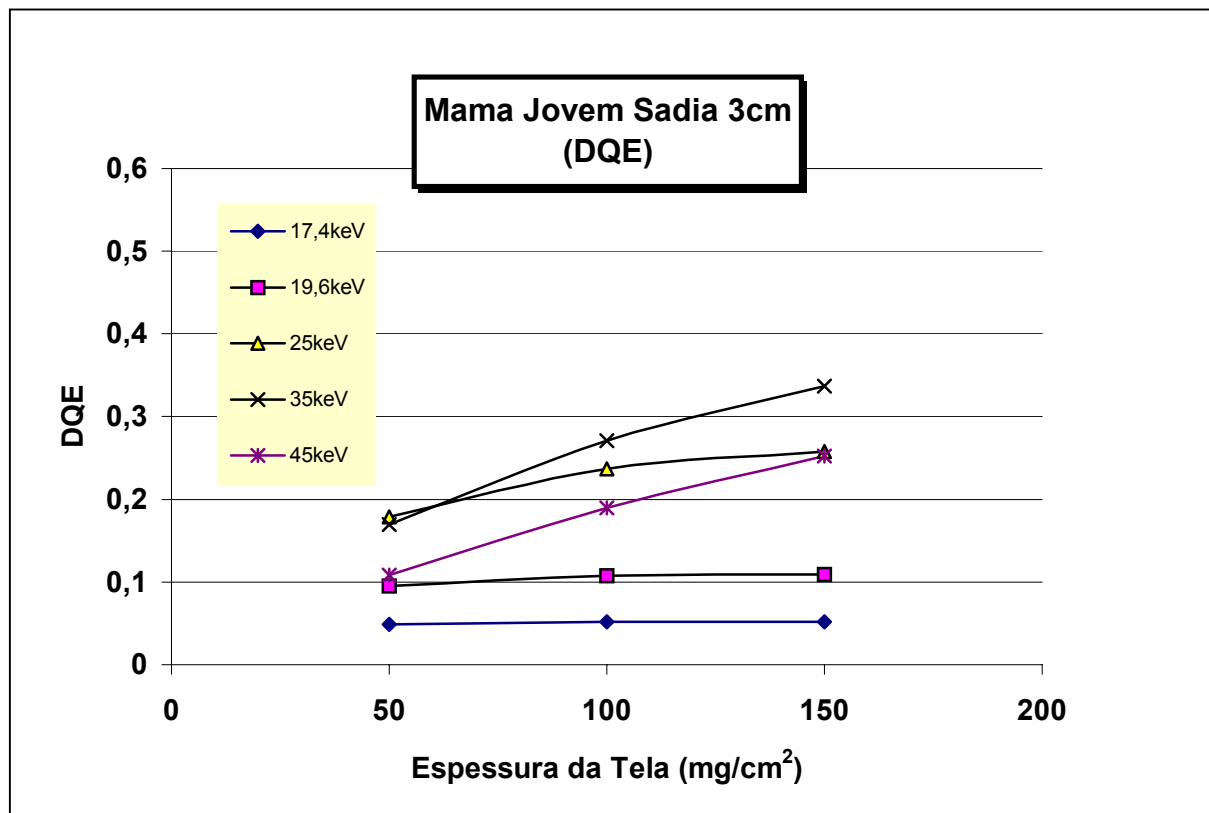


Figura 5.97- Mama Jovem Sadia de 3cm - DQE

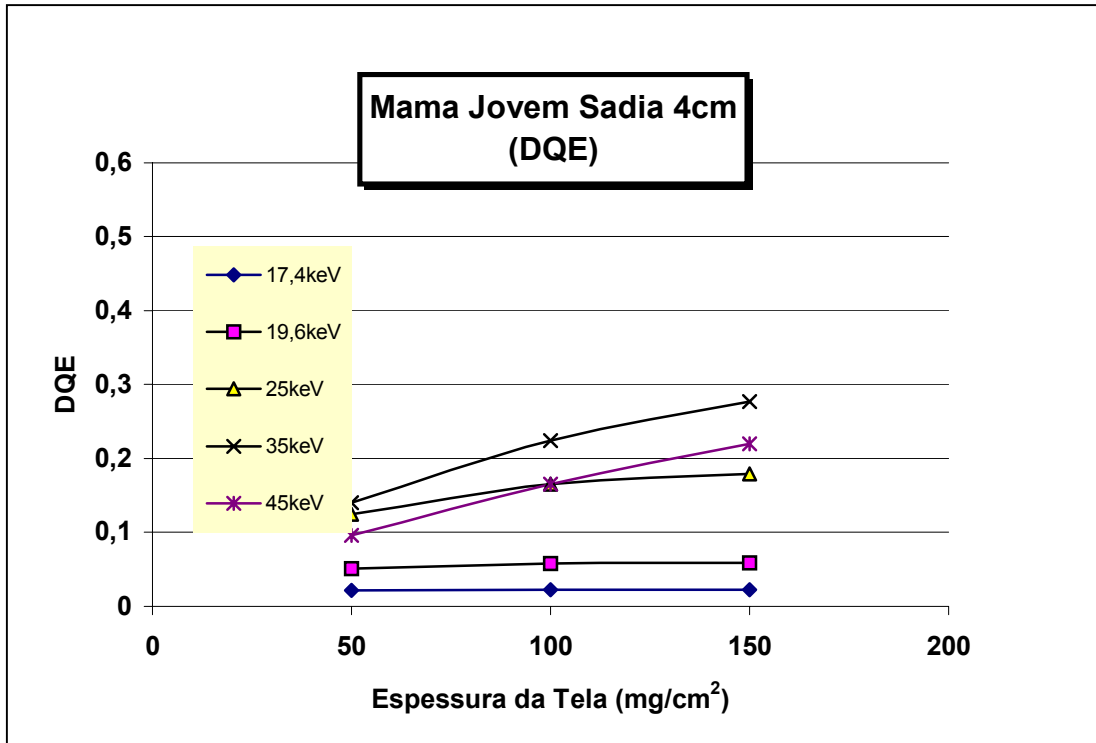


Figura 5.98- Mama Jovem Sadia 4cm -DQE

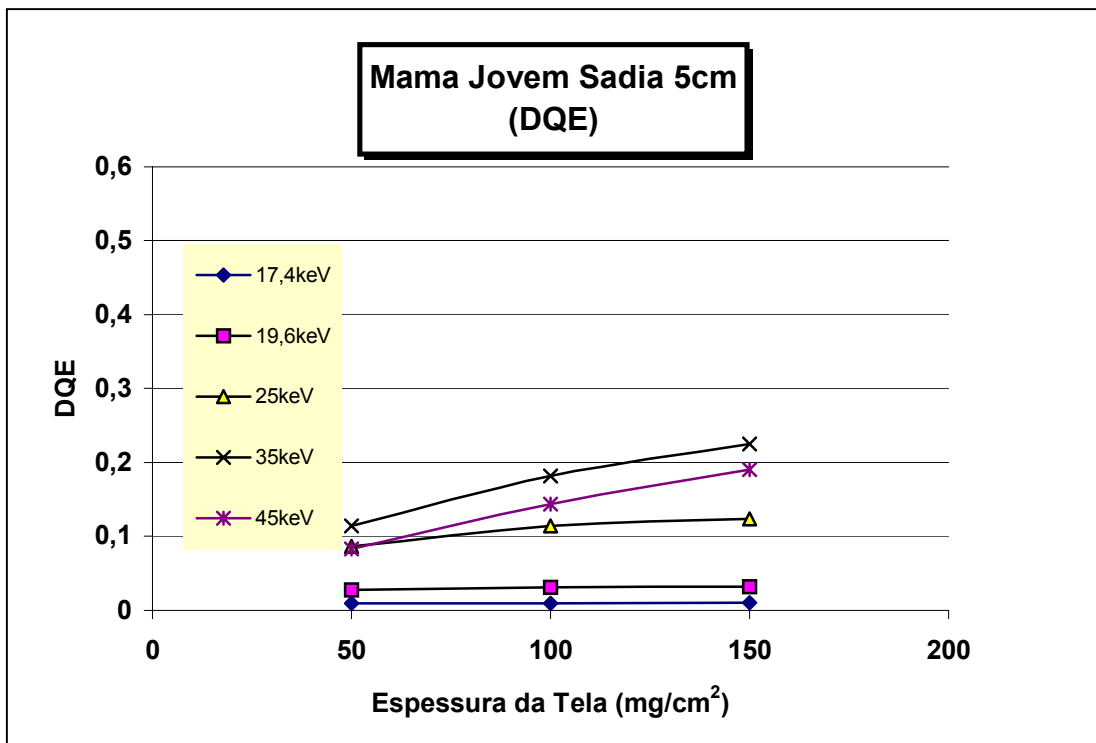


Figura 5.99- Mama Jovem Sadia 5cm -DQE

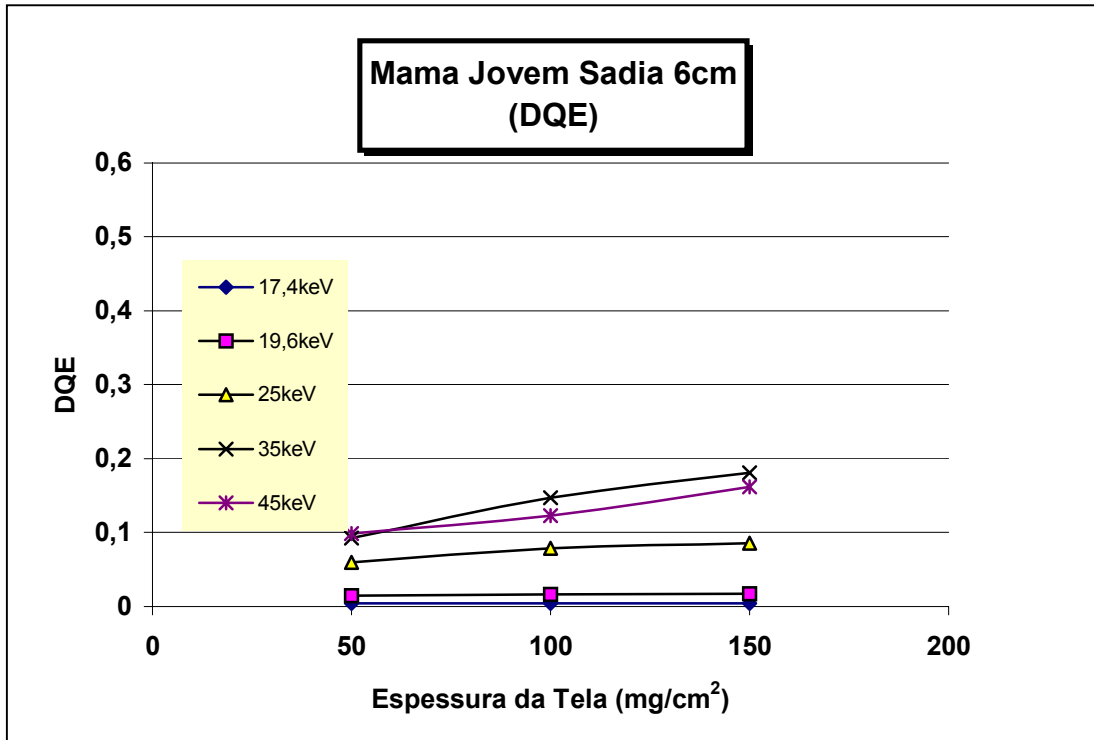


Figura 5.100- Mama Jovem Sadia 6cm -DQE

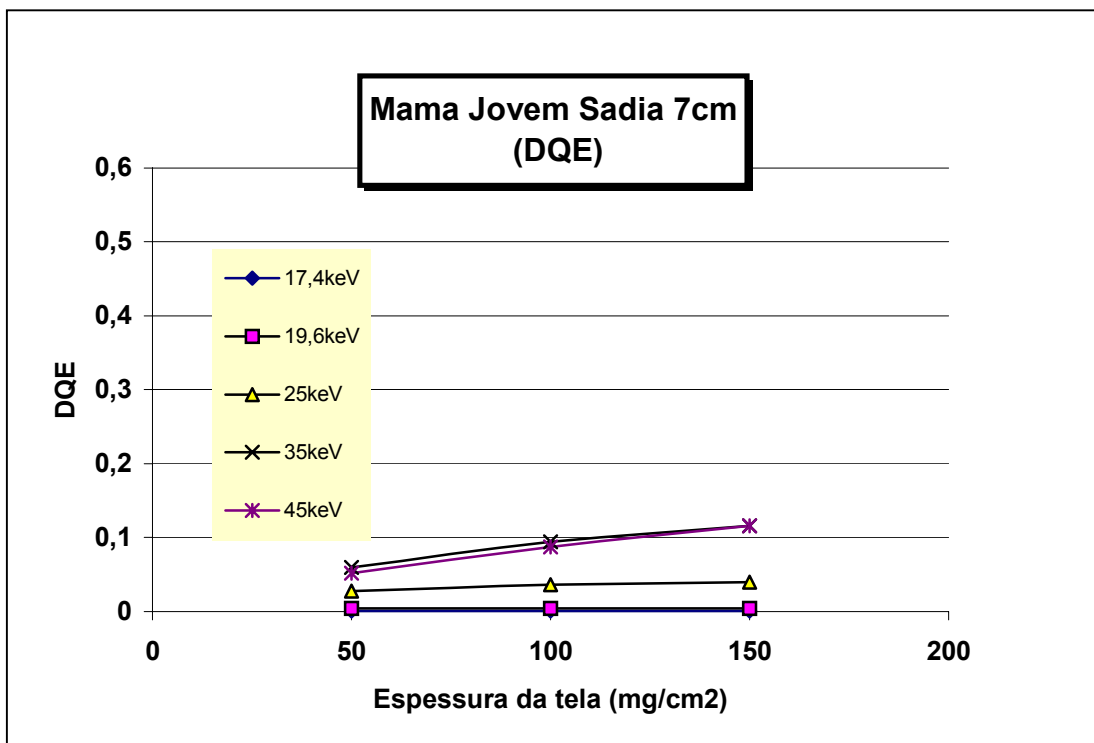


Figura 5.101- Mama Jovem Sadia 7cm -DQE

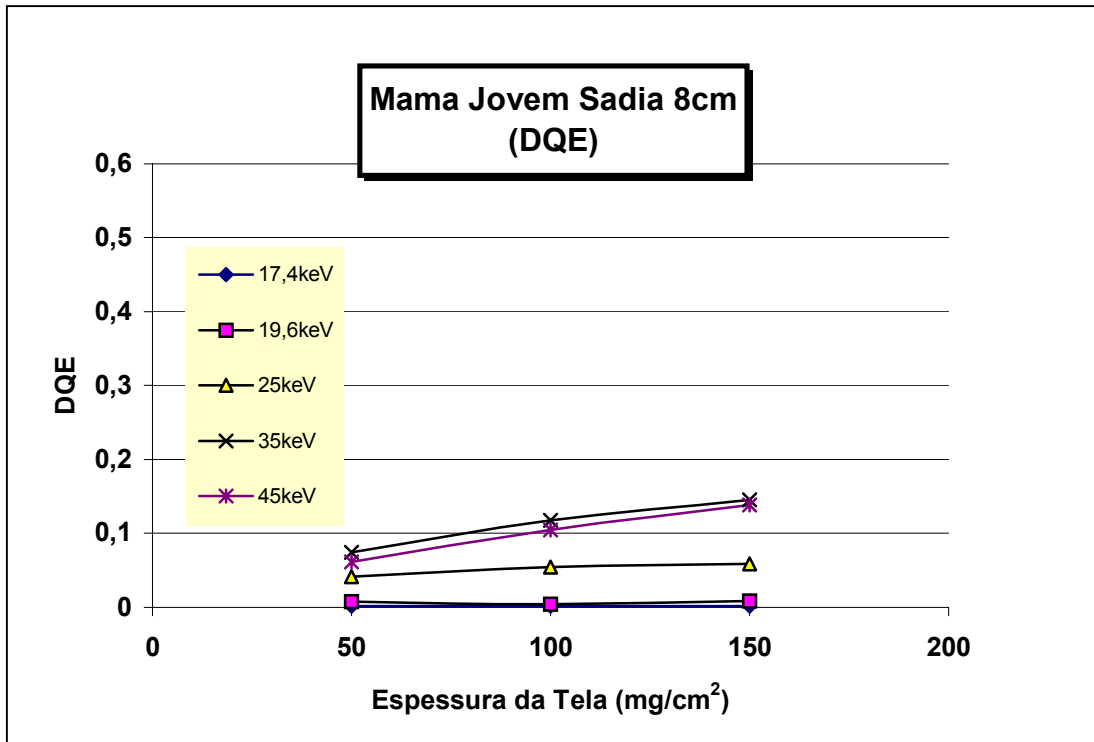


Figura 5.102- Mama Jovem Sadia 8cm -DQE

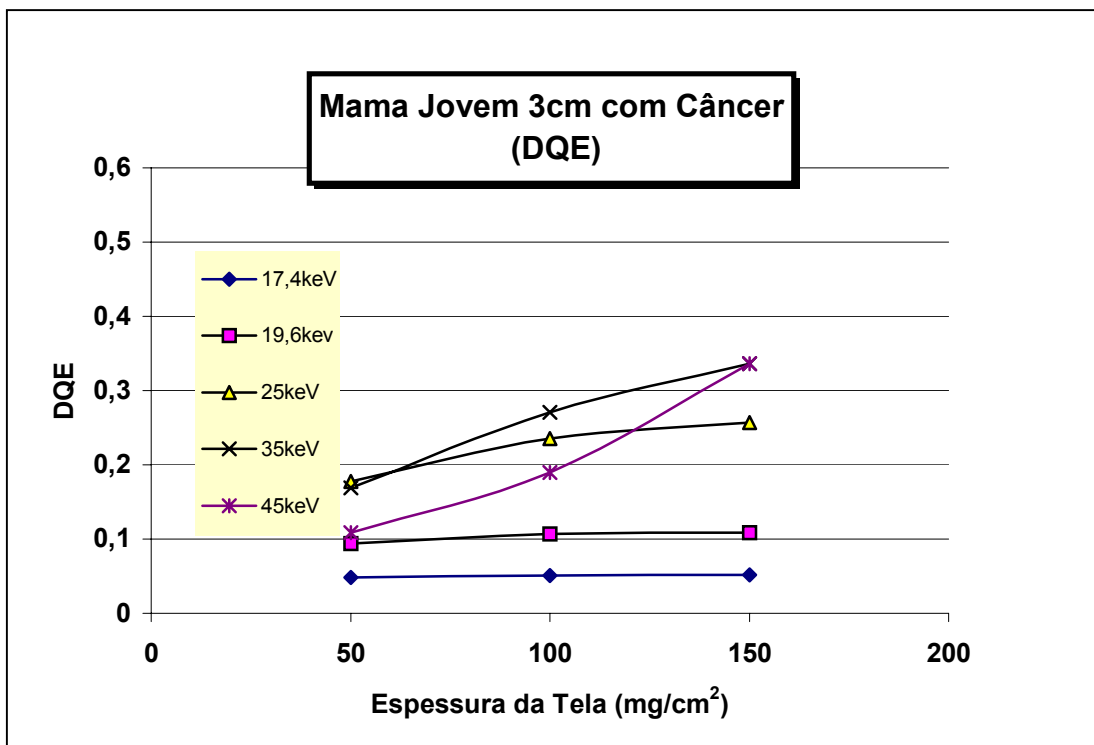


Figura 5.103- Mama Jovem com Câncer 3cm -DQE

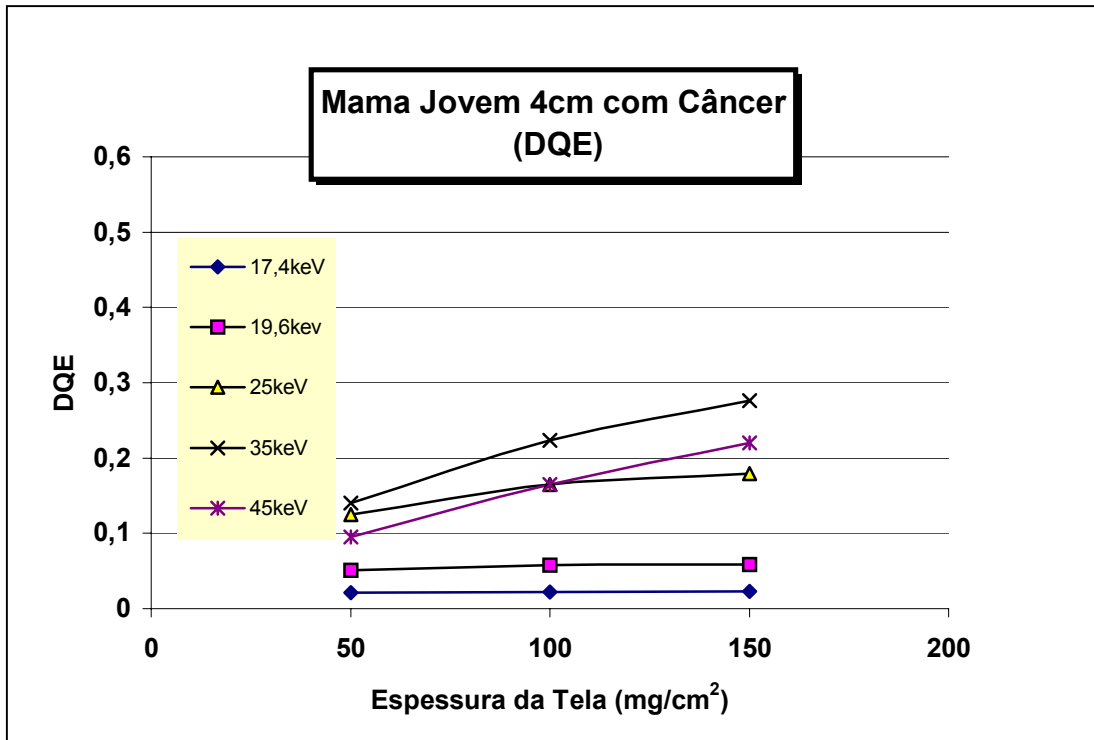


Figura 5.104- Mama Jovem com Câncer 4cm -DQE

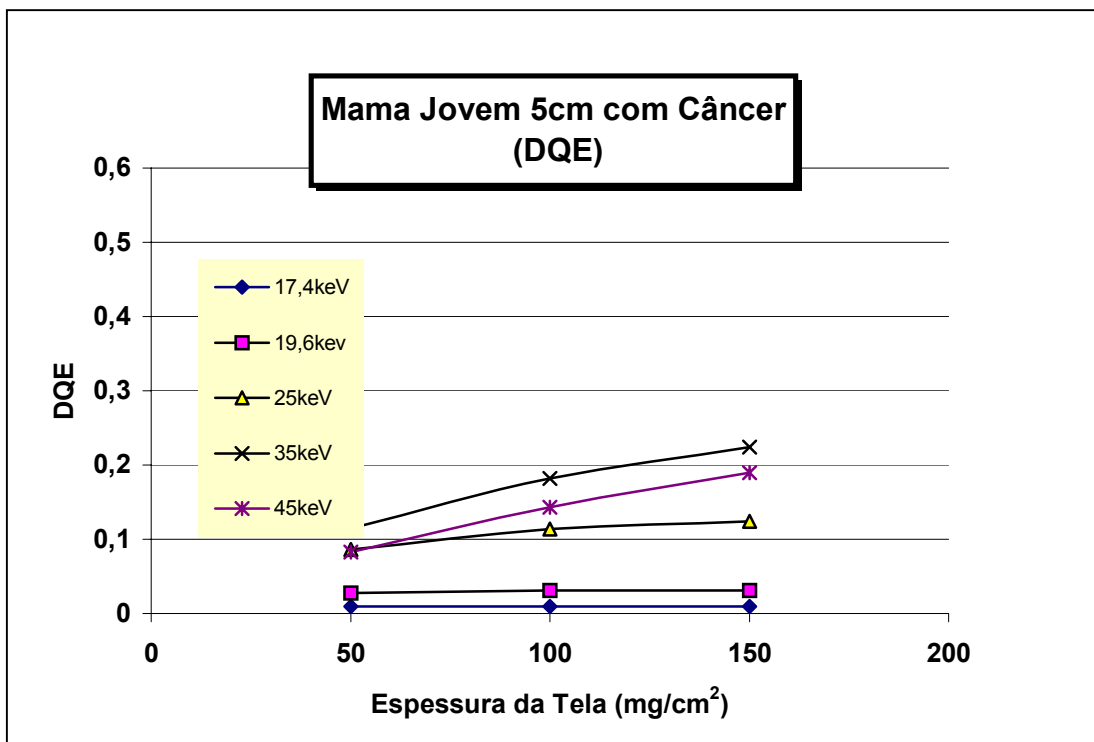


Figura 5.105- Mama Jovem com Câncer 5cm -DQE



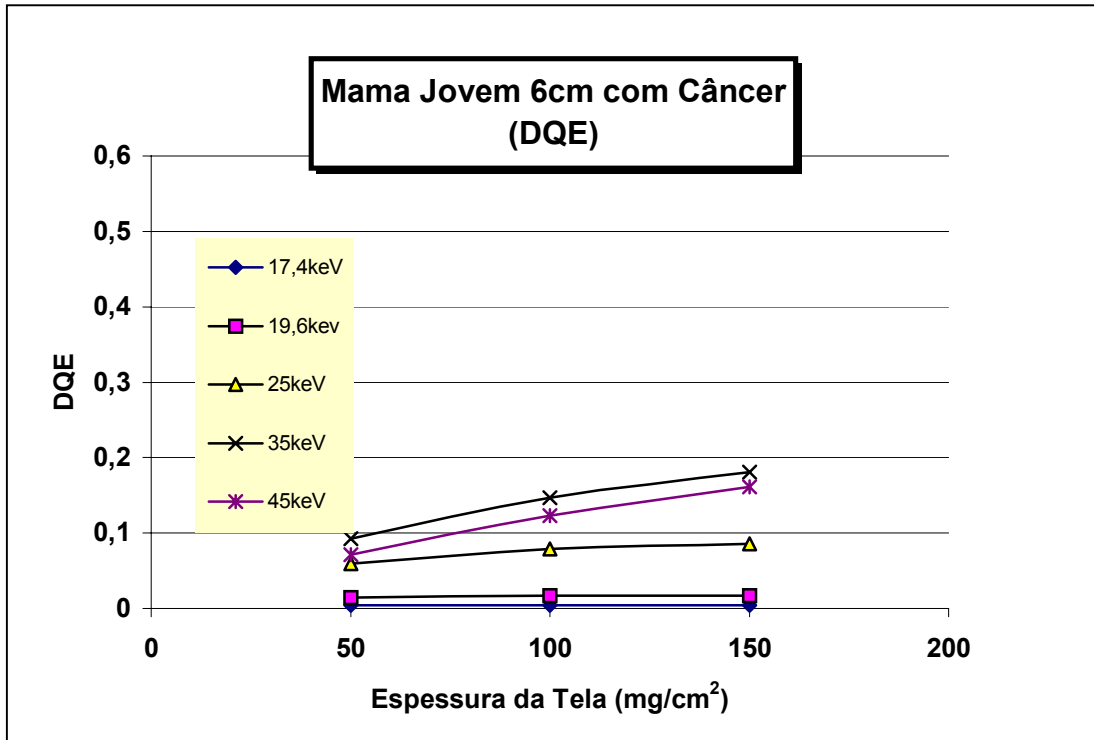


Figura 5.106- Mama Jovem com Câncer 6cm -DQE

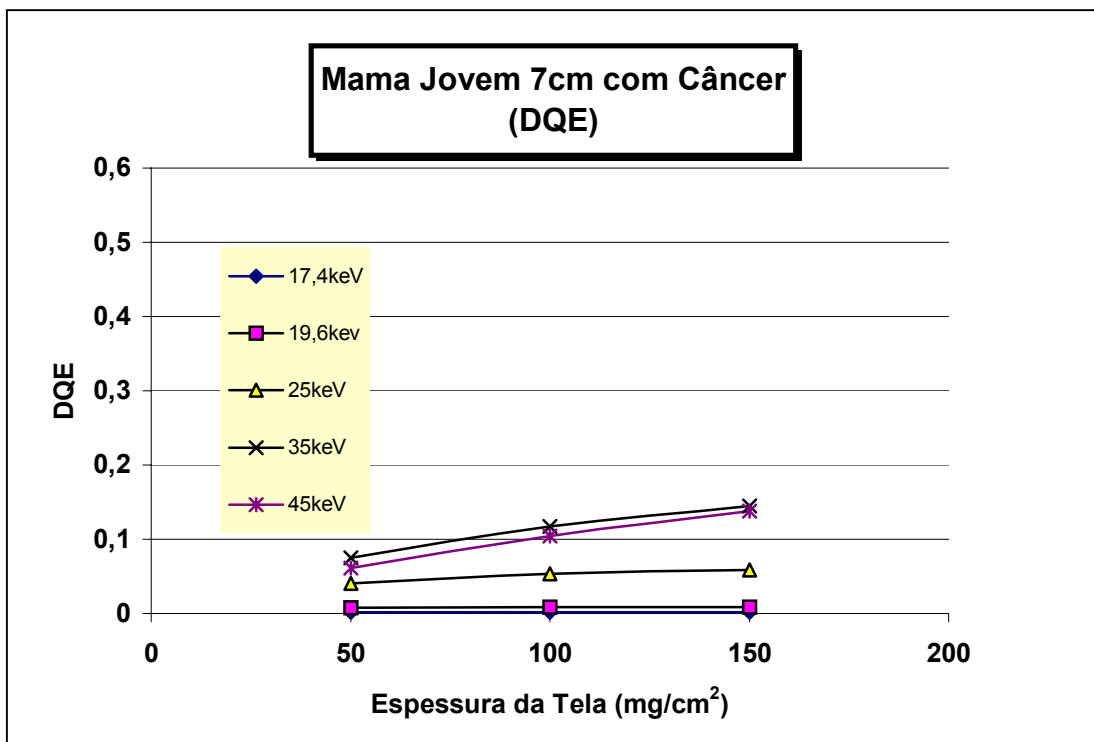


Figura 5.107- Mama Jovem com Câncer 7cm -DQE

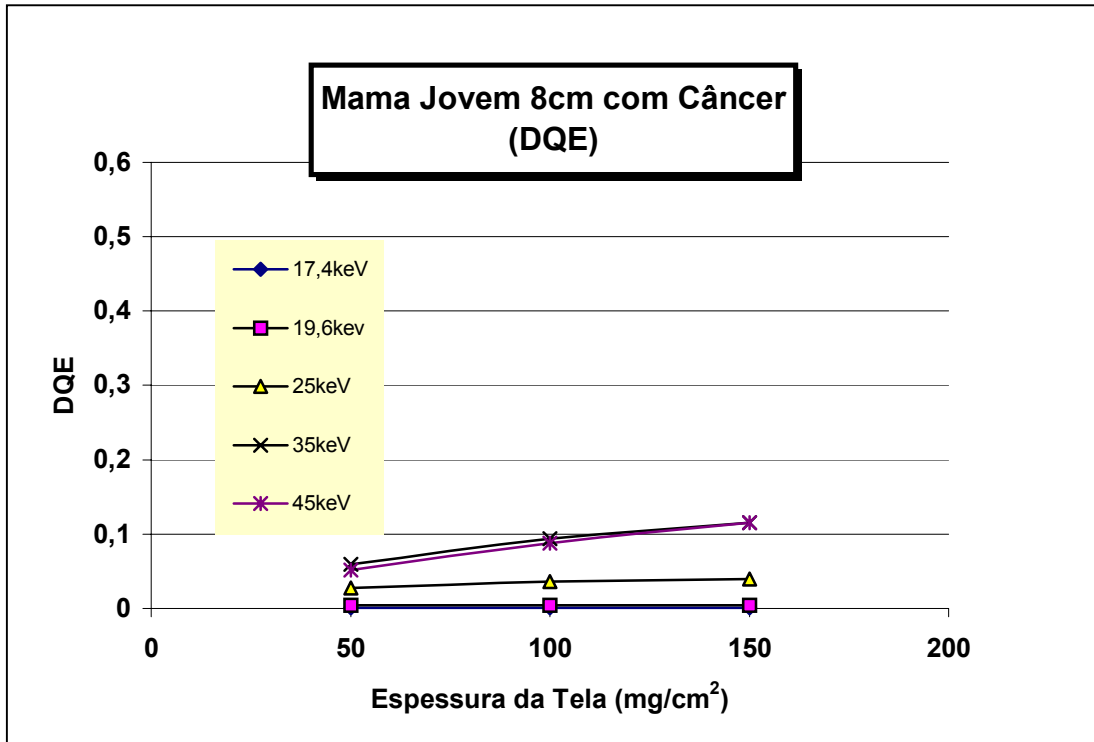


Figura 5.108- Mama Jovem com Câncer 8cm -DQE

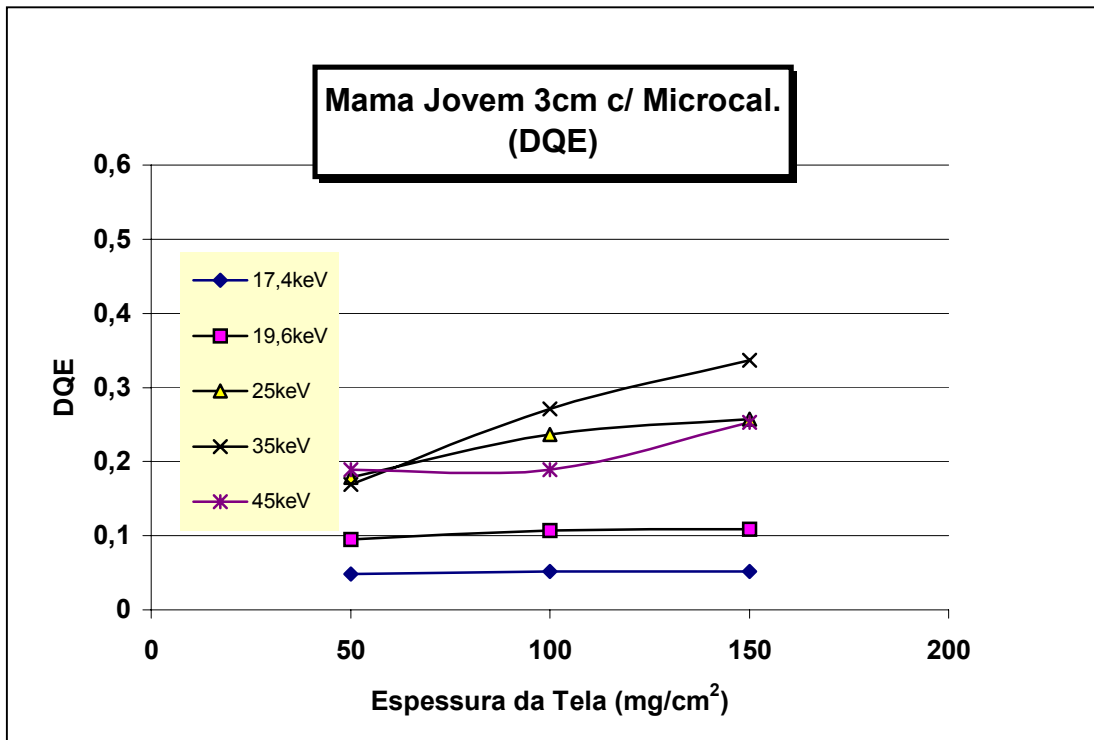


Figura 5.109- Mama Jovem 3cm com Microcalcificação - DQE

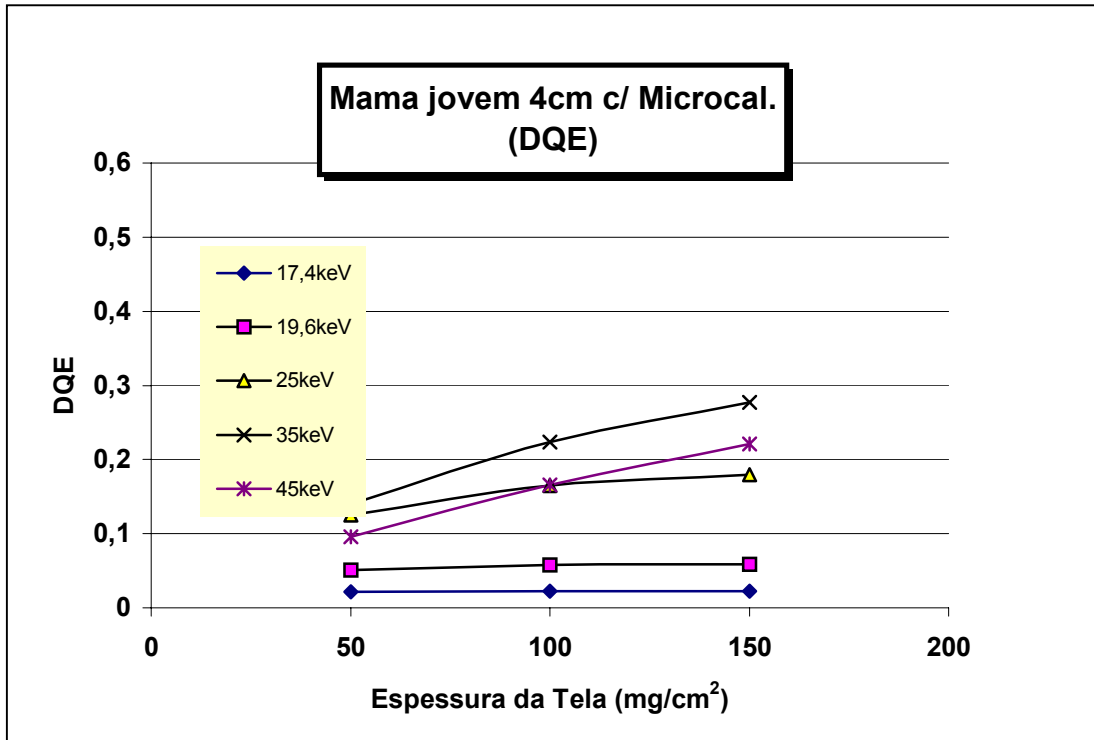


