

## ESTUDO DO EFEITO DO USO DE COLIMADOR NA Sonda GAMA UTILIZADA EM CIRURGIA RADIOGUIADA \*

Iran José Oliveira da Silva<sup>1</sup>, Helen Jamil Khoury<sup>2</sup>, Márcia Rosana Leite de Lemos<sup>3</sup>, Paulo José de Almeida Filho<sup>3</sup>, Maria Inês Calil Cury Guimarães<sup>4</sup>

**Resumo** **OBJETIVO:** O objetivo deste trabalho consiste em estudar a influência da resolução espacial da sonda gama Europrobe que é utilizada em cirurgia radioguiada. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Na técnica de cirurgia radioguiada, após a injeção de um radiotraçador no tumor primário, é utilizada uma sonda detectora de radiação gama a fim de determinar a localização do linfonodo sentinela. Para simular a região dos pontos de injeção do radiotraçador e o linfonodo sentinela, duas fontes de Tc-99m, com 20,42 MBq e 0,70 MBq, foram posicionadas no interior de um recipiente preenchido com água. Em seguida, com a janela de entrada da sonda coberta com um colimador, realizou-se varredura sobre a superfície da água. Assim, foi possível registrar a taxa de contagens variando-se a distância lateral da sonda em relação às duas fontes, as quais foram separadas por uma distância variando entre 30 mm e 60 mm. **RESULTADOS:** Os resultados mostraram que o uso do colimador contribui para melhorar a resolução espacial da sonda, permitindo a identificação do linfonodo sentinela distante até 30 mm do ponto de injeção. **CONCLUSÃO:** Esse estudo permite concluir que a sonda Europrobe, quando utilizada com capa colimadora com orifício central de 3,5 mm de diâmetro, é capaz de identificar o linfonodo sentinela posicionado a até 30 mm de distância em relação à região do ponto de injeção do radiotraçador.

**Unitermos:** Sonda intra-operativa; Cirurgia radioguiada; Localização de linfonodo sentinela; Resolução espacial.

**Abstract** *Study of the effect of using a collimator on a gamma probe in radioguided surgery.*

**OBJECTIVE:** The aim of the present study is to evaluate the performance of the Europrobe gamma probe spatial resolution in radioguided surgery. **MATERIALS AND METHODS:** In the radioguided surgery technique, after a radiotracer injection into the primary tumor, a gamma detector probe is utilized to determine the localization of the sentinel lymph node. In order to simulate the region of the radiotracer injection the sentinel lymph node, two Tc-99m sources, with 20.42 MBq and 0.70 MBq, were positioned in a water-filled tank. With a collimator cap attached to the probe, scans over the water surface were made. So, the count rate was measured by means of lateral displacement of the probe in relation to the both sources with distances ranging between 30 mm and 60 mm. **RESULTS:** Results showed that the use of the collimator contributes to improve the spatial resolution of the probe allowing the identification of a sentinel lymph node within a distance up to 30 mm from the radiotracer injection point. **CONCLUSION:** The utilization of a collimator cap with a 3.5 mm diameter central orifice on a Europrobe gamma probe, allows the identification of a sentinel lymph node within a distance up to 30 mm from the radiotracer injection point.

**Keywords:** Intraoperative probe; Radioguided surgery; Sentinel lymph node localization; Spatial resolution.

### INTRODUÇÃO

As neoplasias ou cânceres podem se disseminar pelo organismo basicamente por duas formas: pelo sangue, utilizando as veias e artérias, ou pelo sistema linfático.

Isto possibilita que o câncer de um determinado local (tumor primário) possa gerar em outros órgãos, localizados longe do tumor primário, tumores do mesmo tipo, chamados de metástases.

Quando um câncer é detectado, é comum verificar se houve ou não disseminação de células tumorais para alguma base linfática próxima ao tumor primário. Caso tenha ocorrido, é necessário avaliar o grau de comprometimento dos linfonodos desta base, uma vez que as células tumorais podem se distribuir para outros linfonodos e para outras partes do corpo. A abordagem tradicional envolve a remoção para análise de todos (10 a 20) linfonodos na área de

drenagem do tumor<sup>(1)</sup>. No entanto, uma técnica que permite maior precisão na avaliação do grau de comprometimento da base linfática suspeita baseia-se na identificação e retirada para análise do nódulo-chave, também conhecido como *linfonodo sentinela* (LS), que pode conter células do tumor primário.

