

Uma Simulação Computacional para Avaliar a Variação do Tamanho do Ponto Focal de Sistemas Radiológicos

Márcio Alexandre Marques¹
Annie France Frère²
Henrique Jesus Quintino de Oliveira²
Homero Schiabel²
Paulo M. Azevedo Marques¹
Ricardo José Ferrari²

¹IFSC-Instituto de Física de São Carlos - USP
Departamento de Física e Informática
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
13560-250 São Carlos-SP, Brasil
marcio@uspfsc.ifq.sc.usp.br

²EESC-Escola de Engenharia de São Carlos
Departamento de Engenharia Elétrica
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
13560-250 São Carlos-SP, Brasil

Abstract. In this work we have used computer simulation method in order to calculate the variation of the sizes of the radiological systems focal spots for any X-ray field location. The results from the simulation were compared to those obtained from experimental tests using radiological systems. The comparisons have shown good agreement of the simulated and experimental data determining the validity of the simulation model proposed.

1 - Introdução

Em face da grande variação do tamanho do ponto focal ao longo do campo de raios X [Doi (1977)] [Nickoloff et al (1990)], a sombra e a penumbra de um objeto localizado em diferentes posições deste campo também variam muito.

Muitos pesquisadores têm procurado desenvolver métodos precisos para medir o ponto focal e determinar fatores ou causas de erros das medidas. Entretanto o principal fator de erro é a localização do dispositivo de teste, já que, para um deslocamento de 10 cm no campo, o ponto focal pode variar em até 300%. Seria, portanto, necessário avaliar o ponto focal em todas as posições do campo. Isto não é possível de se efetuar com dispositivos experimentais, mas é viável por simulação computacional.

Por isso, esse trabalho descreve o desenvolvimento de um programa que, a partir de uma medida do tamanho do ponto focal no centro do campo, determina o tamanho e a configuração do ponto focal em qualquer posição do campo de radiação.

2 - Característica de campo: a perda de nitidez da imagem devida ao tamanho do ponto focal do tubo de raios X

A magnitude da perda de nitidez geométrica da imagem depende da posição do campo onde o objeto é colocado sob o feixe de raios X. Este fenômeno é chamado por K. Doi em [Doi (1977)], de *característica de campo*. A causa da característica de campo é a angulação do plano do alvo, que resulta em diferentes tamanhos e formas do ponto focal, quando este é "observado" de várias direções do feixe de raios X. As relações geométricas entre os tamanhos dos pontos focais foram deduzidas por Doi [Doi (1977)].

Muitos tubos de raios-X modernos empregam um anodo rotatório, o alvo. A área do alvo onde o feixe de elétrons colide é o ponto focal real, que pode ser considerada como contida num plano inclinado em relação ao plano objeto e ao plano imagem, como ilustrados na figura 01.

O eixo catodo/anodo tem uma direção paralela aos planos-objeto e imagem. O plano do alvo (inclinado de α em relação à normal) intercepta estes dois planos