Figura 5.110- Mama Jovem 4cm com Microcalcificação - DQE

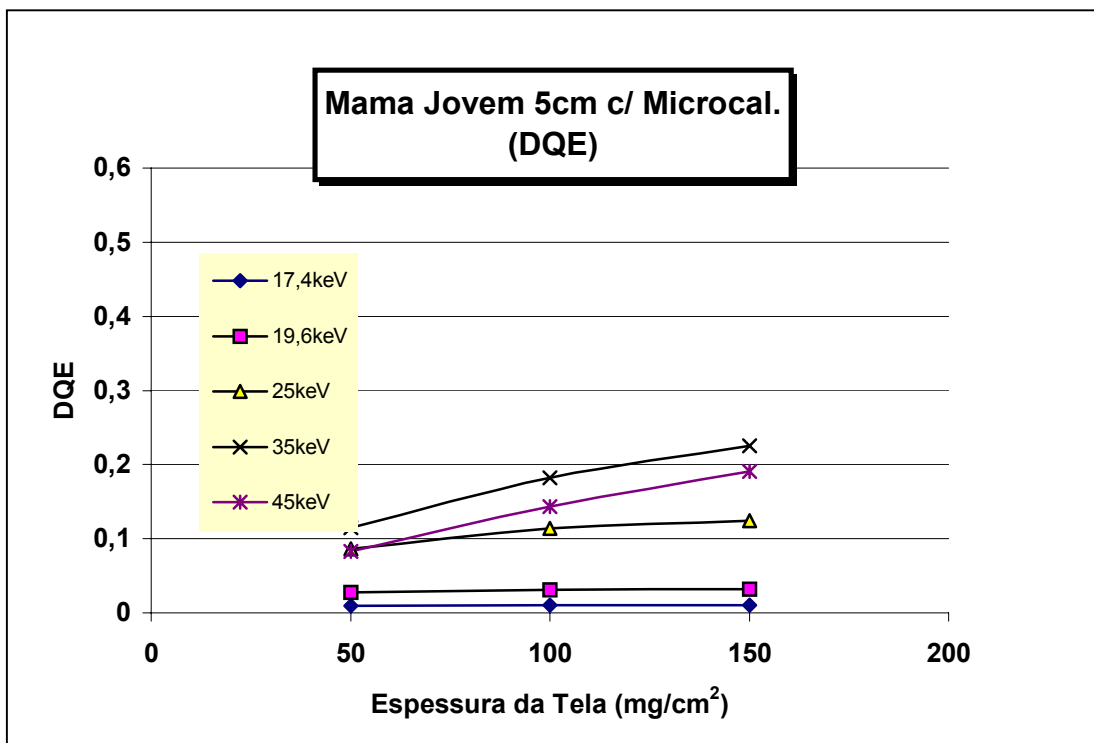


Figura 5.111- Mama Jovem 5cm com Microcalcificação - DQE

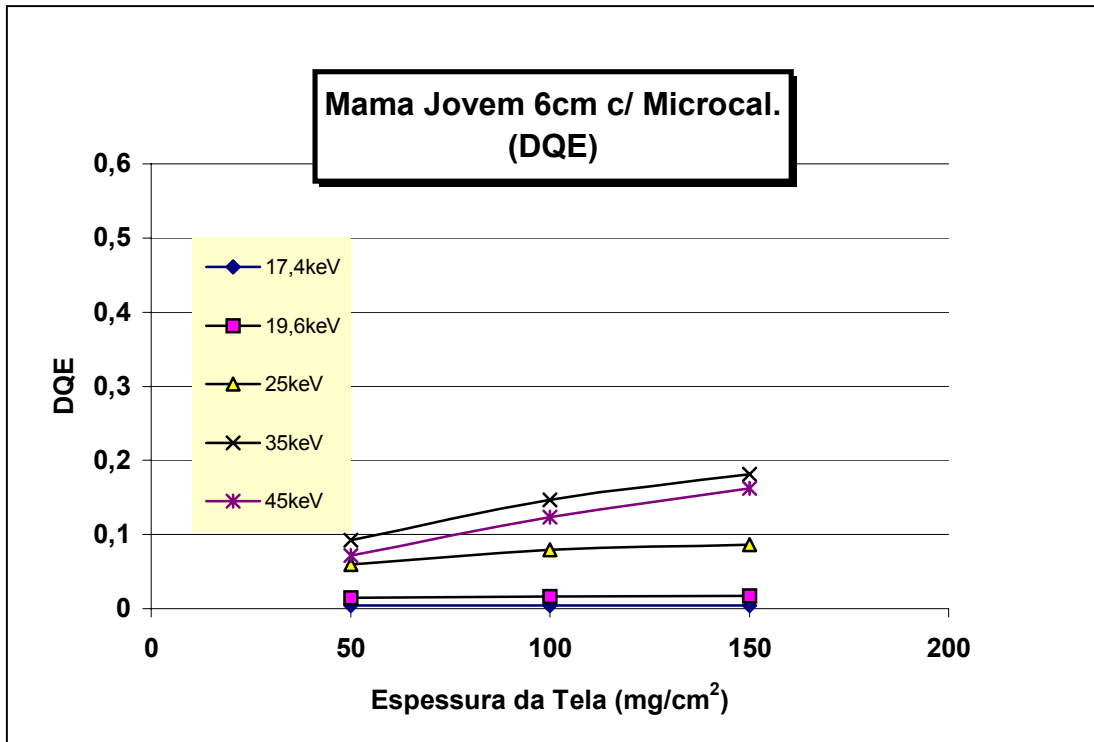


Figura 5.112- Mama Jovem 6cm com Microcalcificação - DQE

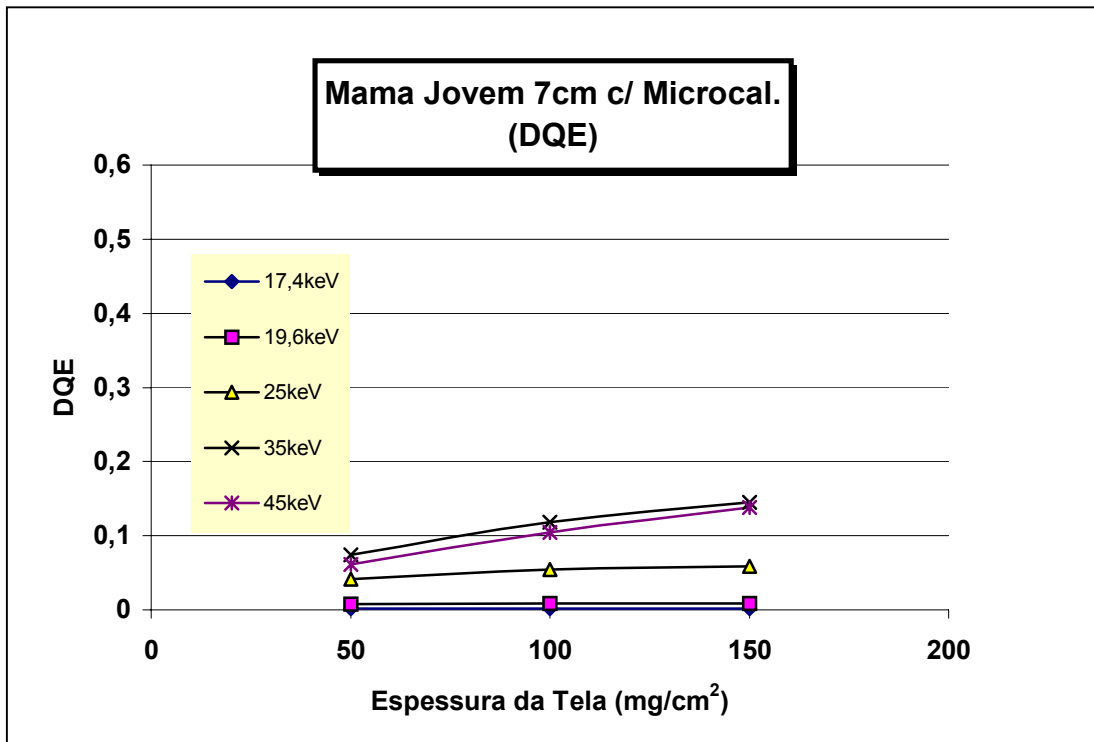


Figura 5.113- Mama Jovem 7cm com Microcalcificação - DQE

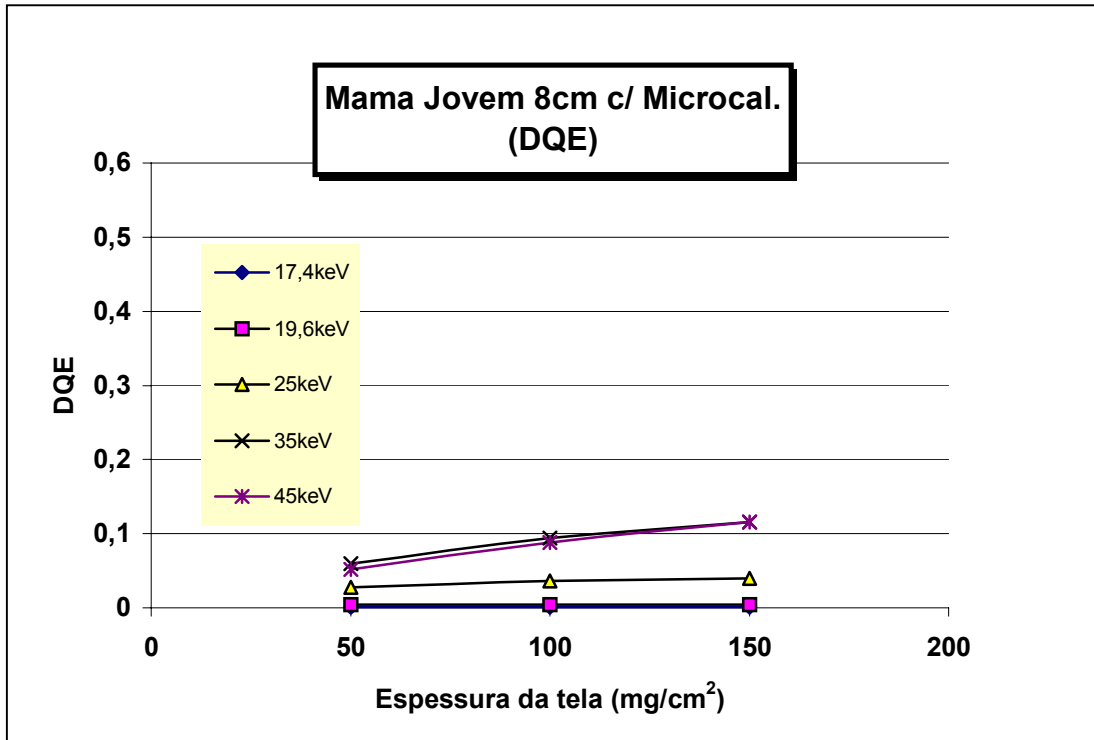


Figura 5.114- Mama Jovem 8cm com Microcalcificação - DQE

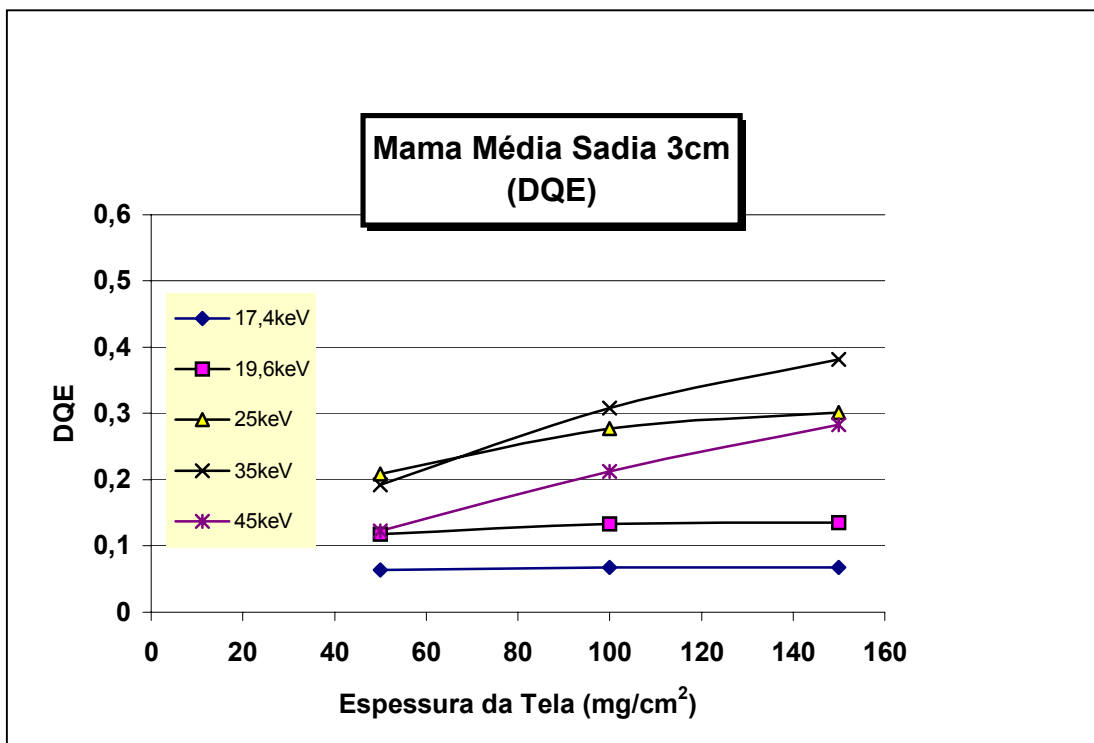


Figura 5.115 – Mama Média Sadia 3cm - DQE

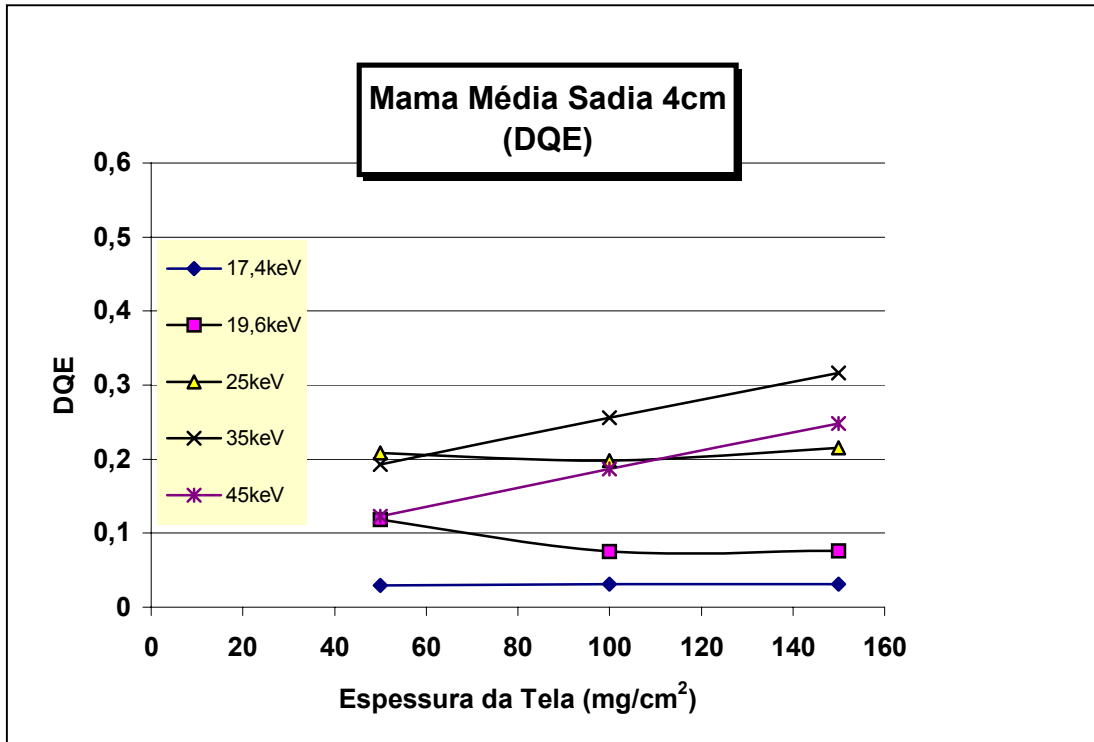


Figura 5.116 – Mama Média Sadia 4cm - DQE

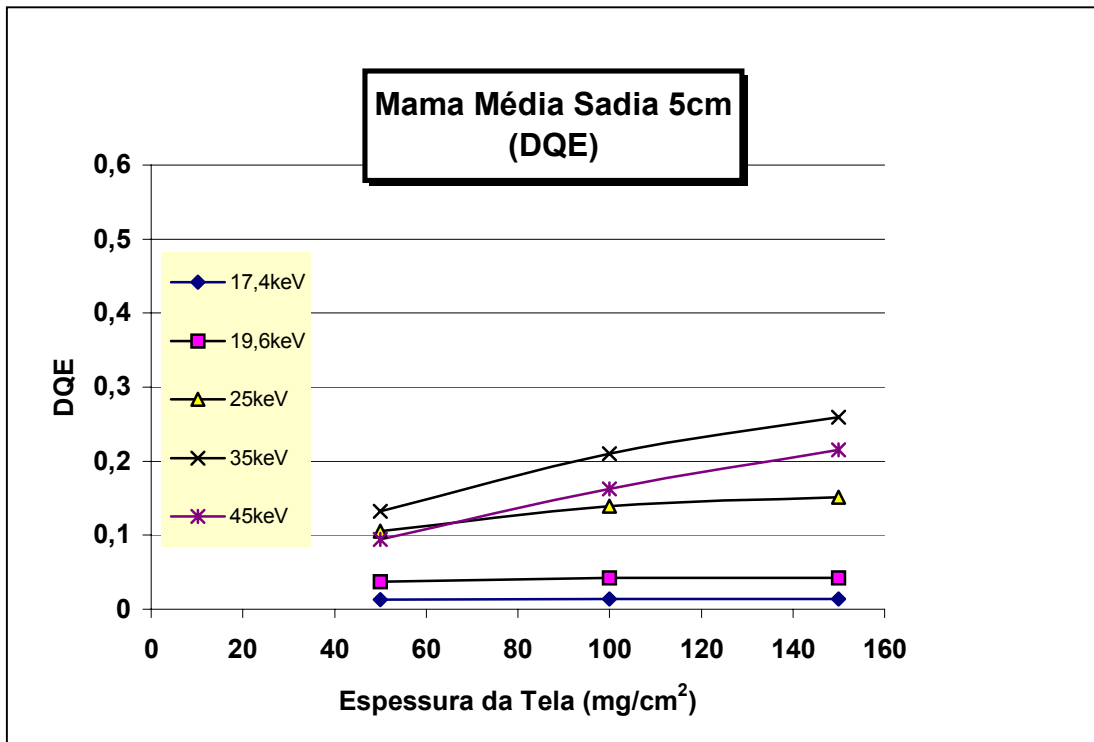


Figura 5.117 – Mama Média Sadia 5cm - DQE

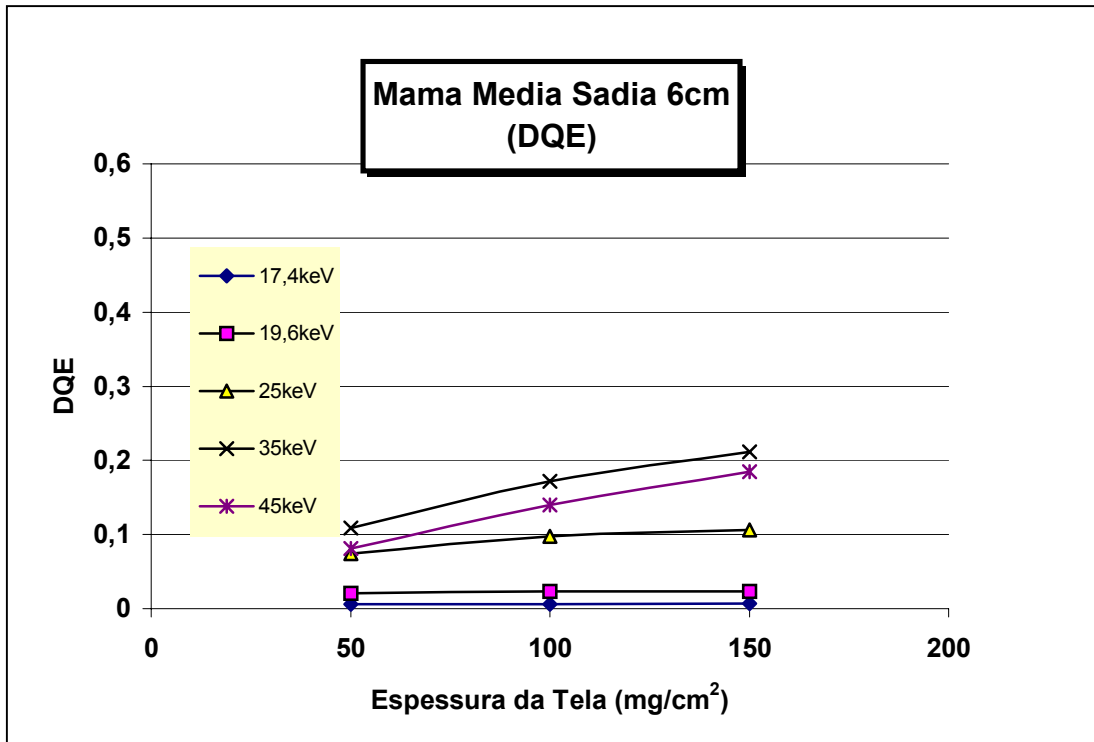


Figura 5.118 – Mama Média Sadia 6cm - DQE

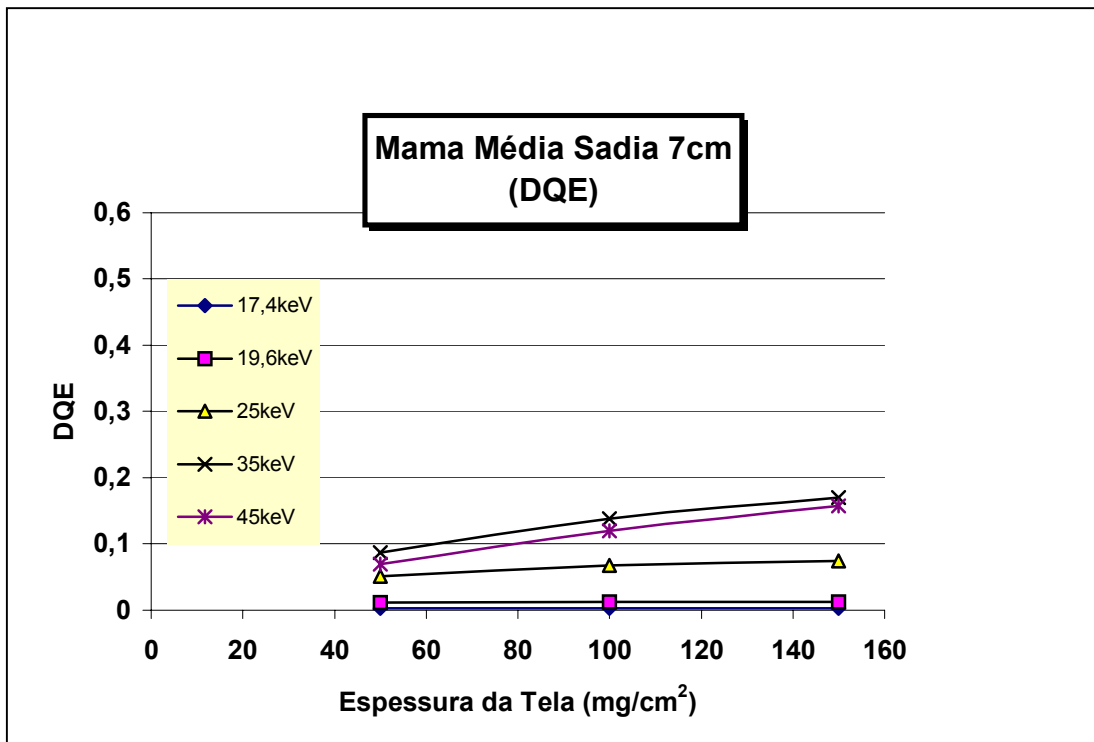


Figura 5.119 – Mama Média Sadia 7cm - DQE

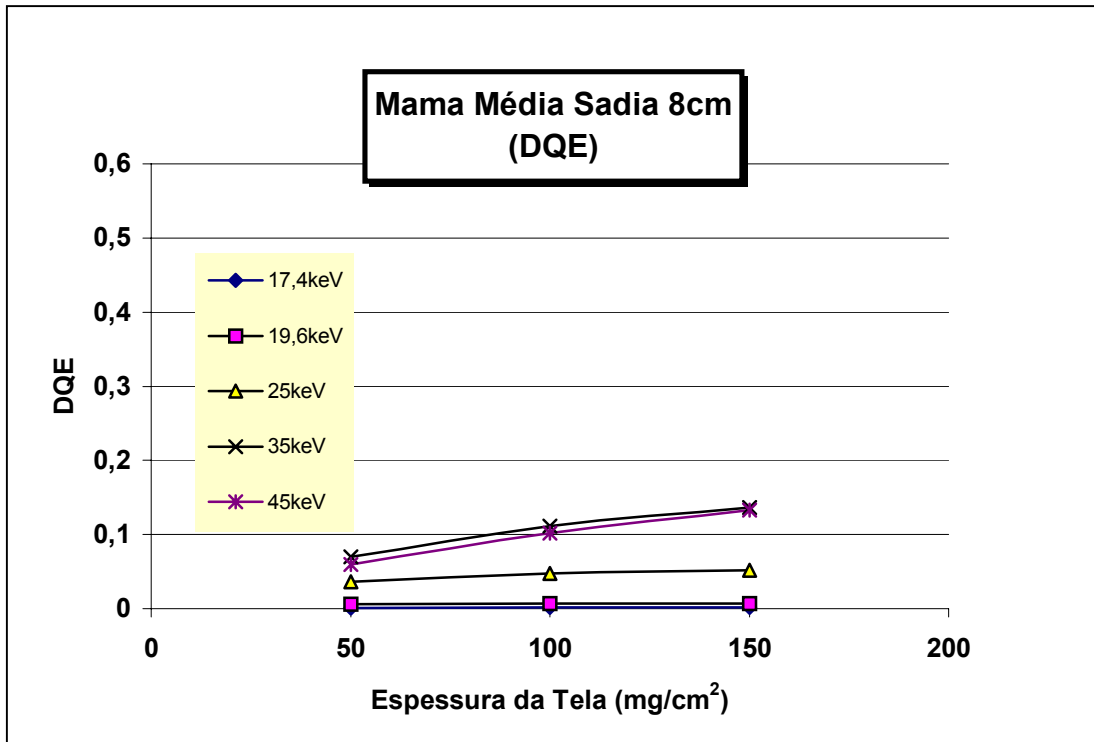


Figura 5.120 – Mama Média Sadia 8cm - DQE

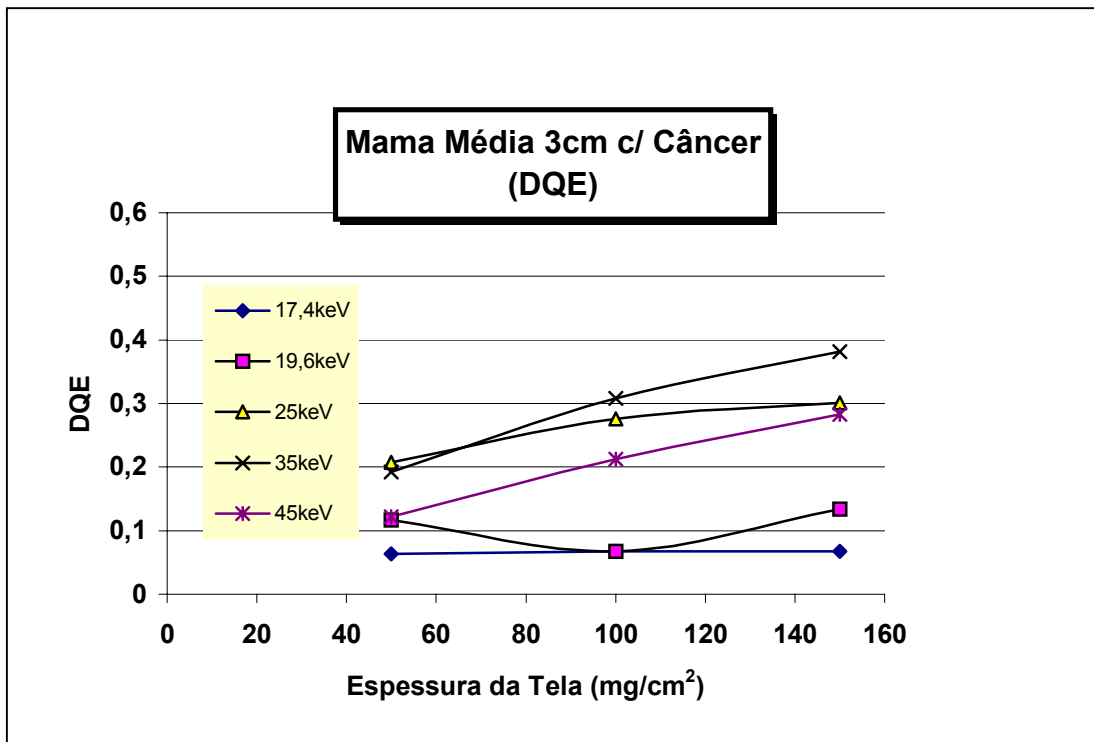


Figura 5.121 – Mama Média 3cm com Câncer - DQE



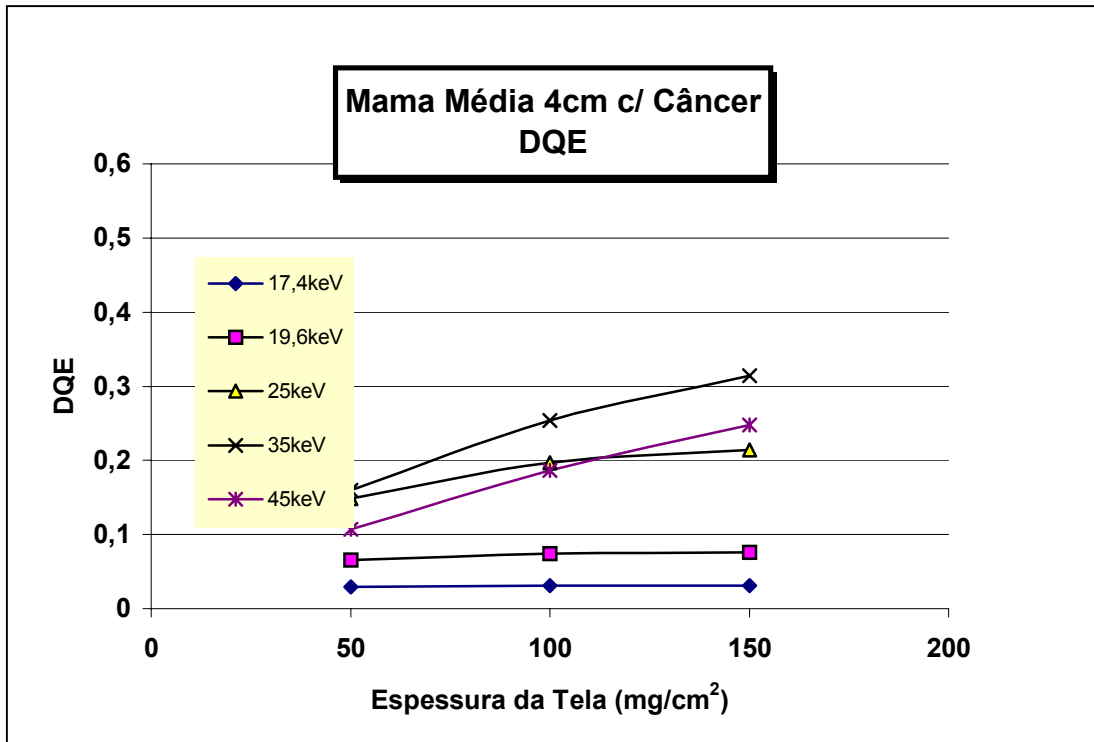


Figura 5.122 – Mama Média 4cm com Câncer - DQE