Para a localização precisa do LS, uma técnica utilizada consiste em injetar um radiotraçador, emissor de radiação gama, na região do tumor primário e, depois de determinado intervalo de tempo, durante o ato cirúrgico, utilizar uma sonda detectora de raios gama, *sonda gama*, para realizar uma lenta varredura ao longo da base linfática

\* Trabalho realizado no Real Hospital Português de Pernambuco, Recife, PE.

1. Mestrado em Tecnologias Energéticas e Nucleares.  
2. Doutorado em Dosimetria e Instrumentação Nuclear.  
3. Especialistas em Medicina Nuclear.  
4. Doutorado em Dosimetria e Medicina Nuclear.

Endereço para correspondência: Dr. Iran José Oliveira da Silva. Universidade Federal de Pernambuco, Departamento de Energia Nuclear. Avenida Professor Luiz Freire, 1000, Recife, PE, 50740-540. E-mail: i.jose@bol.com.br

Recebido para publicação em 11/1/2006. Aceito, após revisão, em 15/3/2006.

suspeita, visando localizar a região que apresenta aumento significativo da taxa de contagens em relação à taxa de contagens da radiação de fundo. Estudos mostram que esta região, em mais de 90% dos casos, é a região onde está localizado o LS<sup>(2)</sup>.

Este método, conhecido como *cirurgia radioguiada*, requer muita habilidade do cirurgião, uma vez que ele necessita manusear a sonda em busca de regiões nas quais haja altos contrastes em relação às taxas de contagens medidas, ou seja, regiões para as quais uma pequena mudança de posição, ou de inclinação, da sonda pode acarretar variações bruscas das taxas contagens.

Como na técnica da cirurgia radioguiada a maior dificuldade está na localização do LS situado em regiões próximas da região dos pontos de injeção do tumor primário, o objetivo deste trabalho consiste em estudar o efeito produzido na resolução espacial da sonda devido ao uso de colimador, bem como da variação da distância entre o LS e a região dos pontos de injeção.

## PRINCÍPIO DE OPERAÇÃO DA SONDA GAMA

As sondas gama são equipamentos compactos constituídos basicamente de duas partes: um *sistema de detecção de radiação gama*, que geralmente é concebido como sendo a própria sonda, podendo ser baseado em um cristal cintilador ou em um cristal semiconductor, e um *sistema eletrônico*, em que o sinal é amplificado, processado e visualizado por meio de um *display* analógico ou digital<sup>(3)</sup>.

### Sonda baseada em cristal cintilador

Este tipo de sonda funciona, basicamente, da mesma forma dos detectores cintiladores convencionais, sendo que neste caso, para que o sistema de detecção adquira pequenas dimensões, um guia de luz, ou um feixe de fibras ópticas, é acoplado entre o cristal cintilador e o tubo fotomultiplicador, de modo que a luz produzida no cristal devido à interação com a radiação é transmitida através do guia de luz até o tubo fotomultiplicador, onde é convertida em um sinal elétrico.

Algumas sondas à base de cintilador utilizam o cristal acoplado a um fotodiodo de Si, em substituição ao tubo fotomulti-

plicador. Um ponto crítico neste tipo de sonda é a escolha do pré-amplificador, que deve ser de alta impedância de entrada e de baixo ruído, uma vez que os fotodiodos não possuem um dispositivo interno de amplificação do sinal.

Os cristais cintiladores geralmente utilizados nas sondas gama são à base de NaI(Tl), CsI(Tl), Bi<sub>4</sub>Ge<sub>3</sub>O<sub>12</sub> ou CdWO<sub>4</sub>, sendo os dois primeiros os mais utilizados. Esses cristais apresentam a vantagem de possuírem elevado número atômico e alta massa específica, o que contribui para o aumento do coeficiente de absorção para a radiação gama.