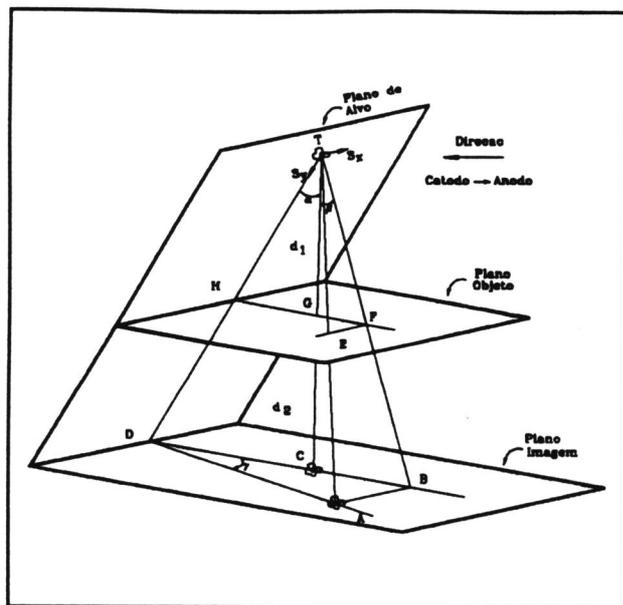


Figura 1 - Alvo com pequenas escalas e o plano-imagem

com um ângulo $(\Pi/2 - \alpha)$. A posição no plano do alvo é especificada pelo uso de duas pequenas escalas S_x e S_y . A escala S_x é paralela aos planos-objeto e imagem e a escala S_y é perpendicular à escala S_x . As duas escalas se interceptam no ponto T, que é considerado o centro do ponto focal. O feixe central de raios-X pode ser definido como uma linha vertical, do ponto T aos planos-objeto e imagem, cruzando-os nos pontos G e C, respectivamente. A distância entre T e G é d_1 (distância foco/objeto) e a distância entre G e C é d_2 (distância objeto/imagem). A extensão da escala S_y intercepta os planos-objeto e imagem nos pontos H e D, respectivamente. Um feixe arbitrário de raios-X chega ao ponto A no plano-imagem, passando pelo ponto E no plano-objeto. Utiliza-se um feixe complementar que chega aos pontos B e F nos planos-imagem e objeto, respectivamente; a linha AB é paralela à intersecção do plano-imagem com o plano do alvo. Com esta geometria (figura 01), a localização de um feixe qualquer de raios X no plano-imagem pode ser especificada por dois ângulos: β e γ , onde β é o ângulo BTC e γ é o ângulo ADB.

A figura 02 mostra uma pirâmide ilustrando o alvo com pequenas escalas e o plano-imagem.

Vamos considerar, primeiro, como são as projeções da área do alvo sobre o plano-imagem. Na posição central do feixe, as escalas S_x e S_y correspondem às imagens S_K e S_C , respectivamente, quando a projeção é feita através do ponto G. Analogamente, nas posições A e B, as pequenas escalas

(S_K, S_A) e (S_K, S_B) são obtidas através das projeções das escalas (S_x, S_y) . Para estas três posições A, B e C, as

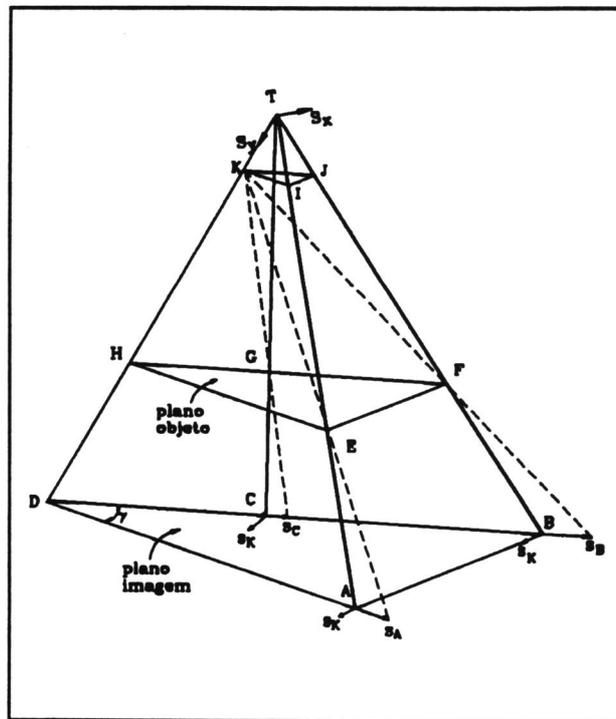


Figura 2 - Representação do ponto focal no centro do campo e em uma posição arbitrária

imagens S_K das escalas que correspondem à escala S_x são paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, porque a escala S_x está num plano paralelo aos planos-objeto e imagem. Porém, os tamanhos das escalas S_A e S_B são diferentes da escala S_C , porque a escala S_y está no plano do alvo, que é oblíquo ao plano-imagem.

As relações entre os tamanhos dos lados do ponto focal em várias posições do campo podem ser, agora, determinadas.