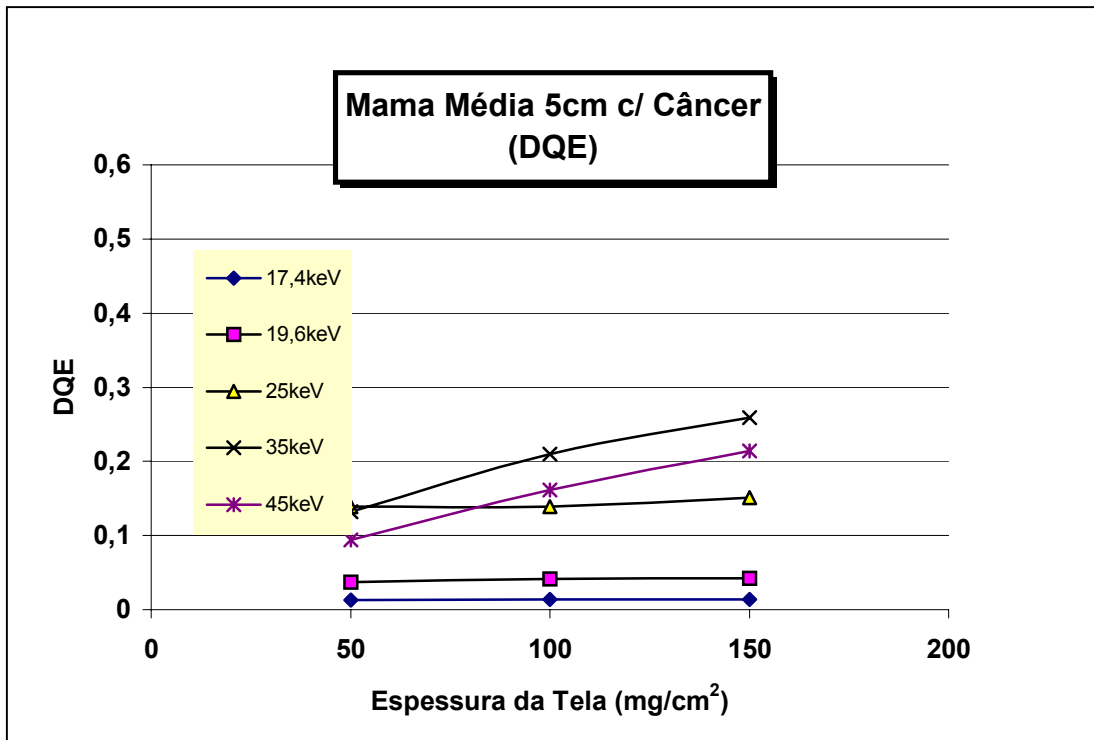


Figura 5.123 – Mama Média 5cm com Câncer - DQE

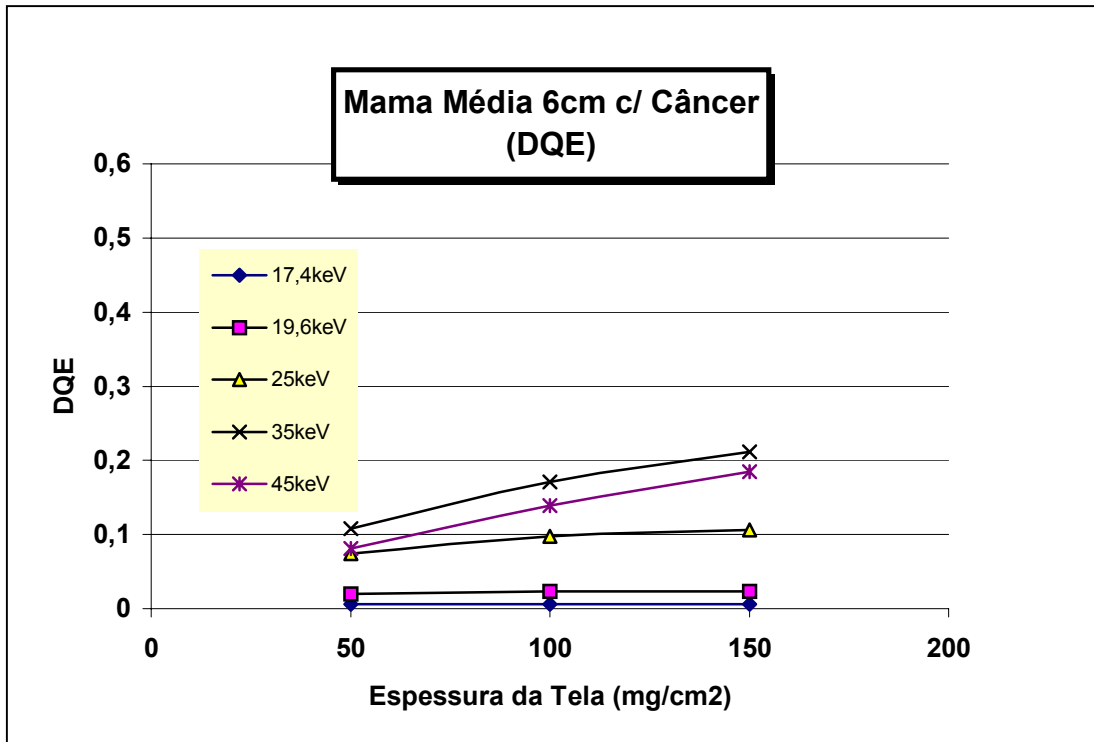


Figura 5.124 – Mama Média 6cm com Câncer - DQE

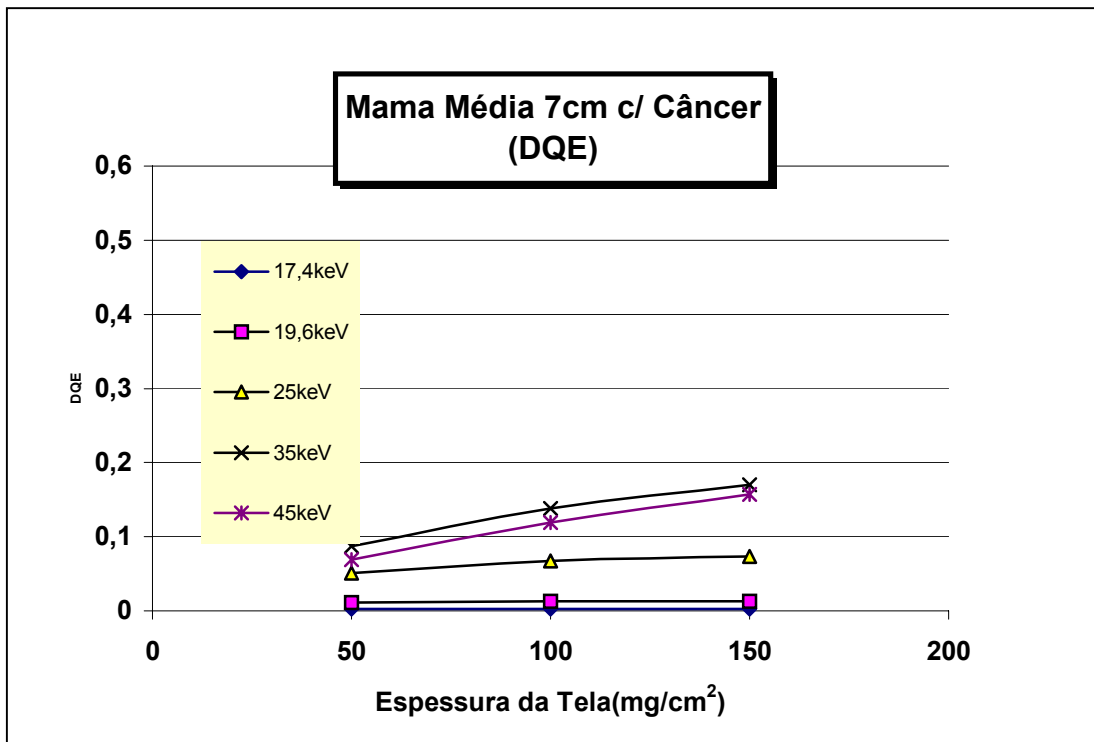


Figura 5.125 – Mama Média 7cm com Câncer - DQE

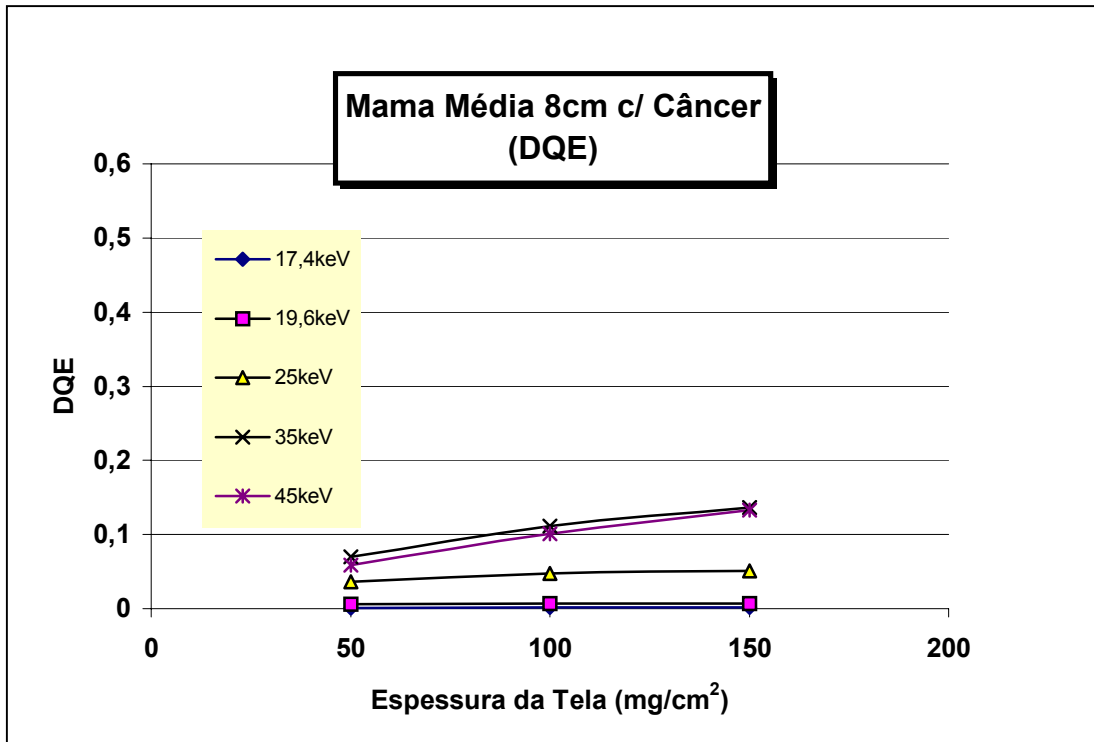


Figura 5.126 – Mama Média 8cm com Câncer - DQE

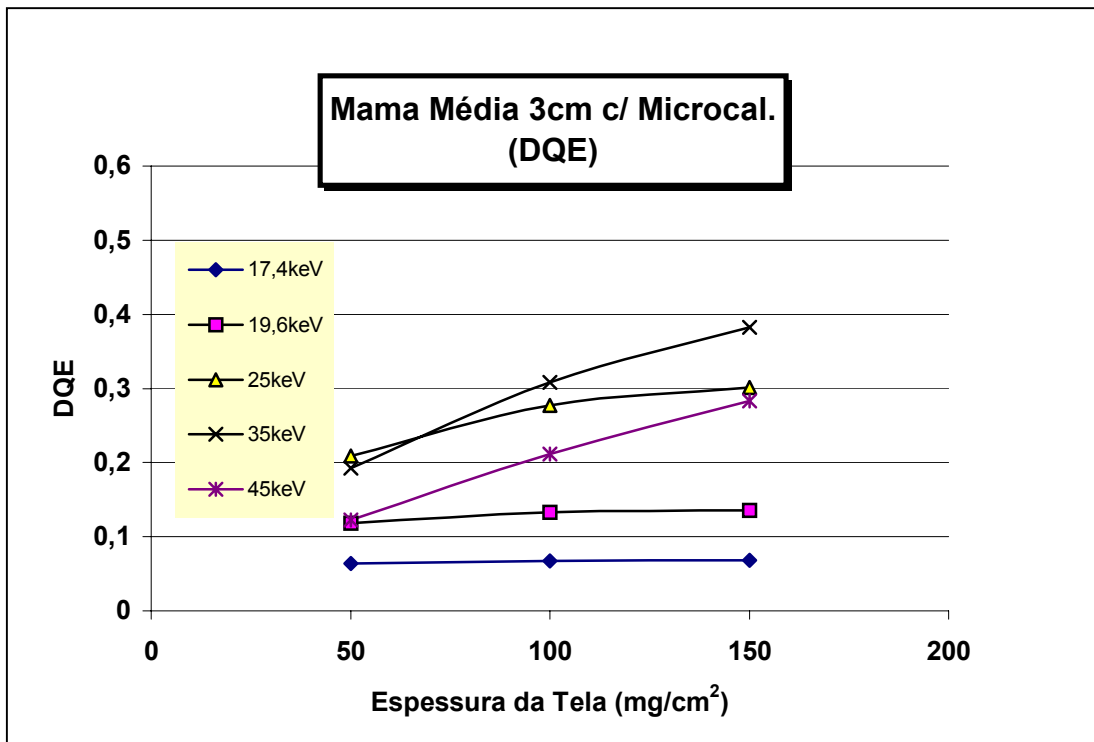


Figura 5.127- Mama Média 3cm com Microcalcificação - DQE

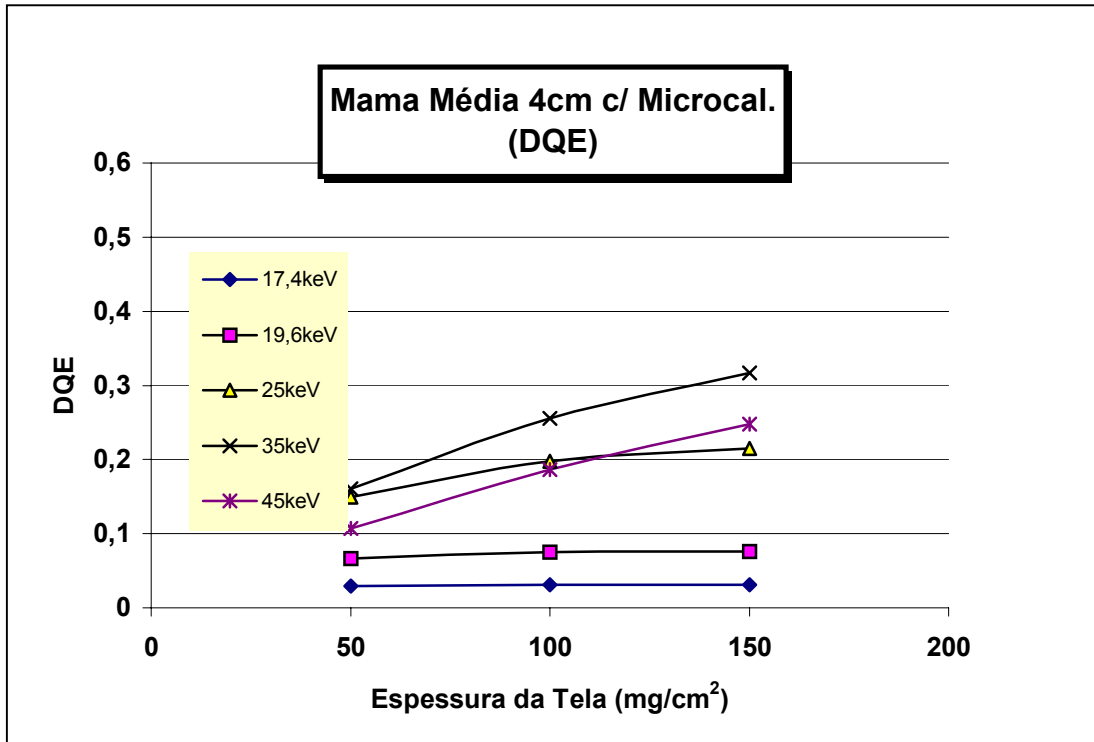


Figura 5.128- Mama Média 4cm com Microcalcificação - DQE

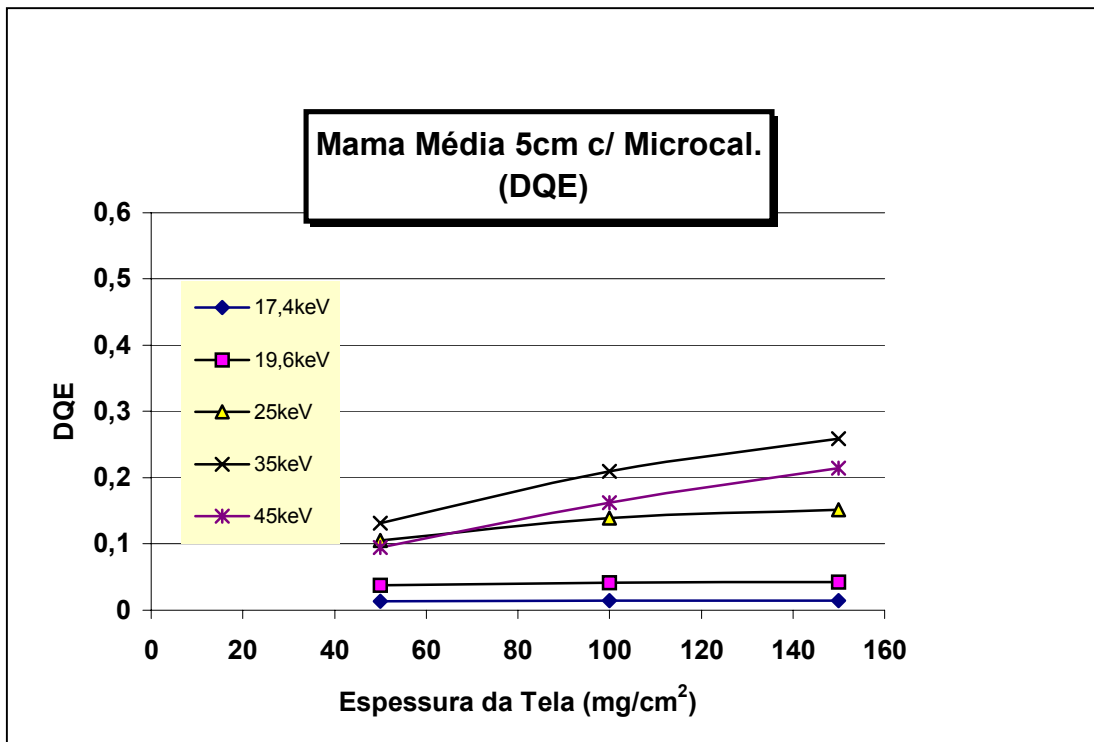


Figura 5.129- Mama Média 5cm com Microcalcificação - DQE

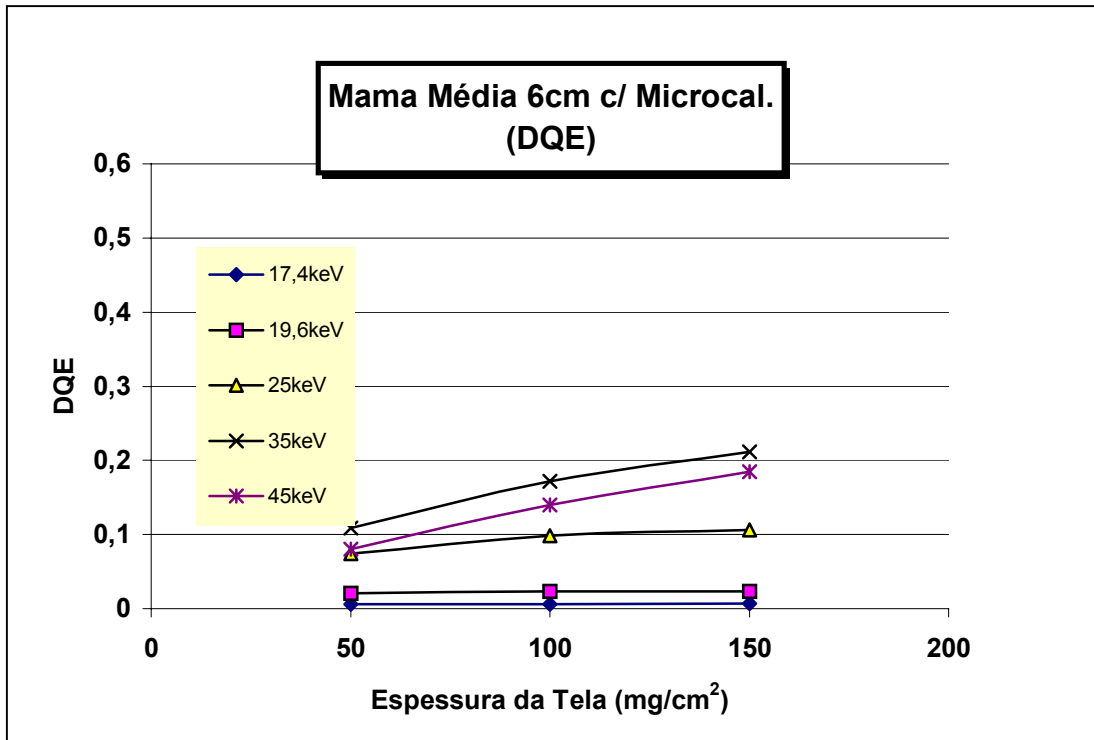


Figura 5.130- Mama Média 6cm com Microcalcificação - DQE

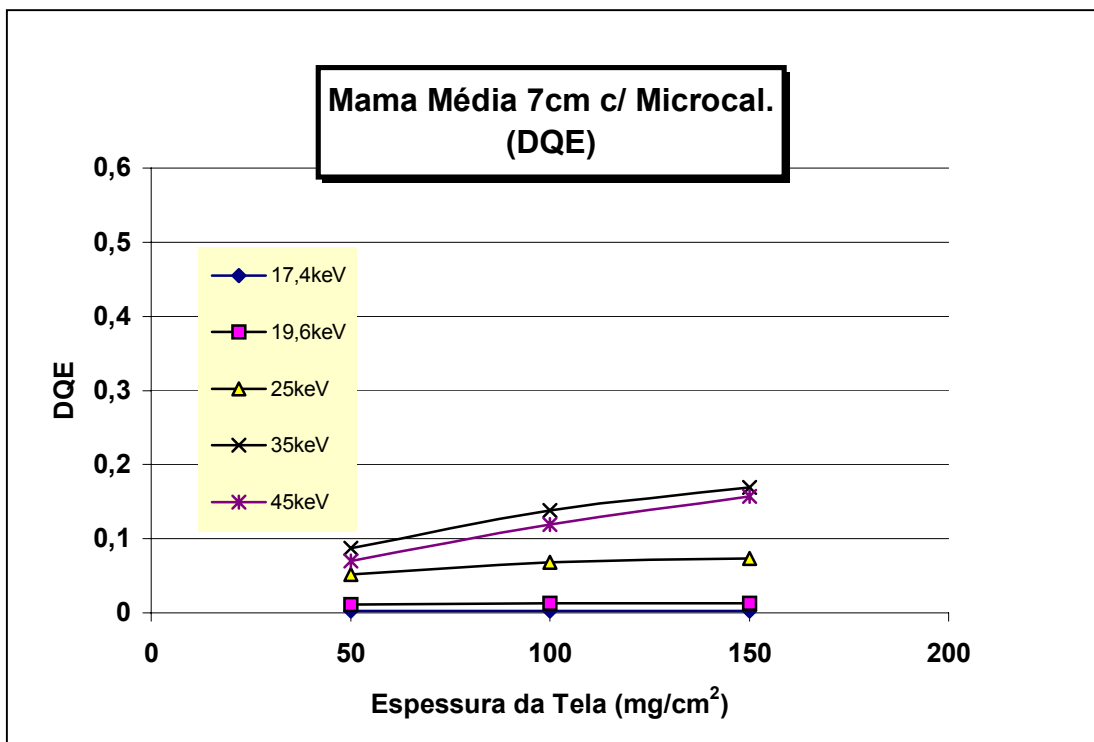


Figura 5.131- Mama Média 7cm com Microcalcificação - DQE

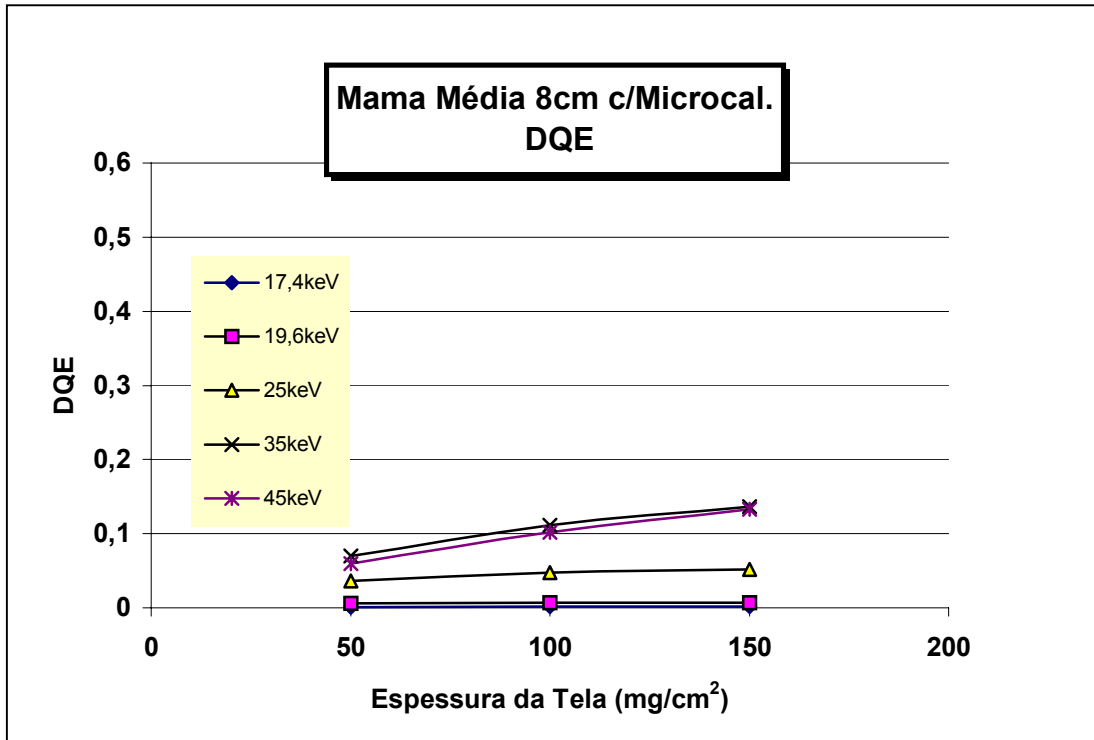


Figura 5.132- Mama Média 8cm com Microcalcificação - DQE

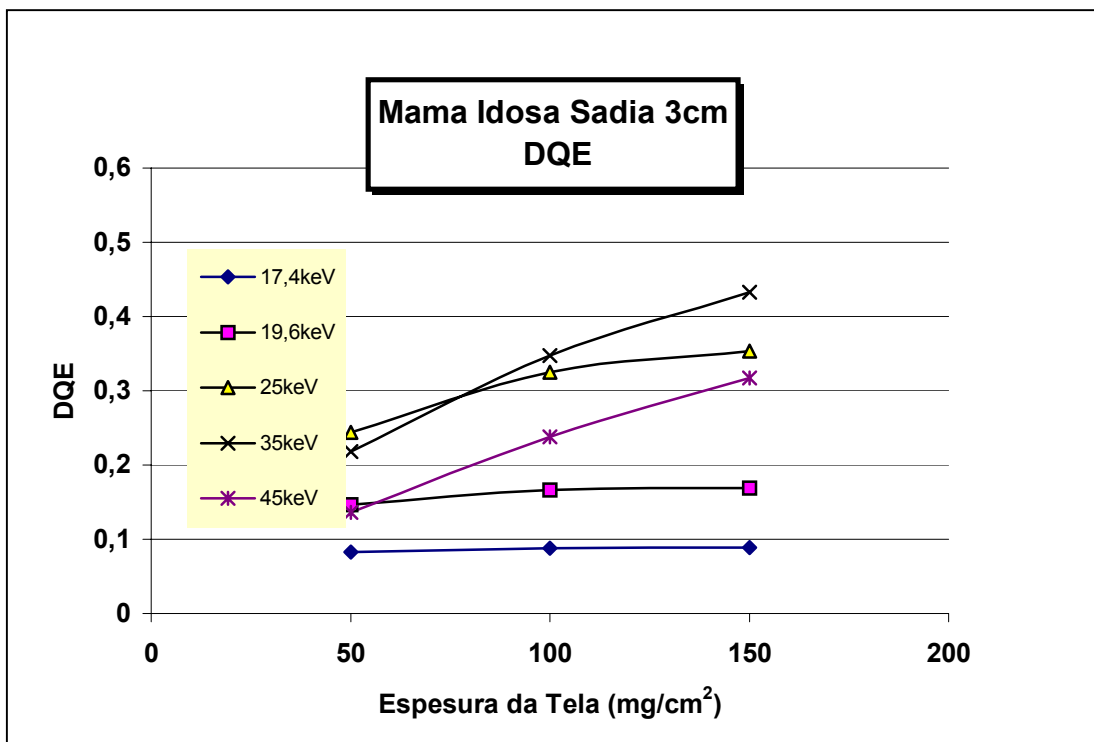


Figura 5.133- Mama Idosa Sadia 3cm - DQE

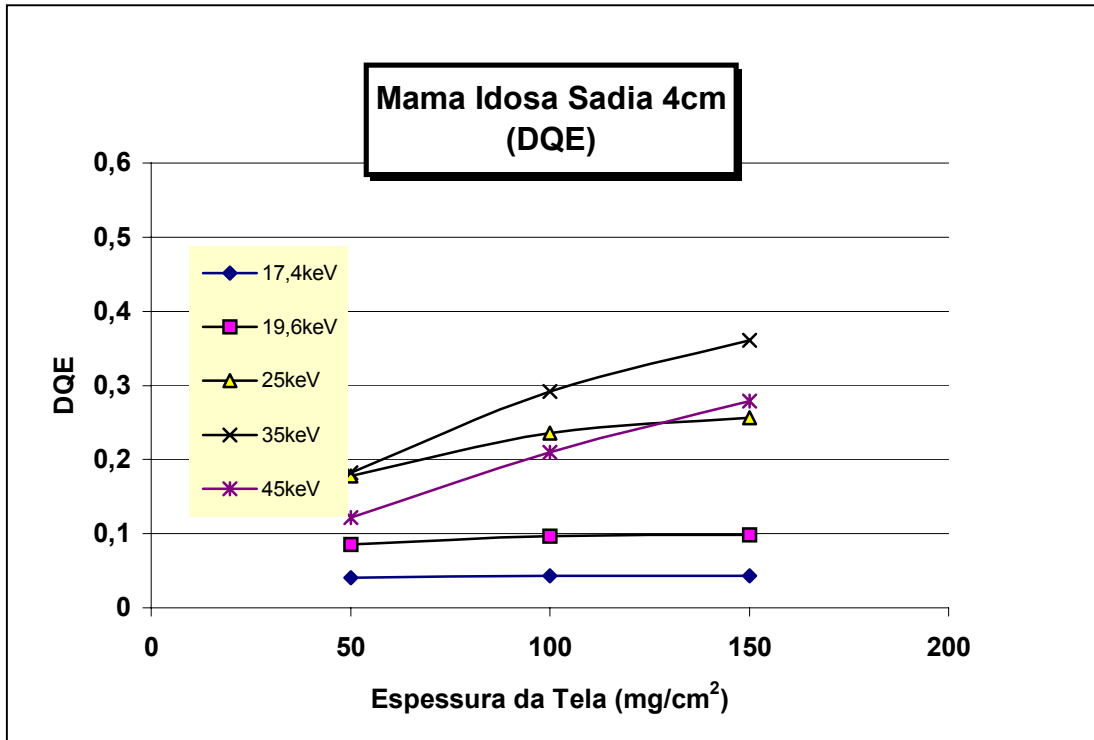


Figura 5.134- Mama Idosa Sadia 4cm - DQE