Considerando o ponto focal como sendo um retângulo que no centro possui lados iguais a a e b , os novos valores desses lados (a' e b') em uma certa posição que dista d da origem e forma um ângulo θ com o eixo x (ver figura 03), podem ser determinados através de algumas equações.

Primeiro, vamos calcular o novo valor do lado a do foco em uma posição que dista dx do centro do feixe ($dy=0$), conforme figura 04. Chamando de a'' o tamanho do lado do foco na direção perpendicular aos raios X, vem:

$$a'' = alvo * \text{sen}(\alpha + \beta) \quad (1)$$

onde:

$$alvo = \frac{a}{\text{sen}(\alpha)} \quad (2)$$

$$\beta = \text{arctg}\left(\frac{dx}{dfi}\right) \quad (3)$$

e dfi é a distância foco/filme (imagem).

Substituindo (2) em (1), temos:

$$a'' = \frac{a}{\text{sen}(\alpha)} * \text{sen}(\alpha + \beta) \quad (4)$$

O novo valor de uma lado do foco, agora no plano imagem é:

$$a' = \frac{a''}{\text{cos}(\beta)} \quad (5)$$

Como foi dito anteriormente, o lado b do ponto focal não muda, pois está num plano paralelo aos planos-objeto e imagem. Assim, temos:

$$b' = b \quad (6)$$

Para uma posição qualquer do campo, o tamanho do lado a do ponto focal pode agora ser determinado através das seguintes equações:

$$a' = \frac{a''}{\text{cos}(\beta) * \text{cos}(\gamma)} \quad (7)$$

$$\gamma = \text{arctg} \frac{dy}{(dfi * \text{tg}(\alpha)) + dx} \quad (8)$$

onde: β é determinado pela equação (3) e a'' é determinado pela equação (4) (ver figura 03).

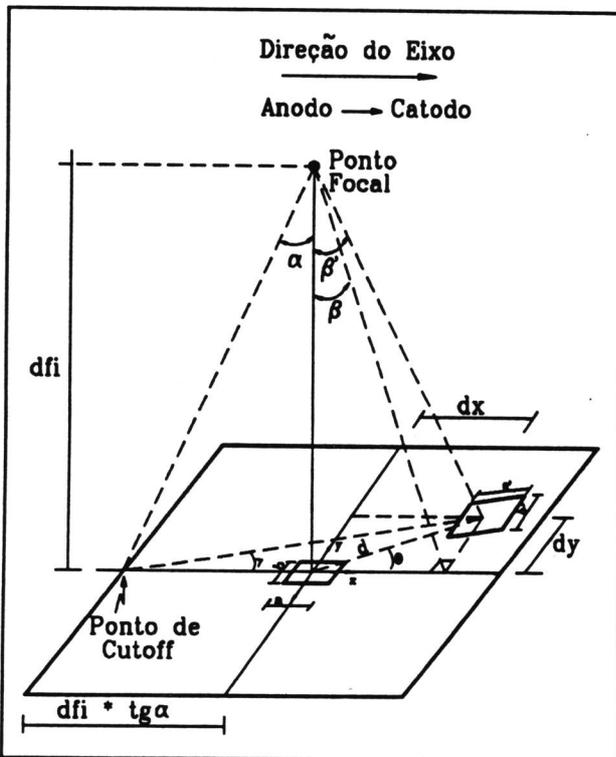


Figura 3 - Representação do ponto focal no centro do campo e em uma posição arbitrária

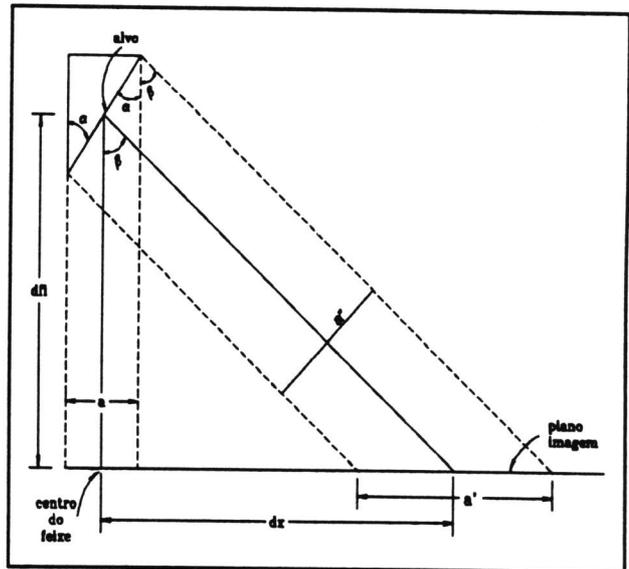


Figura 4 - Cálculo do lado a do ponto focal em uma posição qualquer do eixo x ($dy=0$)

3 - Programa Desenvolvido

Desenvolvemos um programa (em Linguagem C) para calcular o tamanho e a forma do ponto focal de sistemas radiológicos em qualquer posição do campo.

O programa pode ser descrito da seguinte maneira: inicialmente o usuário entra com o nome do

arquivo onde serão armazenados os dados (os valores dos tamanhos dos lados dos pontos focais calculados em várias posições do campo) para que possam ser analisados posteriormente.

Em seguida entra com os valores dos lados do ponto focal no centro do campo (a e b), ângulo de inclinação do alvo (alfa), o deslocamento dx e o ângulo de orientação no campo (teta).

O programa calcula o novo valor do lado maior do ponto focal (lado a - o lado b não muda) e armazena este valor em um arquivo.

Pode-se verificar, ao mesmo tempo, o formato do ponto focal em diferentes posições do campo, sendo que, no final, o programa mostra na tela, todos os formatos dos pontos focais ao mesmo tempo. A figura 05 mostra o fluxograma do programa desenvolvido.

Resultados obtidos com a exposição de uma matriz de câmaras de orifício (ou "pinholes"), que foi utilizada em diversas unidades radiológicas, comprovaram a validade dos resultados proporcionados

pelo programa desenvolvido.

4 - Dispositivo Experimental: Matriz de Câmaras de Orifício (ou de "pinholes")

Um dos dispositivos de avaliação do ponto focal, chamado Câmara de Orifício foi modificado para podermos obter a imagem do ponto focal em várias posições do campo de raios X.

Foi construída uma matriz de câmaras de orifício em uma placa de chumbo, com furos de 0.1 mm de diâmetro ($\approx 1/10$ dos menores tamanhos de focos avaliados em testes de campo que realizamos).

Foram calculadas as inclinações de cada furo em função de sua orientação em relação ao ângulo do alvo, de maneira que o feixe de raios-X não fosse demais absorvido pelas bordas dos furos, uma vez que os furos da placa não são ideais, ou seja, possuem uma espessura finita. Foi necessário fixar a distância foco/filme para que se pudesse calcular a inclinação com que os raios-X atingiriam a placa na região correspondente a cada furo, o que pode ser feito conhecendo-se a distância foco/filme e a posição do furo sobre a placa.

5 - Resultados Obtidos

Foram obtidas imagens de pontos focais com o dispositivo descrito anteriormente (matriz de câmaras de orifício) em alguns sistemas radiológicos. A figura 06 mostra a figura de uma radiografia obtida com a matriz desenvolvida num mamógrafo.

Simulamos, com o programa desenvolvido, o comportamento do ponto focal para dois sistemas radiológicos. As figuras 07 e 08 mostram as imagens da tela do computador que contêm os pontos focais em diferentes posições do campo de raios-X.

A seguir, estão listados os dados obtidos através da simulação no computador dos dois sistemas radiográficos (mamógrafo 1 e mamógrafo 2). A coluna 1 mostra os valores do lado maior do ponto focal (a') obtidos pela simulação, a 2ª coluna o valor medido na radiografia e a 3ª o erro calculado através da diferença entre os valores medidos e os obtidos através da simulação.