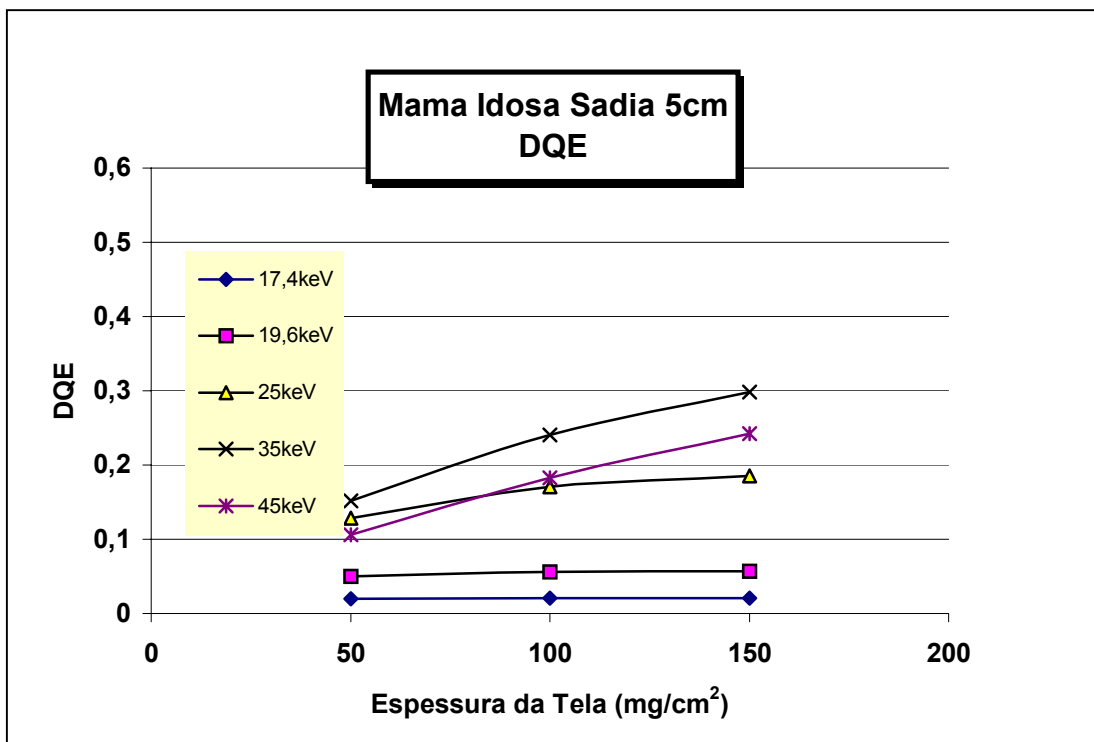


Figura 5.135- Mama Idosa Sadia 5cm - DQE

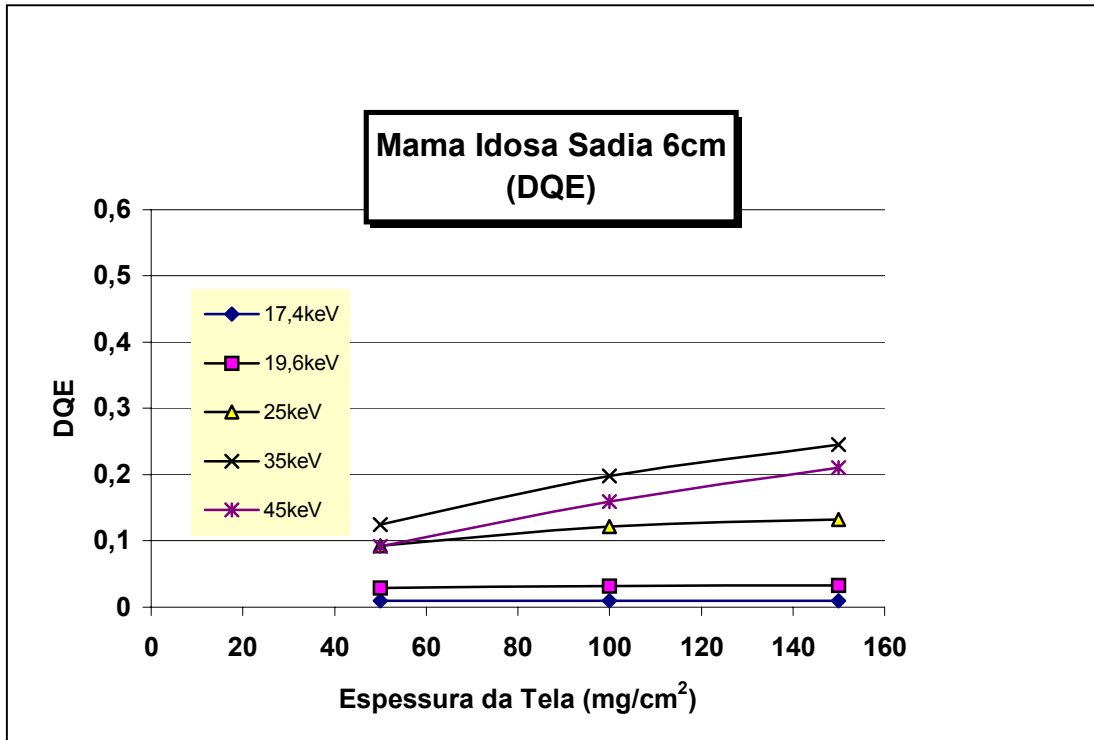


Figura 5.136- Mama Idosa Sadia 6cm - DQE

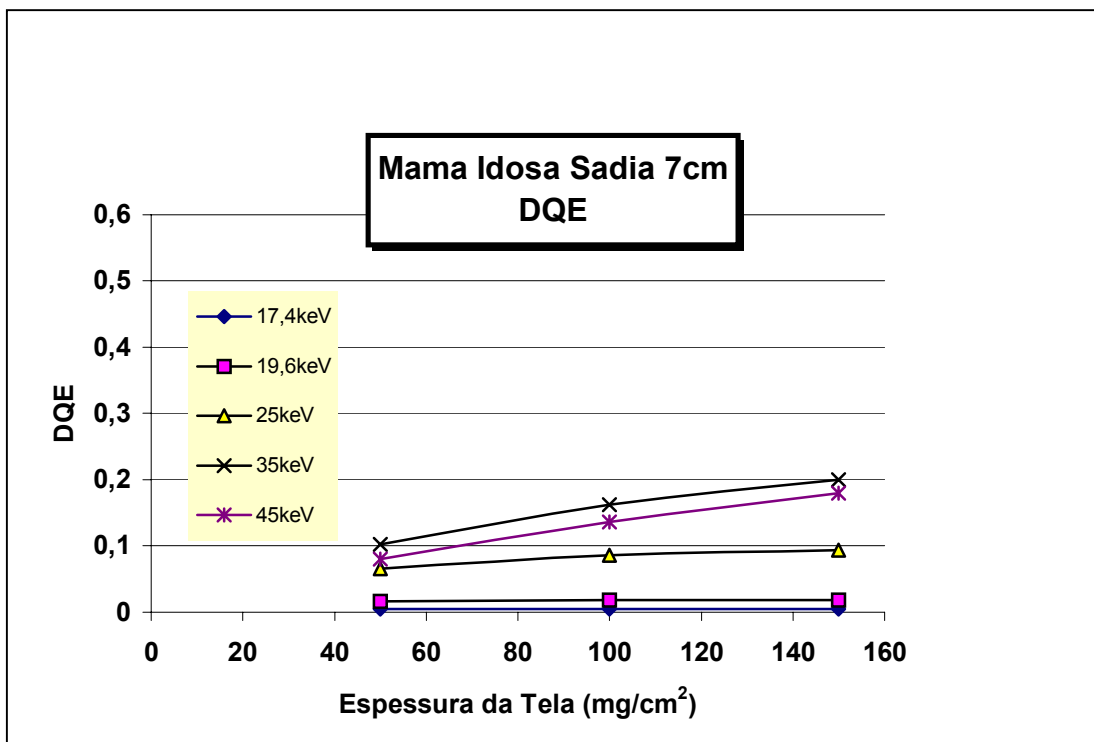


Figura 5.137- Mama Idosa Sadia 7cm - DQE



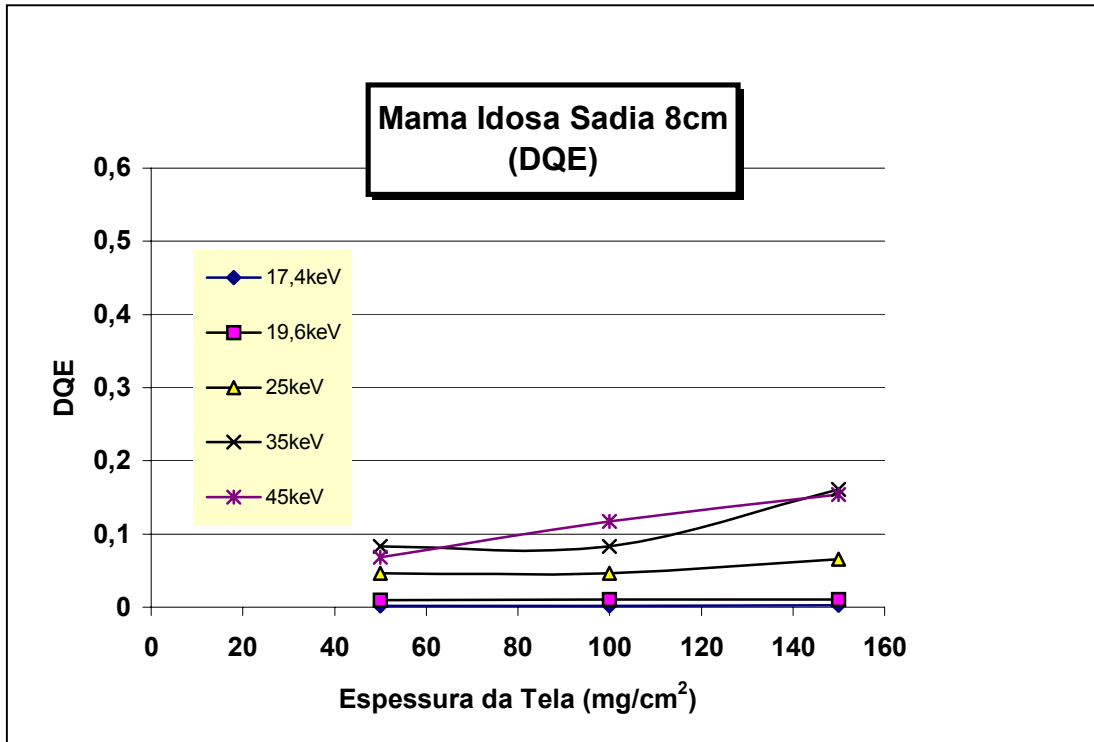


Figura 5.138- Mama Idosa Sadia 8cm - DQE

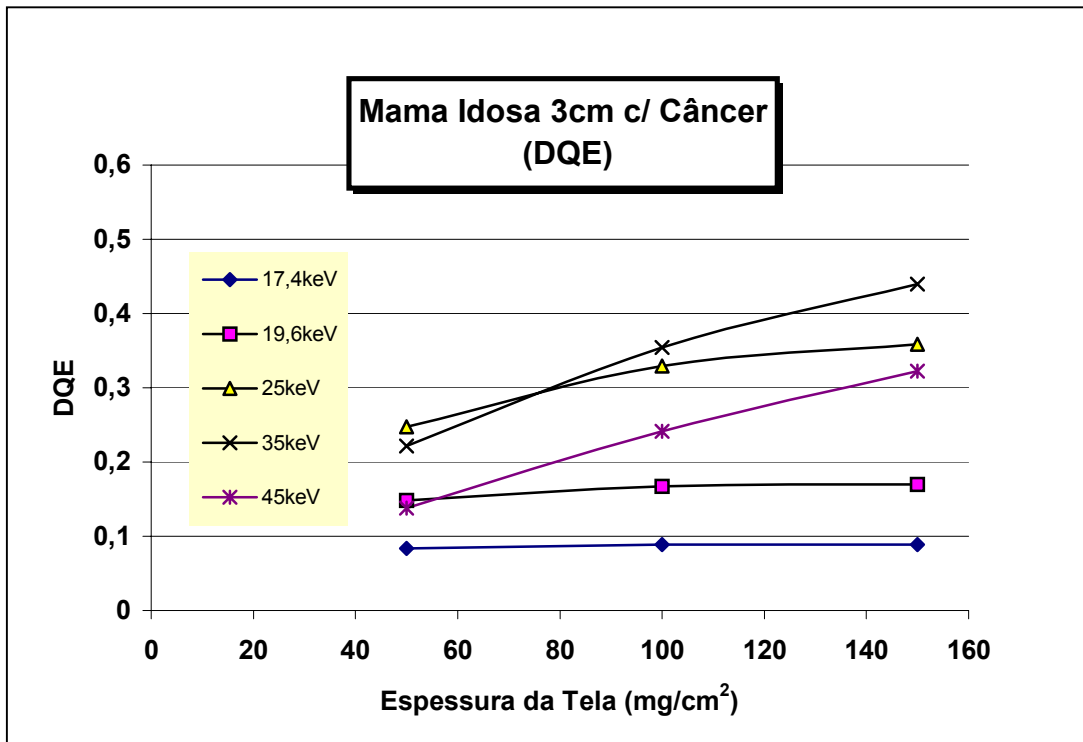


Figura 5.139- Mama Idosa 3cm com Câncer - DQE

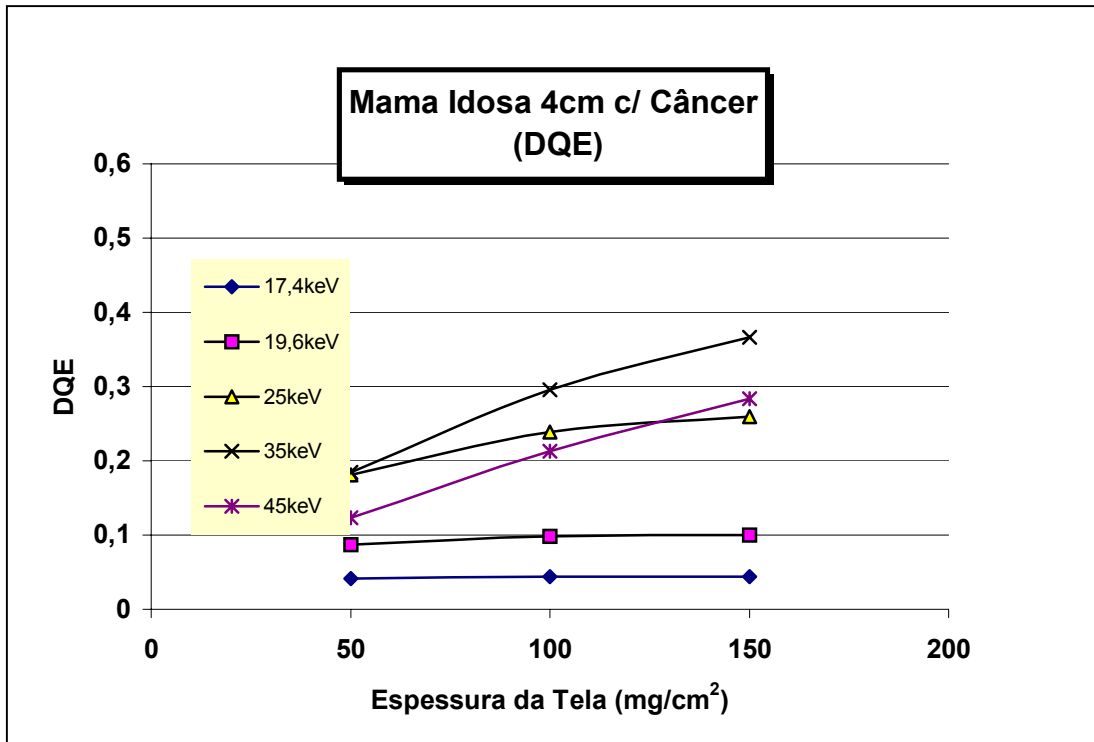


Figura 5.140- Mama Idosa 4cm com Câncer – DQE

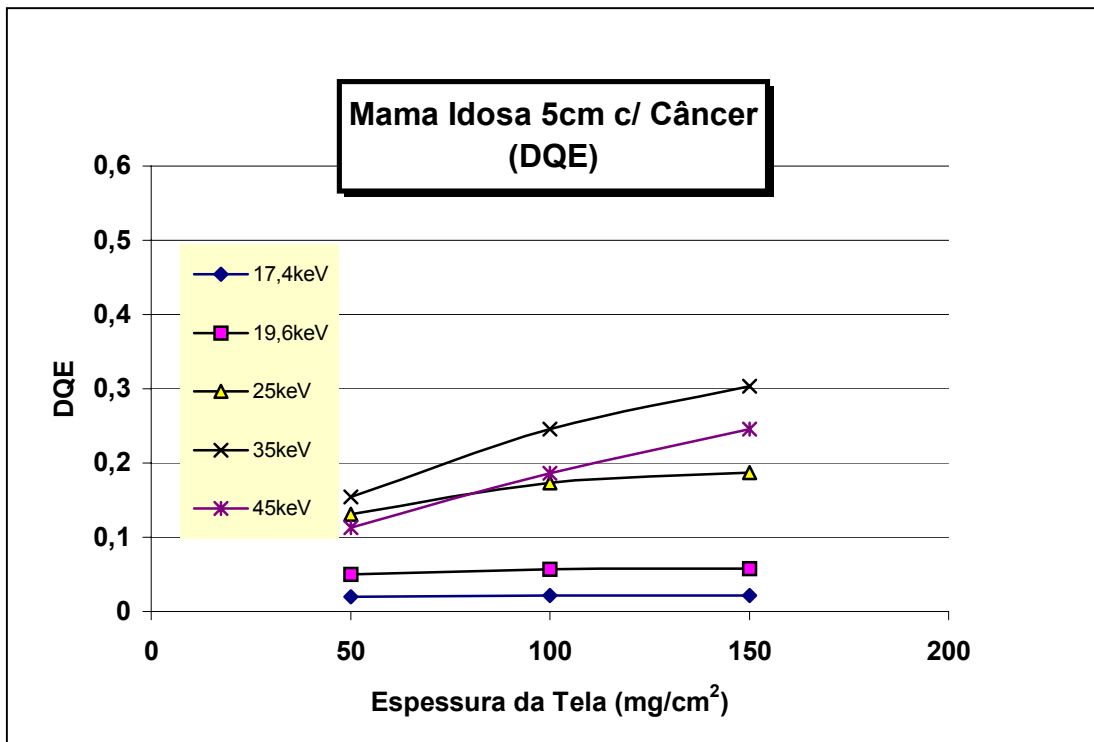


Figura 5.141- Mama Idosa 5cm com Câncer - DQE

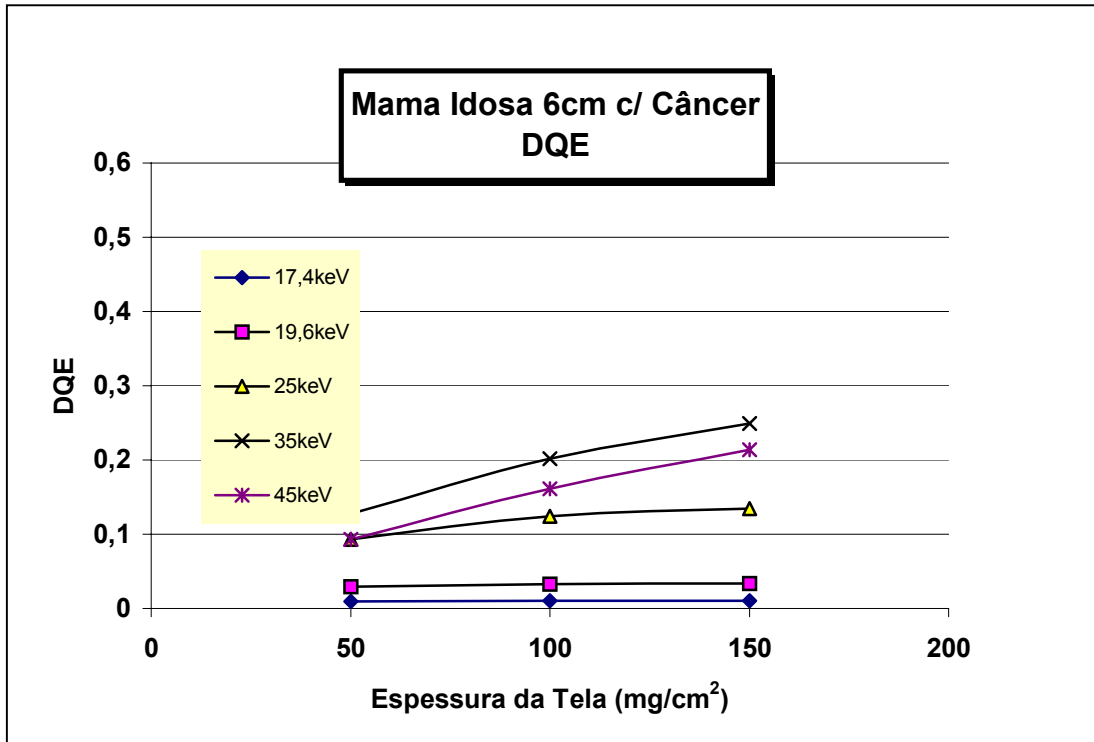


Figura 5.142- Mama Idosa 6cm com Câncer - DQE

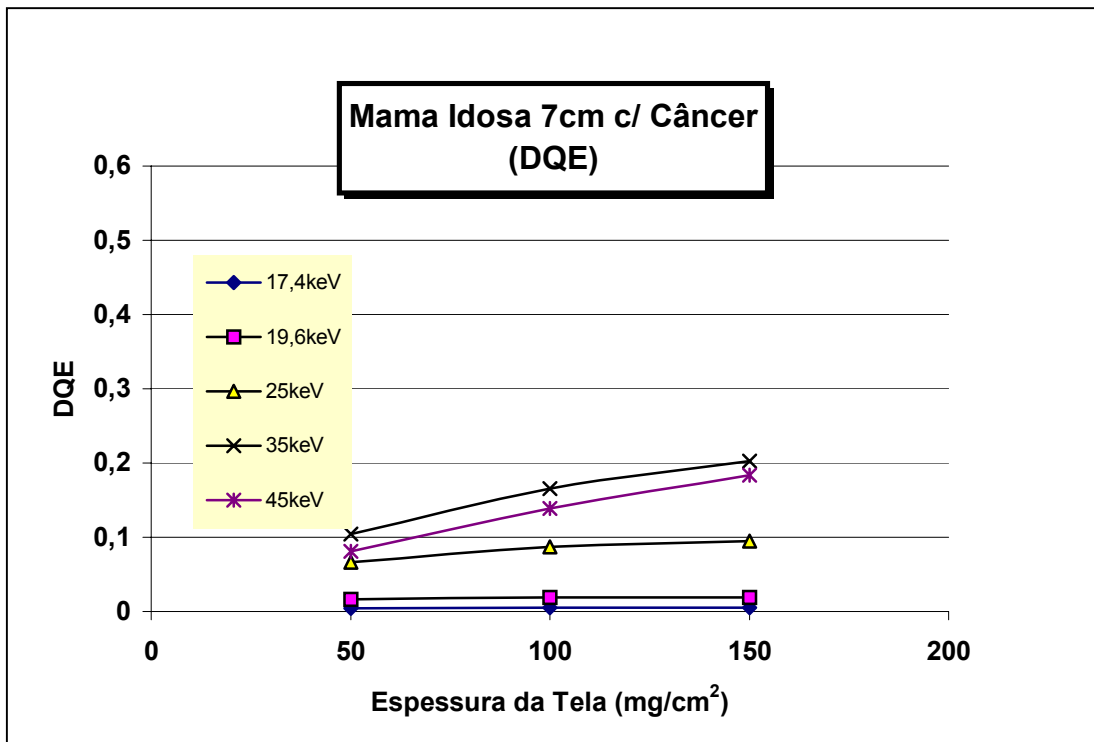


Figura 5.143- Mama Idosa 7cm com Câncer - DQE

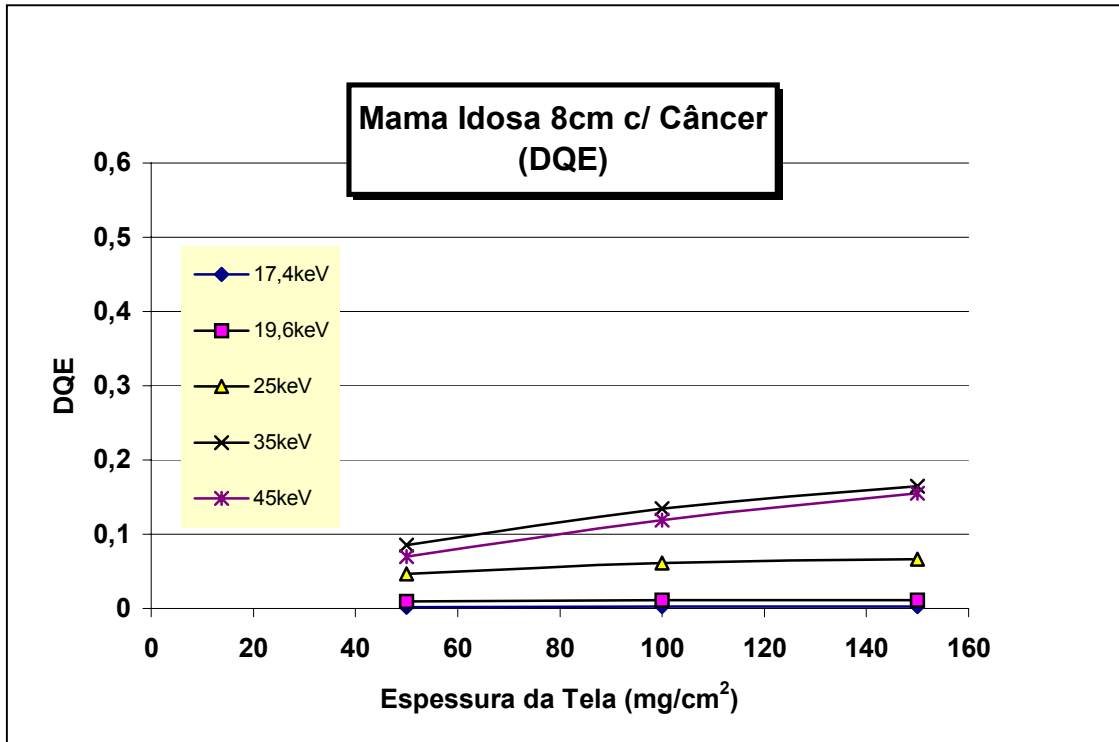


Figura 5.145- Mama Idosa 8cm com Câncer - DQE

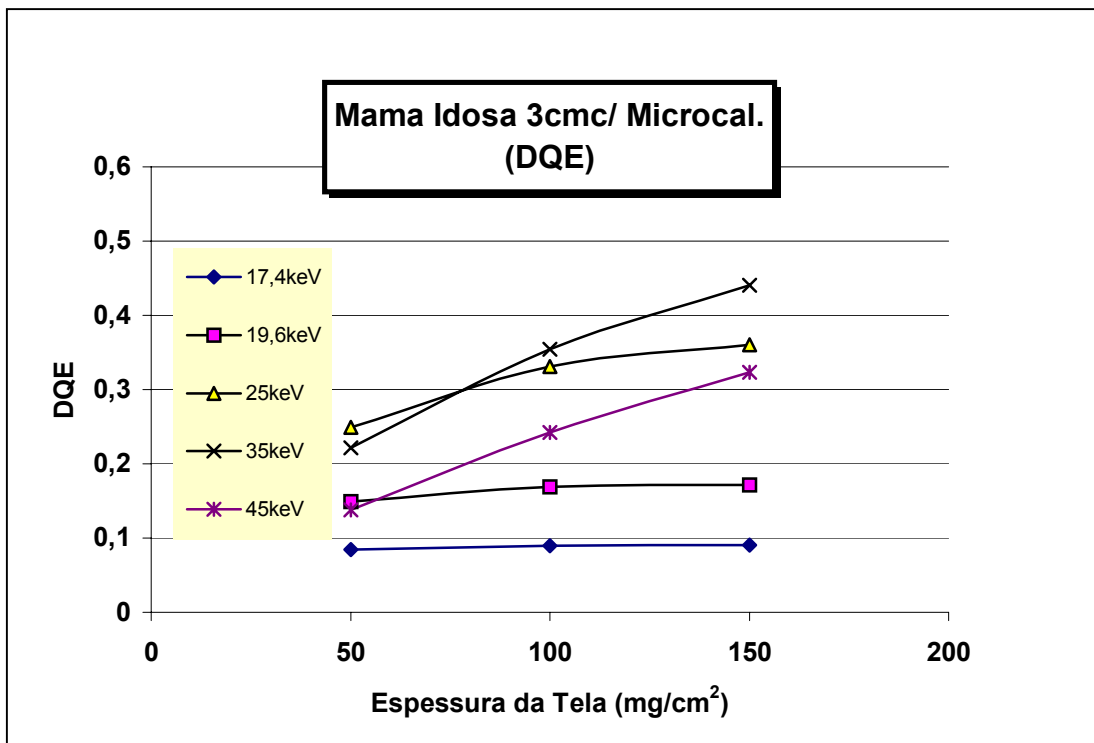


Figura 5.146- Mama Idosa 3cm com Microcalcificação - DQE

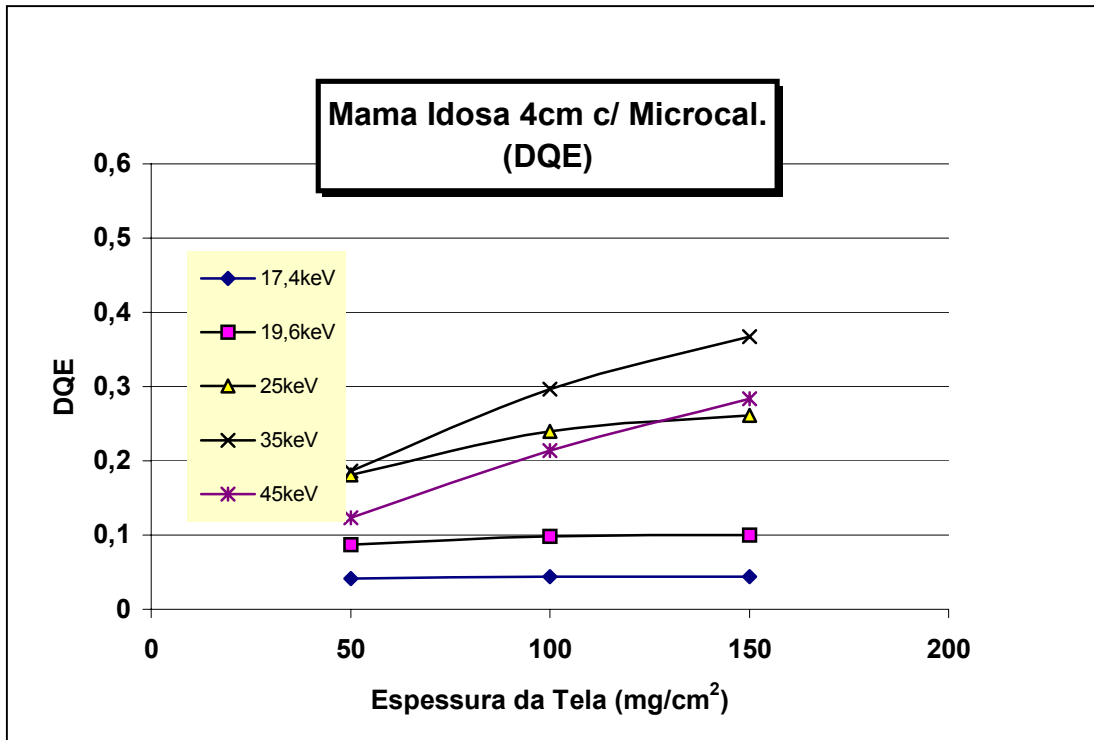


Figura 5.147- Mama Idosa 4cm com Microcalcificação - DQE

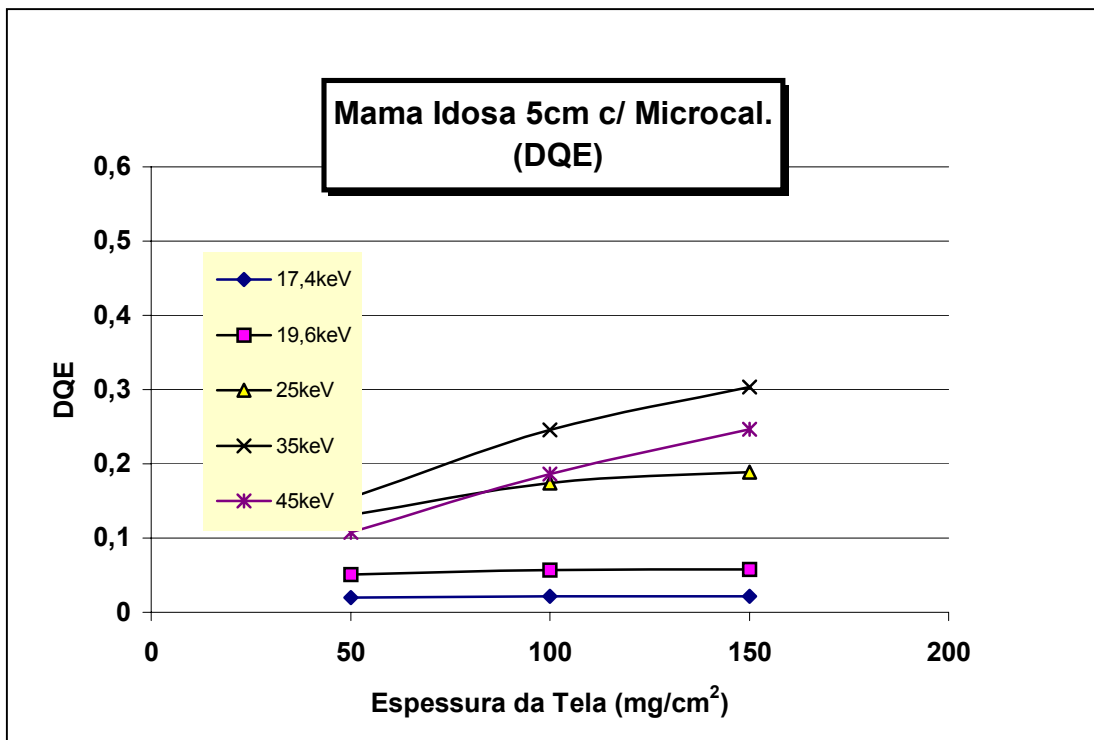


Figura 5.148- Mama Idosa 5cm com Microcalcificação - DQE