Aparelho: Mamógrafo 1 (medidas em mm)

a'(progr)	a'(medido)	erro
1.75	1.75	0.00
1.78	1.90	0.12
1.81	2.10	0.29
1.71	1.80	0.09
1.67	1.80	0.13

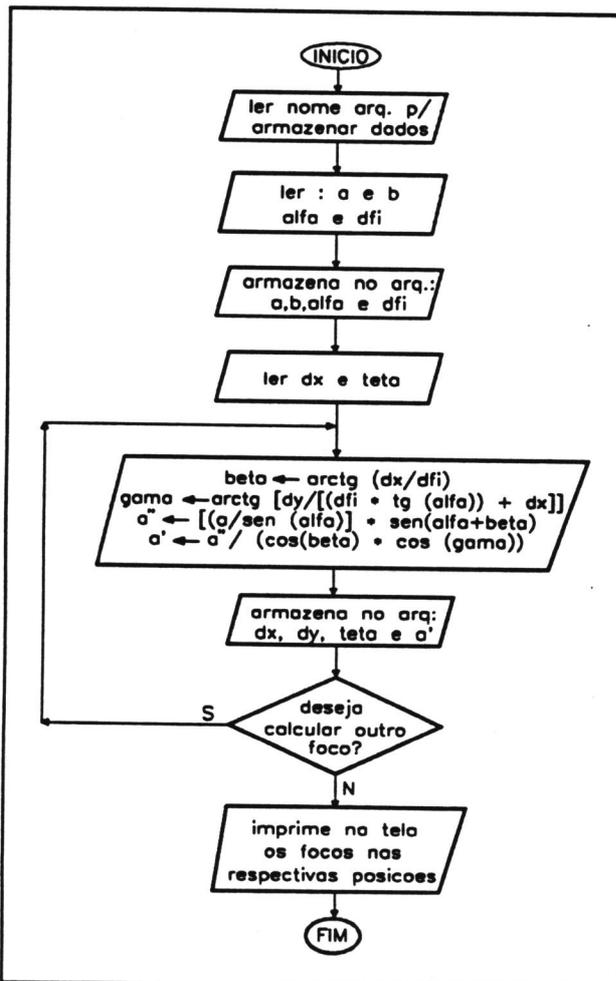


Figura 5 - Fluxograma do programa desenvolvido

1.64	1.75	0.11	1.12	1.20	0.08
1.55	1.60	0.05	1.13	1.15	0.02
1.47	1.45	0.02	1.03	1.05	0.02
1.38	1.45	0.07	0.96	1.05	0.09
1.32	1.40	0.08	0.90	1.10	0.20
1.61	1.65	0.04	0.86	1.10	0.24
1.47	1.50	0.03	0.85	0.75	-0.10
1.34	1.25	-0.09	1.07	1.05	-0.02
1.20	1.15	-0.05	0.95	0.95	0.00
1.08	1.05	-0.03	0.84	0.80	-0.04
0.97	0.95	-0.02	0.72	0.75	0.03
1.43	1.45	0.02	0.63	0.55	-0.08
1.28	1.25	-0.03	0.54	0.50	-0.04
1.13	1.15	0.02	0.92	0.90	-0.02
0.97	0.90	-0.07	0.78	0.75	-0.03
0.81	0.80	-0.01	0.64	0.70	0.06
1.61	1.65	0.04	0.50	0.50	0.00
1.47	1.50	0.03	0.36	0.40	0.04
1.33	1.25	-0.08	1.07	1.05	-0.02
1.20	1.15	-0.05	0.95	0.95	0.00
1.07	1.00	-0.07	0.83	0.80	-0.03
0.95	0.85	-0.10	0.72	0.75	0.03
1.54	1.55	0.01	0.61	0.60	-0.01
1.46	1.45	-0.01	0.53	0.55	0.02
1.38	1.40	0.02	1.02	1.00	-0.02
1.32	1.30	-0.02	0.95	1.00	0.05
1.27	1.25	-0.02	0.90	1.00	0.10
1.69	1.80	0.11	0.86	0.95	0.09
1.65	1.75	0.10	0.85	0.90	0.05
1.63	1.65	0.02	1.15	1.20	0.05
1.61	1.75	0.14	1.12	1.20	0.08
1.78	1.85	0.07	1.11	1.20	0.09
1.81	1.95	0.14	1.11	1.20	0.09
1.86	2.10	0.24	1.23	1.30	0.07
			1.27	1.35	0.08
			1.32	1.40	0.08
			1.25	1.30	0.05
			1.33	1.35	0.02
			1.42	1.45	0.03
			1.51	1.60	0.09
			1.61	1.75	0.14
			1.41	1.50	0.09
			1.53	1.60	0.07
			1.33	1.30	-0.03
			1.47	1.55	0.08

desvio: (0.07 ± 0.06) mm

Aparelho: Mamógrafo 2 (medida em mm)

a'(progr)	a'(medido)	erro
1.20	1.20	0.00
1.48	1.60	0.12
1.33	1.40	0.07
1.47	1.55	0.08
1.42	1.55	0.13
1.53	1.65	0.12
1.26	1.25	-0.01
1.33	1.45	0.12
1.40	1.40	0.00
1.23	1.25	0.02
1.27	1.30	0.03
1.32	1.35	0.03
1.16	1.20	0.04
1.13	1.20	0.07

Desvio: (0.06 ± 0.05) mm

6 - Conclusões

O programa mostrou-se eficiente no cálculo dos tamanhos dos pontos focais para os dois sistemas radiológicos analisados, como pode ser visto pelos valores dos desvios calculados: 0,07 mm e 0,06 mm

respectivamente. As imagens das telas do computador mostrando os pontos focais em diferentes posições do campo de raios-X ilustram como estes variam de tamanho e inclinação.

O comportamento do ponto focal simulado é coerente com a teoria descrita anteriormente. O ponto focal efetivo diminui com deslocamento em direção ao Ponto de "Cut-off" (ponto a partir do qual não existe mais raios-X por causa da inclinação do anodo), conforme mostrado na figura 03 e, fora do eixo catodo/anodo, os pontos focais estão todos orientados (inclinados) para este ponto.

Novamente, em relação a esse aspecto, o programa de simulação comprovou-se eficaz já que há uma concordância muito grande entre a imagem real obtida através da matriz de câmaras de orifício (figura 06) e a imagem simulada dos pontos focais ao longo do campo (figura 07).

7 - Agradecimento

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP

8 - Referências

- [Doi(1977)] K. DOI, Fiel Characteristics of Geometric Unsharpness Due to the X-ray Tube Focal Spots, *Medical Physics*, vol.4, nº1, p.15-20, Jan/Feb1977.
- [Nickoloff et al (1990)] Nickloff, E. L.; Donnelly, E.; Evel L.; Atherton, J. V.; Asch T.; Mammographic Resolution: Influence of Focal Spot Intensity Distribution and Geometry. *Medical Physics*, 17(3): p 436-447, May-Jun. 1990.