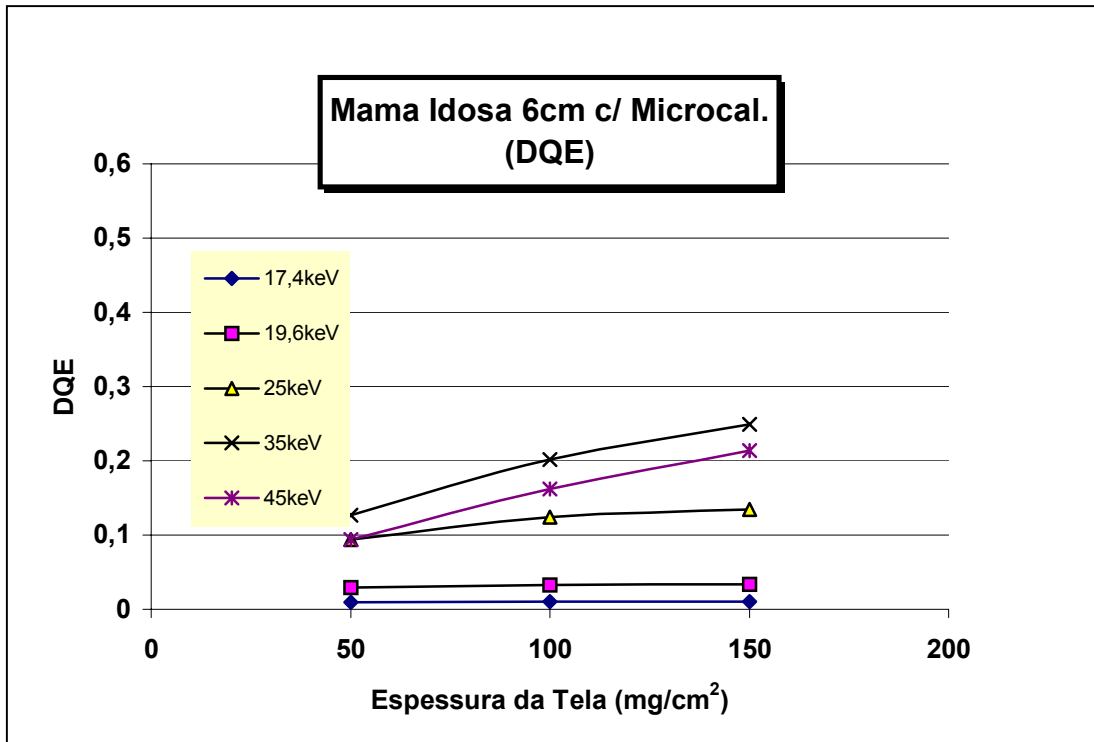


Figura 5.149- Mama Idosa 6cm com Microcalcificação - DQE

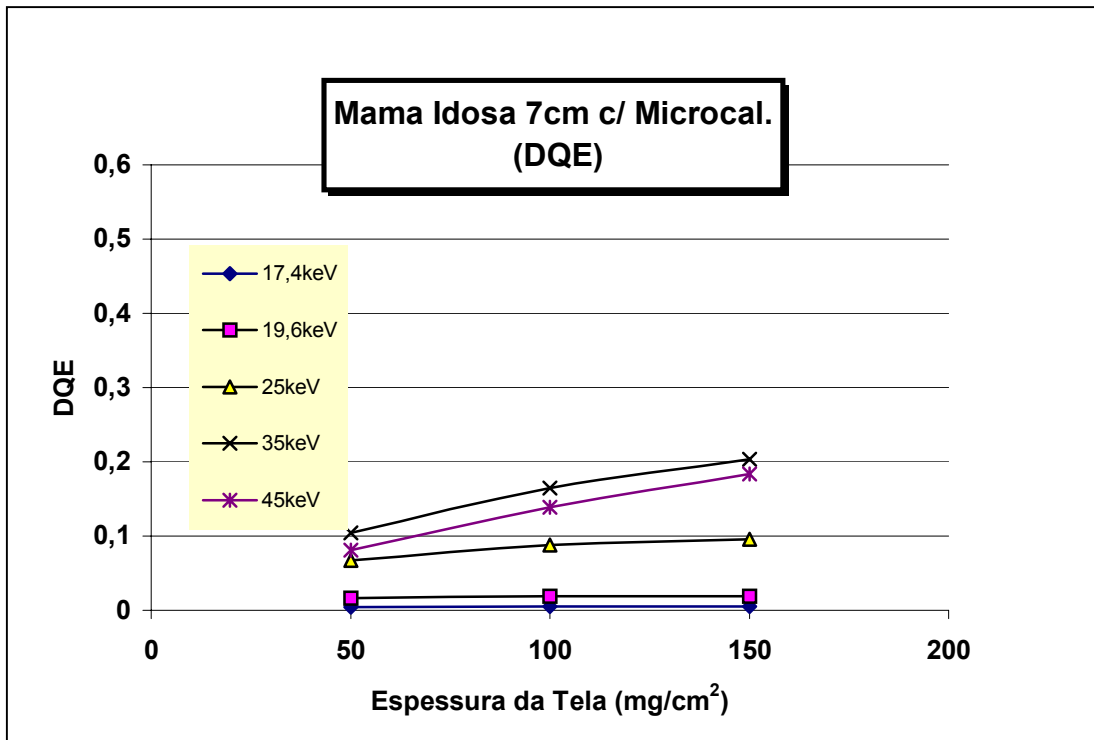


Figura 5.150- Mama Idosa 7cm com Microcalcificação - DQE

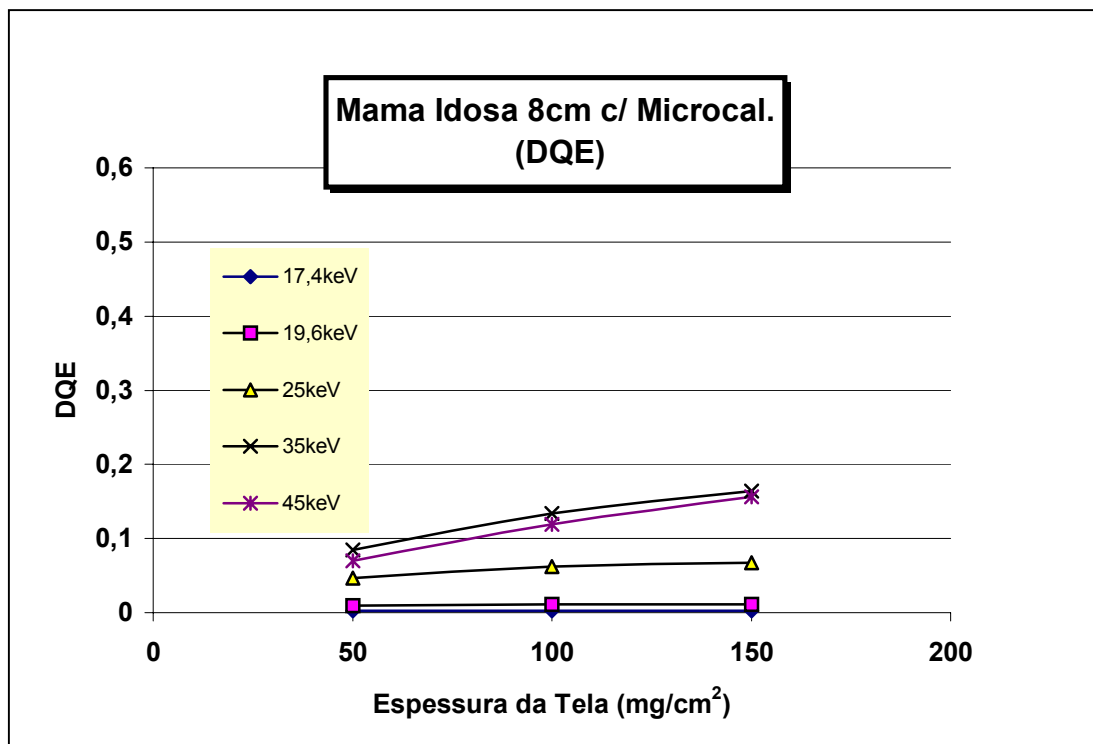


Figura 5.151- Mama Idosa 8cm com Microcalcificação - DQE

Como primeira análise das figuras 5.97 a 5.151, pode destacar que a melhor faixa de energia de energia para todas as espessuras de mamas e de telas é a faixa de 35kev. Para as espessuras de mamas de 3 e 4cm a faixa de energia de 25 kev também oferece um bom desempenho. As faixas de energia de 17,4 e 19,6keV não são indicadas para espessuras de mamas acima de 5cm. Se analisarmos em termo de dose a melhor faixa de energia é em torno de 25 a 35kev.

A espessura de tela de 150mg/cm<sup>2</sup> apresentou maior DQE para todas as faixas de energia.

Como resultado, observável, podemos ressaltar que o DQE aumenta com o aumento da energia e com o aumento da espessura da tela e que diminui com o aumento da espessura da mama. E os valores para o DQE pouco variaram nos casos das mamas sadias, com câncer e com microcalcificação.