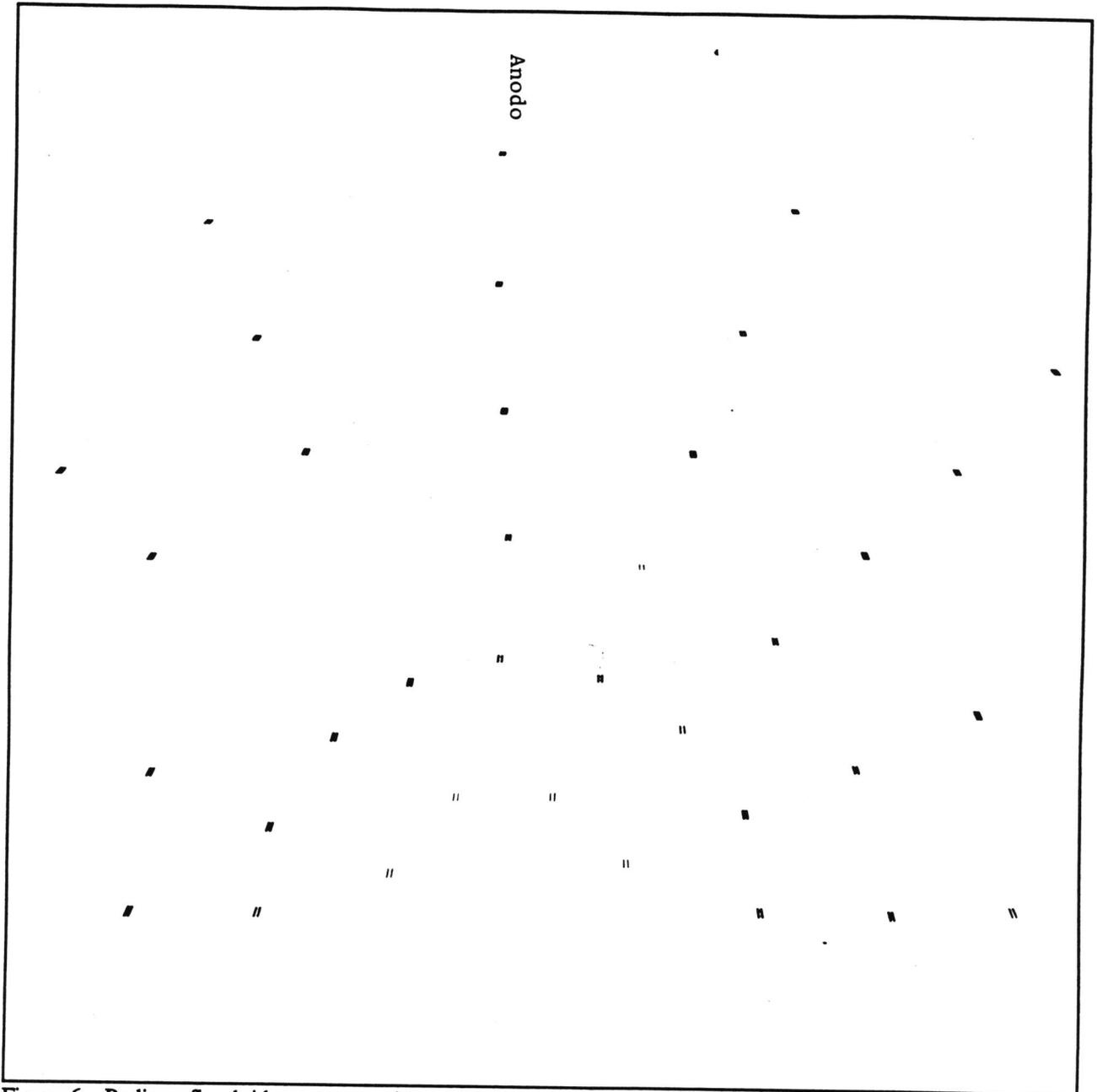


Figura 6 - Radiografia obtida com a matriz de câmaras de orifício no Mamógrafo 1 (figura impressa a partir de matriz produzida com o filme radiográfico original)