Com relação às energias depositadas nas telas nos sistemas compostos por mamas sadias; os resultados de simulação mostram que para todos os tipos de telas os melhores resultados foram obtidos para mamas com espessuras entre 3, 4 e 5cm .

Estes resultados se repetiram para os casos das mamas com câncer e com microcalcificação. E também para os casos das mamas jovens e mamas idosas.

Quando comparamos as energias depositadas nas telas para os três tipos de fantomas, verificamos que os sistemas compostos de mamas idosas apresentam melhor desempenho em relação aos outros dois sistemas e que o sistema composto por mamas jovem apresentam o pior desempenho. Este fato explica porque o exame de mamografia é indicado para mulheres mais idosas , pois nesta fase as estruturas estranhas, das estruturas das mamas, podem ser melhores detectadas e identificadas.

E mamas jovens ou mais densas apresentam maior dificuldade para serem radiografadas mamograficamente.

Esta análise pode ser reforçada quando comparamos as energias depositadas no câncer e na microcalcificação para os sistemas de mamas jovem, médias e idosas, verificamos que as estruturas como câncer e microcalcificação devem apresentar melhores contrastes para as mamas idosas.

Como resultados das simulações para os valores da relação sinal/ruído verificamos, por análise das figuras 5.76 a 5.96, que para este parâmetro que à medida que as espessuras das mamas aumentam a relação sinal/ruído diminui. O inverso com relação às energias ou seja, à medida que as energias aumentam a relação sinal ruído aumenta.

Analisando as figuras 5.97 a 5.151, para os valores do DQE , para todos os fantomas de mamas utilizados na simulação podemos observar que o DQE aumenta com o aumento das espessuras das telas e com o aumento das energias porém diminuem com as espessuras



das mamas. Os melhores valores para o DQE foram obtidos para as mamas idosas e os piores valores foram encontrados para as mamas jovens.

### Verificação das Simulações

Para verificação das simulações foi escolhido um artigo no qual a fração de energia é calculada segundo a equação (4.7), para o cálculo da dose glandular o autor utilizou o Método de Monte Carlo os valores encontrados são comparados e mostrados nas figuras 5.152 e 5.153.

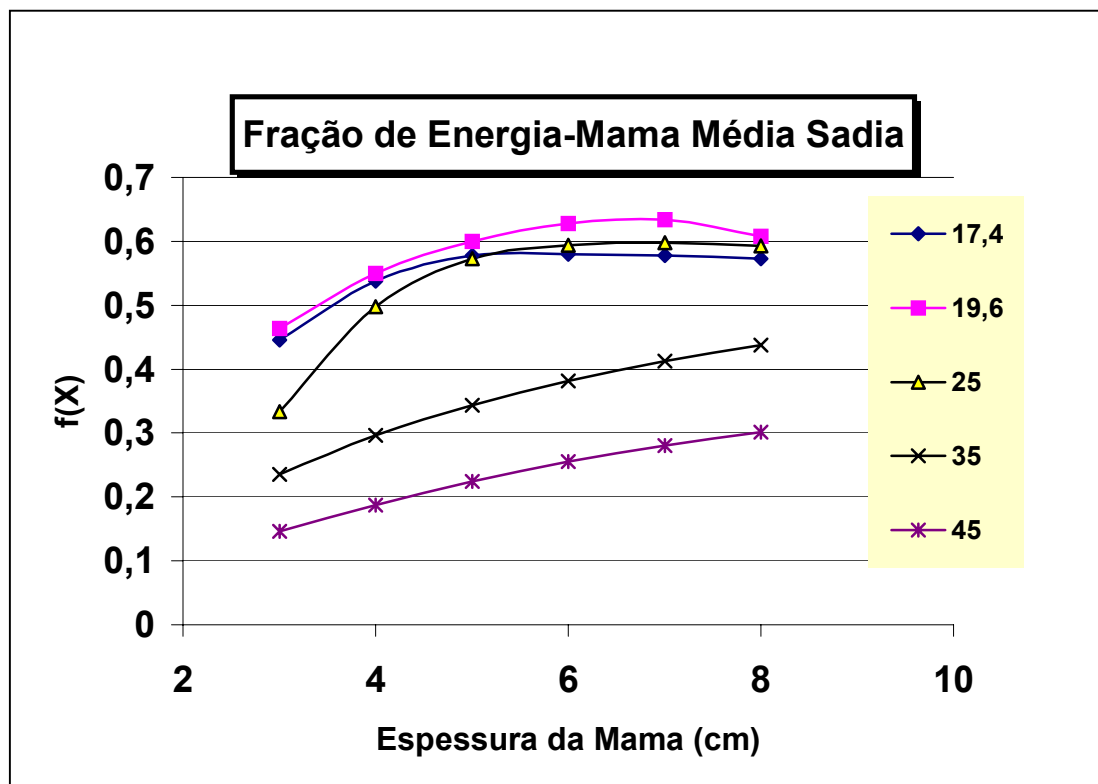


Figura 5.152 –Fração de Energia neste trabalho.