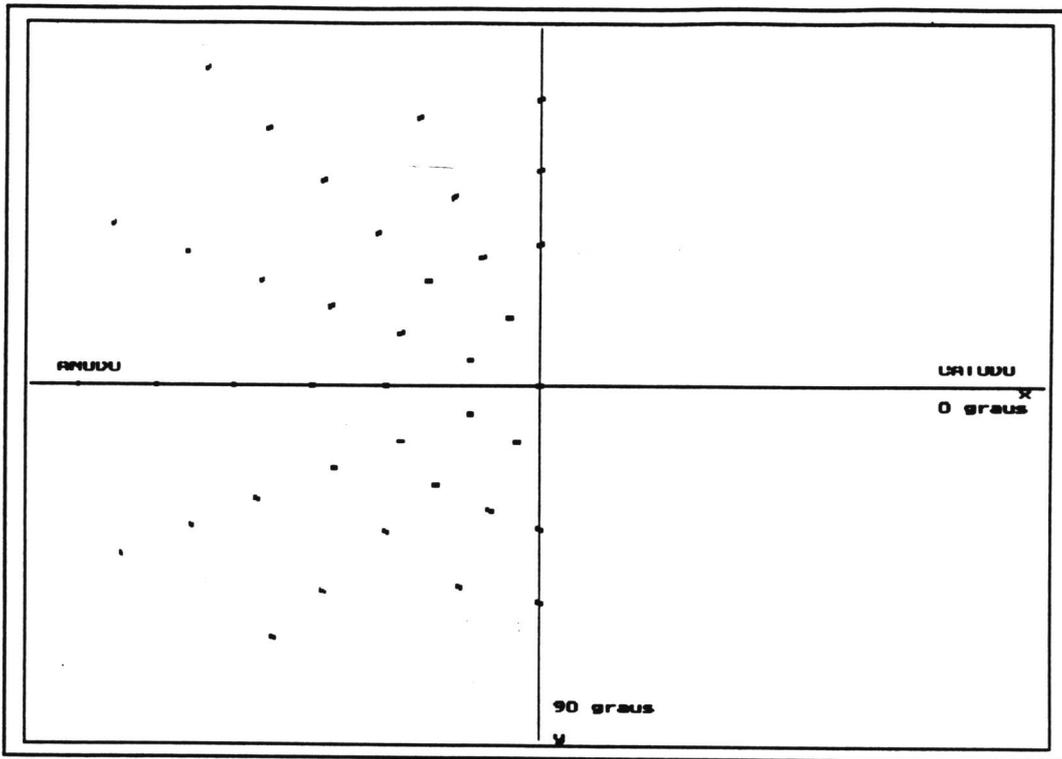


Figura 7 - Simulação para o Mamógrafo 1

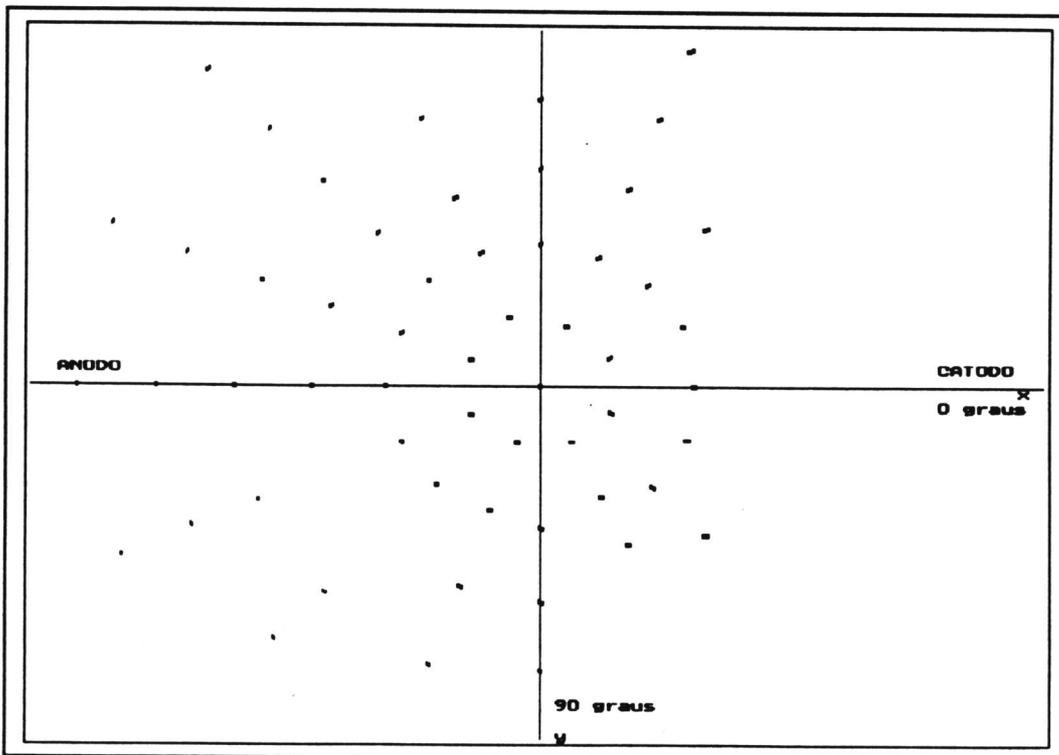


Figura 8 - Simulação para o Mamógrafo 2