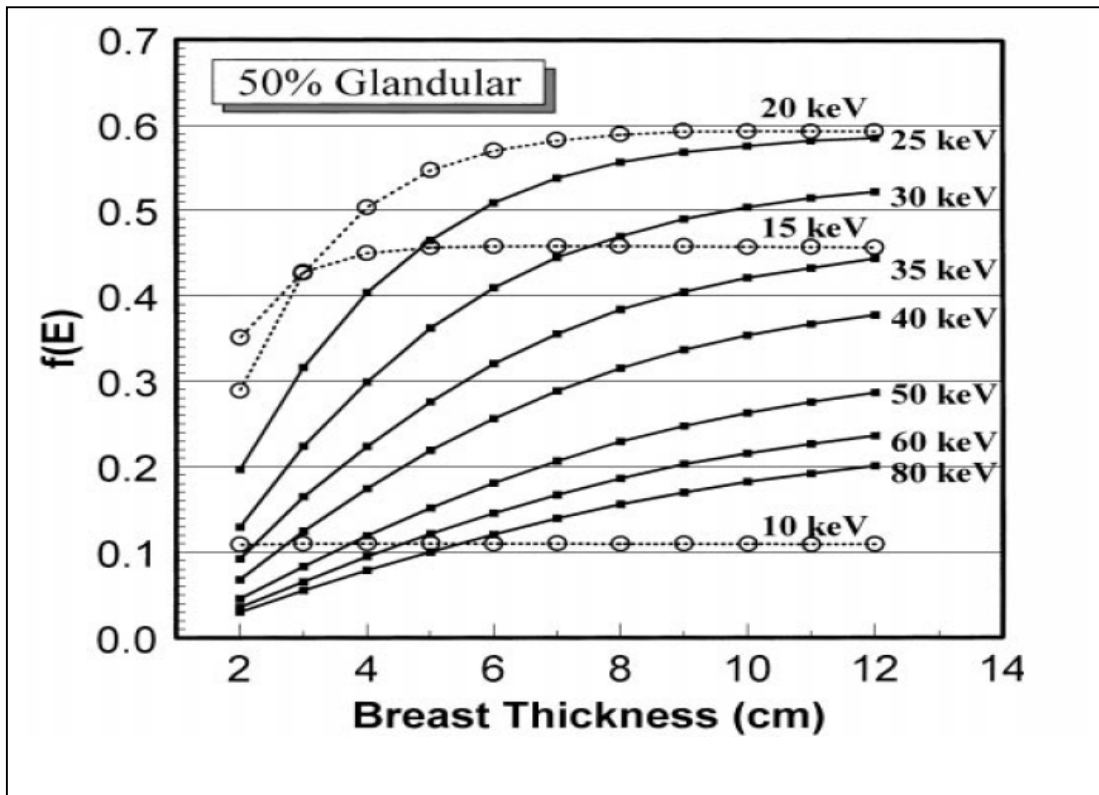


Figura 5.153 – Fração de energia segundo [BOONE, 1999].

Podemos comprovar pela análise das figuras 5.152 e 5.153 a verificação do método de simulação utilizadas neste trabalho.

Para o cálculo de fração de energia foram utilizados os valores de simulação das energias depositadas em uma mama média (50% glandular) sendo a tela utilizada a de  $100\text{mg}/\text{cm}^2$ .

## CAPÍTULO VI

### CONCLUSÕES

#### 6.1 Conclusões

Verificamos que o método de simulação por Monte Carlo constitui-se uma importante ferramenta para análise dos parâmetros físicos genéricos de qualidade de imagem. Particularmente, é possível verificar qual é a influência que determinado tipo de tela intensificadora exerce sobre a qualidade da imagem mamográfica.

A avaliação de qualidade de imagem neste trabalho foi baseada no cálculo da Relação Sinal/Ruído (SNR) e da Detecção Efetiva de Quanta (DQE). Com relação ao DQE, podemos ainda destacar que a literatura converge em apontar este parâmetro como sendo o melhor parâmetro físico de qualidade de imagem, sendo o “padrão ouro” para qualquer modalidade de imagem radiográfica em particular a mamografia.

Com relação aos resultados de simulação dos sistemas propostos neste trabalho podemos destacar que:

- ✓ Para o parâmetro Sinal/Ruído, podemos destacar que este é importante para caracterizar a detectabilidade do objeto, em outras palavras, à medida que o ruído diminui o contraste aumenta. Sabendo-se que o ruído é algo indesejável na obtenção de uma imagem com qualidade necessária podemos concluir que baixo ruído e alto contraste são requeridos para uma superior qualidade de imagem.
- ✓ Ainda com relação ao parâmetro Sinal/Ruído, para os sistemas compostos por diferentes composições de mamas e espessuras de tela propostos neste trabalho podemos destacar que as mamas médias sadias que possuem menor espessura são as que apresentam maior relação sinal ruído, o que é indicativo de um melhor contraste e resolução.

- ✓ Para a tela com espessura elevada, um aumento da relação sinal/ruído só é observado com o aumento da energia incidente dos fótons, principalmente quando comparadas com para as telas de  $100\text{mg}/\text{cm}^2$  e de  $150\text{mg}/\text{cm}^2$ . Isto é indicativo que um aumento de espessura de tela não é garantia de uma qualidade necessária.
- ✓ Quando comparamos os valores da relação sinal/ruído dos sistemas com mamas sadias com os sistemas com câncer e com microcalcificação, podemos observar que, quase não existe diferenças entre eles. Isto é explicado pelo fato dos tecidos cancerosos e microcalcificações possuírem densidades bem próximas gerando uma maior dificuldade em destacar estas estruturas em exames mamográficos.
- ✓ Para uma determinada qualidade de imagem, os sistemas que apresentaram um melhor desempenho, para a relação sinal/ruído, foram àqueles compostos com telas de espessuras de  $150\text{mg}/\text{cm}^2$ .
- ✓ Os melhores valores para a relação sinal/ruído foram obtidos para a faixa de energia entre 25 e 35keV. Isto está de acordo com a teoria, pois esta faixa de energia é utilizada na maioria dos exames de mamografia.

Quando comparamos os valores obtidos para a relação sinal ruído dos sistemas compostos de mamas médias, mamas jovens e mamas idosas, verificamos que:

- ✓ Os sistemas compostos de mamas idosas apresentaram maior relação sinal ruído que os sistemas de mamas médias e esta diferença aumenta quando comparamos com os sistemas compostos de mamas jovens. Estes resultados estão de acordo com a literatura, pois melhores imagens são obtidas para pacientes acima de 45 anos, pois as suas mamas são menos densas facilitando a identificação de estruturas tais como microcalcificações e câncer.
- ✓ Foi observado que a relação sinal ruído aumenta com a energia incidente dos fótons e diminui com o aumento das espessuras das mamas para todos os sistemas estudados. O aumento deste parâmetro também é observado quando ocorre o aumento da espessura das telas para os sistemas simulados.
- ✓ O parâmetro físico DQE é apontado pela literatura como o principal parâmetro genérico para descrever a qualidade de imagem de um sistema de aquisição pois

expressa a eficiência do sistema em detectar a radiação permitindo a otimização do sistema com o objetivo de reduzir a dose.

Como resultados relevantes para análise deste parâmetro podemos destacar:

- ✓ Para as energias de 17,4 keV, 19,6keV e 25 keV o DQE é constante para todos os sistemas estudados ou seja, um aumento na espessura das telas não se reverte em melhora na qualidade da imagem, significando apenas um aumento de custo para se obter uma mesma qualidade necessária.
- ✓ Para as mamas menos espessas são observados os melhores valores para o DQE, em todos os sistemas estudados.
- ✓ Para as mamas com espessuras entre 3 e 4cm os melhores valores para o DQE foram obtidos com energias de 25 e 35keV.
- ✓ Ainda com relação as mamas de 3 e 4cm podemos observar que o mesmos valores são obtidos para o DQE em sistemas com tela de 50mg/cm<sup>2</sup> para as energias de 19,6keV e 45keV. Para uma redução de dose em mamas com espessuras de 3cm e 4cm o indicado é uma energia em torno de 19,6keV, significando também uma melhora no contraste, pois para energias mais baixas as estruturas menores são melhores identificadas, conforme se observa nas figuras 5.55 a 5.73.
- ✓ Para as mamas de 5cm e 6cm em um sistema com tela de 50mg/cm<sup>2</sup> os valores para o DQE com energias de 25keV são melhores que os valores do DQE para energias de 45keV . Isto significa uma redução de dose para uma mesma qualidade necessária. Na faixa de energia de 25keV, as estruturas como microcalcificações e câncer ofereceram o melhor contraste para estas espessuras de mamas.
- ✓ Para os sistemas com telas de 100mg/cm<sup>2</sup> e 150mg/cm<sup>2</sup> os melhores valores para o DQE foram sempre para a energia de 35keV, para todas as espessuras de mamas. Isto está de acordo com a literatura que aponta a faixa de 25keV a 35keV como a utilizada na maioria dos exames mamográficos.
- ✓ Os melhores valores para o DQE foram obtidos para as mamas menos densas em especial as idosas, fato que aponta este tipo de exame mais eficiente em mulheres acima dos 40 anos.

- ✓ As mamas jovens apresentaram os piores valores para o DQE, isto confirma a preocupação das pesquisas em relação às mamas mais densas , pois estas mamas não facilitam o exame.
- ✓ Os resultados obtidos com as simulações estão de pleno acordo com a teoria.

A eficiência dos parâmetros estudados neste trabalho pode ser comparada em termos de fidelidade em reproduzir uma imagem com certa qualidade necessária ao mesmo tempo em que pode reduzir a dose para esta qualidade:

1) Primeiro parâmetro (Energia depositada na tela):

- ✓ A energia depositada na tela é função direta da espessura da tela e função inversa da espessura das mamas e da composição das mesmas.
- ✓ Este parâmetro leva a uma escolha para as telas mais espessas, numa concepção nítida que quanto maior a energia depositada na tela maior será a sua eficiência de conversão e tanto melhor poderia ser a imagem latente formada por elas.

2) Segundo parâmetro (Fator de intensificação):

- ✓ Este fator expressa as velocidades dos sistemas em função das espessuras das telas, e indica que para telas mais espessas um aumento de velocidade é observado. Isto assegura uma redução de dose , mas não informa de forma direta qual a velocidade é indicada para uma melhora na qualidade da imagem desejada.

3) Terceiro parâmetro (Relação Sinal/Ruído):

- ✓ Este parâmetro foi importante para a análise da qualidade necessária, nos sistemas estudados. Oferece uma possibilidade de análise em função do contraste, o que é importante para se assegurar uma boa qualidade, principalmente em mamografia, onde se apresentam estruturas pequenas e com densidades muito próximas.

#### 4) Parâmetro (Equivalente de Quântico de detecção):

- ✓ Este parâmetro mostrou-se mais completo para análise dos sistemas estudados, pois a partir dele podemos identificar quais são as melhores condições para se obter uma melhor qualidade de imagem, sempre aliada a uma otimização da redução de dose .
- ✓ Podemos afirmar que o DQE mostrou-se como o melhor parâmetro genérico de qualidade de imagem dentre os avaliados neste trabalho o que esta de pleno acordo com a literatura.
- ✓ Segundo o artigo 54 do ICRU, o DQE apresenta combinados os parâmetros reprodução do sinal e geração do ruído. O que pode ser comprovado neste trabalho, para os sistemas estudados.

### **6.2 Sugestões para Pesquisas Futuras**

- ✓ Estudos de simulação para diversos materiais para o prato compressor.
- ✓ Investigação dos parâmetros físicos para sistemas digitais e comparação com os sistemas convencionais.
- ✓ Investigação dos parâmetros físicos de qualidade de imagem para vários sistemas tela-filme compostos por diferentes telas intensificadoras utilizadas no mercado.
- ✓ Investigação da detectabilidade de microcalcificações e câncer em função das dimensões e forma destas estruturas em diferentes composições de mama e de sistemas tela-filme.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- ALBERG, A.J.; SINGH, S; MAY, J. W.; HELZOUER, K.J.; Epidemiology, prevention, and detection of breast cancer, *Current Opinion in Oncology*, v.12, p.515-520, 2000.
- ALBUQUERQUE, J.A.G.; COSTA, E.T.; Introdução aos sistemas de radiologia digital, relatório técnico departamental, Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, SP, Brasil, 2001.
- ALBUQUERQUE, J.A.G.; Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistema de radiologia digital odontológica, dissertação de mestrado, Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, SP, Brasil, 2001.
- ARNALD, B.A.; WEBSTER, E.W.; KALISHER, L., Evaluation of mammographic screen-film systems, *Radiology*, v.129, p.179-185, 1978.
- BARRET, H.H.; SWINDELL, W.; Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing.; v.1 e 2, Academic Press, London, UK, 1981.
- BARROSO, R.C.; GONÇALVES, O.D.; EICHEL, J.; LOPES, R.T.; CARDOSO, S.C., Study of secondary X-rays from radiographic intensifying screens, *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A* 404, p.407-412, 1998.
- BOONE, J.M.; Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment, *Medical Physics*, *Radiology*, v.213, p.23-37, 1999.
- BORASI, G.; BREGANT, P.; CRESPI, A.; DENARO, M.; GUARRINI, F.; LEVERO, F.; MOZZO, P; NOVARIO, R.; PEDOLI, G.; PILOT, A.; PREDICATORI, F.; Radiographic sensitized materials evaluation, *College on Medical Physics: Imaging and Radiation Protection- International Center for Theoretical Physics*, p.2-13, 1992.



- BRASIL, Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer (INCA), Disponível em:<http://www.inca.gov.br/epidemiologia/estimativa2005/introdução.html>, acesso em: 01/04/2005.
- BRASIL, Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer (INCA), Disponível em:<http://www.inca.gov.br/falandosobrecancerdemama/introdução.html>, acesso em: 06/03/2005.
- BRETTLE, D.S.; WORKMAN, A.; ELLWOOD, R.; LAUNDERS, J.H.; HORNER, K.; DAVIES, R.M., The imaging performance of storage phosphor system for dental radiography, *The British Journal of Radiology*, v.69, p.256-261, 1996.
- BRINK, C.; VILLIERS, J.F.K.; LOTTER, M.G., The influence of film processing temperature and time on mammography image quality, *The British Journal of Radiology*, v.66, n.788, p.685-890, 1993.
- BUCHANAN, R.A.; FINKELSTEIN, S.I.; WICKERSHEIM, K.A., X-ray exposure reduction using rare-earth oxysulfide intensifying screens, *Radiology*, v.105, p.185-190, 1972.
- BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, Jr.E.M.; BOONE, M.J., *The Essential Physics of Medical Imaging*; Willians & Wilkins; New York, USA; 2ª Edição, 1994.
- BUSSELLE, M. , *Tudo sobre fotografia*, Livraria Pioneira Editora, São Paulo, 4ª Edição, p.38-40,1988,
- CASTLE, J.W., Sensitivity of Radiographic screens to scattered radiation and its relationship to image contrast, *Radiology*, n.22, p.805-809, 1977.
- CHRISTENSEN, E.E., Luminescent screens , *Physics of diagnostic radiology*, 4ª Edição, Phyladelphia, Lea & Febiger, p.118-147, 1990.
- CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY Jr, R.C. Churistensens introduction of the physics of diagnostic radiology, Ed. Lea & Febiger-Philadelphia, 4ª Edição, p 151-161,1990.
- DAINT, J.C.; SHAW, R., *Image science-principles, analyses and evaluation of photographic-type imaging process*, Academic Press, London, UK, 1976.

- DANCE , D.R.; KLANG, A.T.; SANDBORG, M.; SKINNER, C.L.; SMITH, A.C.; CARRLSSON, G.A., influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study, *The British journal of Radiology*, v.73, p. 1056-1067, 2000.
- DESPONDS, L; DEPEURSINGE, C; GRECESCU, M; HESSLER, C.; SAMIRI, A.; VALLEY, J.F. M.J., 1963, Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography, *Physics Medical in Biology*, v.36, p.1165-1182, 1991.
- FREITAS, A. G ; KEMP, C.; LOUVEIRA, M. H.; MEDEIROS, R.B.; FUJIWARA, S.M.; FINGERMAN, F.; PIRES, S.R.; SZEJNFELD, J., Interpretação de mamografia digital de campo total:comparação da detecção nas leituras em filme e na estação de trabalho, *Revista Imagem*, v.26(1); p. 1-10, 2004.
- FUNDAMENTOS DE RADIOGRAFIA, São Paulo, Eastman Co., p.34-70, 1980.
- GINZBURG, A.; DICK, C.E.; Image information transfer properties of x-ray intensifying screen in the energy range from 17 to 320 keV, *Physics Laboratory National Institute of Standards and Technology, US*, 1993.
- HART, G.C.; SMITH, A.H.; quality and standards in nuclear medicine, *Institute of Physical Science in Medicine*, 1992.
- HAUS, A.G., Technologic improvements in screen-film mammography, *Radiology*, v.174, n.3, p628-637, 1990.
- HENDEE, W.R., *Medical Radiation Physics*, 2<sup>a</sup> Edição, Year Book Medical Publishers,Inc.Chicago, p.291-315,1984.
- HUDA, W.; SLONE, R.; Review of radiological physics, *Willians & Wilking*, New York, NY, 1994.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, “Rad. quantities and units”, *News No.1*, Washington, D.C., 1992.
- IMHOF, H. DOI, K., Application of magnification technique with an ultra-high-speed rare-earth screen-film system to oral cholecystography, *Radiology*, n.129, p.173-178, 1978.

- JOHNS, E.H.; CUNNINGHAM, J.R., Diagnostic radiology, The Physics of Radiology, 4<sup>a</sup>.Edição, Illinois, Thomas Book, p.557-669, 1983.
- KAPLAN, I., Física Nuclear, 2<sup>a</sup> Edição, Rio de Janeiro, Guanabara Dois,p.26, 1978.
- KNOLL, G.F., *Radiation Detection and Measurements*. 2<sup>a</sup> Edição,. Michigan, John Wiley & Sons, 1984.
- LEDERMAN, H.M., Fluoroscopia em pediatria: redução de dose recebida pelo paciente. Tese de Dsc.,. Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 1986.
- MAGALHÃES, D.S.,Estudo do Espalhamento Elástico de Fótons e aplicações do Modelo de Fator de Forma à Medicina Radiológica, Tese de doutorado, IF-UFRJ, Rio de Janeiro, p.1-141, 1997.
- MARC PACHOUD, D LEPORI, VALLEY J.F.; VERDUN, F. R., A new test phantom with different breast tissue compositions for image quality assessment in conventional and digital mammography, Radiology, 2004
- MAUTNER, B.D.; SCHIMIDT, K.V.; BRENNAN, M.B.; New diagnostic techniques and treatments for early breast cancer, Seminars in Oncology Nursing, v.16, n.3, p.185-196, 2000.
- MELLO, G.L.; CHRISTO, R.C.; PAZ, W.A.; PAIM, S.P.; RANGEL, K.K.; BARROSO, A.A.; LIMA, C.F., Cintilografia mamária , Revista Brasileira de Mastologia, v.10, n.3, p.126-131, 2000.
- MOORES, M.; ROECK, W., The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process, Investigative radiology, v.8, p.57-58, 1973.
- MORGAN, R.H., Characteristics of x-ray film and screens, Radiology, v.49, p.90, 1986.
- NEBLETTE, C.B., Photography, its materials and processes, 6<sup>th</sup> Ed. New York, Van Nostrand, 1962.
- ROBERT, M; NISHIKAWA, R.M.; YAFFE, M.J.; Signal to noise properties of mammographic film screen system, Department of Medical Biophysics of Toronto, Canada, 1984.
- ROBSON, K.J.; KOTRE, C.J.; FAULKNER, K., Optimization of image quality in mammography, Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.4, p.151-154, 1995

- RUSSEL, J.B., Periodicidade Química, Química Geral, São Paulo, Mc Graw-Hill,1981, cap,7, p.177-196, 1981.
- SCAFF, L.A.M.-Radiologia diagnóstica, Bases da Radiologia: Diagnóstico e terapia, São Paulo, Savier, cap.13, p.247-255, 1979.
- SHARP, P.F., Assessing Image Quality, Institute of Physical Sciences in Medicine, 1992.
- SIEMENS, A.G , Introdução a técnica radiográfica, São Paulo, Edgard Blucher, p.1-78, 1977.
- SILVA, A.M.; FRERE, A.F.; MARQUES, A., Determinação do Desempenho de Combinação écran –filme através de simulação computacional, Anais do CBEB, 2000.
- TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A; Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, Rio de Janeiro, CNEN/IRD, p.1-180, 1999.
- VASILIEV, V.N.; STAVITSKY, R.V.; OSHOMKOV, Y.V.; reduction of scattered radiation during x-ray examination with screen-film systems, Nucl. Tracks Radiat. Meas., v.21, n.1, p. 187-190, 1993.
- VENEMA, H.W., X-ray absorption, speed, and luminescent efficiency of rare earth and other intensifying screens, Radiology,n.130, p.765-771, 1979.
- VYBORNYY, C.J; H & D curves of screen-film : factor affecting their dependence on x-ray energy, Medical Physics, v.6, n.1, p.39-44, 1979.
- VYBORNYY, C.J; METZ, C. E.; DOI, K.; Relative efficiencies of energy to photographic density conversions in typical screen –film systems, Radiology, v.136, p.465-471, 1980.
- VYBORNYY, C.J; METZ, C. E.; DOI, K.; ROSSMANN, K., Screen-film system speed: its dependence on x-ray energy, Radiology, v.125, p.811-816, 1977.
- WANG, Y.; WANG, J.; WANG, K.; LIU, G.; LIU, Y., Monte Carlo simulation of image properties of an X-ray intensifying screen, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A 448, p.567-570, 2000.
- WILKS, R.J., Principles of Radiological Physics, New York, Churchill Livingstone, 1987.

WORKMAN, A.; BRETTLE, D.S., Physical performance measures of radiographic imaging system, *Dentomaxillofacial Radiology*, v.24, p.139-146, 1997.