### Sonda baseada em cristal semiconductor

No cristal semiconductor, o volume sensível à radiação corresponde à região de depleção formada pela junção de dois tipos de materiais semicondutores: um do tipo-P e outro do tipo-N<sup>(4)</sup>. A maioria das sondas gama utiliza cristais semicondutores à base de HgI<sub>2</sub>, CdTe ou CdZnTe. Esses materiais possuem não só um elevado coeficiente de absorção para a radiação gama, como também uma ampla faixa de banda proibida. Esta última característica permite que a sonda seja utilizada à temperatura do corpo humano (37°C), com menos interferências de ruídos provenientes da geração térmica de pares elétrons-lacunas no cristal. Entretanto, ao contrário do que acontece com os semicondutores de Ge ou de Si, nesses cristais, devido à baixa mobilidade de elétrons e lacunas, a coleta de portadores de cargas é fortemente afetada

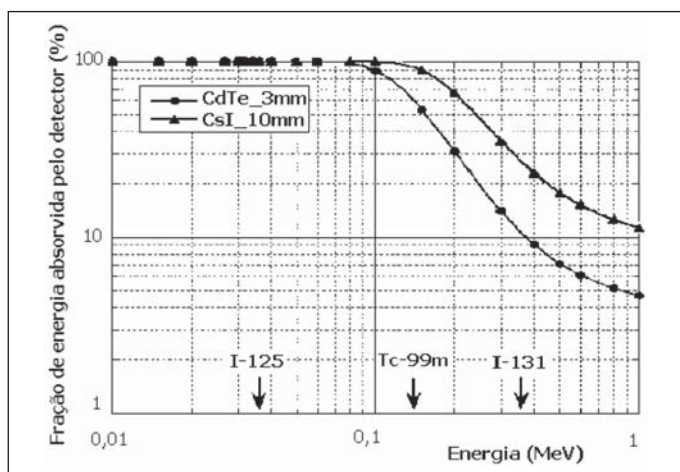
pela presença de defeitos ou de impurezas (átomos de Cd, Au, Zn, etc.) na rede cristalina. Isto contribui para limitar a construção de sondas que utilizam detectores semicondutores com grandes espessuras, o que é necessário para a detecção de raios gama de médias e altas energias.

## PARÂMETROS QUE INTERFEREM NO DESEMPENHO DAS SONDA GAMA

### Sensibilidade ou eficiência de detecção

A sensibilidade é definida como sendo a relação entre o número de fótons que deposita toda energia no volume sensível do detector da sonda e o número de fótons emitidos pela fonte. Portanto, é fortemente influenciada pela geometria entre a fonte e o detector, além de ser diretamente proporcional à área sensível do detector e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte e o detector, caso a fonte seja pontual.

A total absorção da energia da radiação pelo detector depende de suas características físicas, tais como dimensões, número atômico efetivo e densidade de massa. Pode-se observar, por exemplo, que no gráfico apresentado na Figura 1, para fótons com energia superior a 150 keV, a fração de energia absorvida no caso do detector semiconductor de CdTe (3 mm de espessura) diminui consideravelmente em relação à fração de energia absorvida no detector cintilador de CsI (10 mm de espessura)<sup>(5)</sup>. Assim, as sondas a base de cristal cintila-



**Figura 1.** Variação da fração de energia absorvida em um semiconductor de CdTe e em um cristal cintilador de CsI em função da energia dos fótons<sup>(5)</sup>.

dores possuem maior sensibilidade para altas energias do que as sondas à base de semicondutor.

**Resolução em energia**

Uma vez que existe uma proporcionalidade entre a altura do pulso produzido na saída da sonda e a energia da radiação incidente depositada no detector, o espectro de energias da radiação é transformado em um espectro de altura de pulsos, os quais são registrados pelo sistema eletrônico. Vale, no entanto, lembrar que pode ocorrer uma pequena flutuação na altura dos pulsos correspondentes à mesma energia depositada, devido basicamente a dois fatores: a flutuação estatística do número de portadores de cargas no detector semicondutor ou do número de fótons no detector cintilador, produzidos pela radiação, bem como a influência do ruído dos componentes eletrônicos do sistema de detecção (detector, pré-amplificador, filtros, etc.). Como consequência, o espectro de distribuição de energias de uma fonte monoenergética obtido com a sonda adquire uma forma gaussiana<sup>(4)</sup>. Assim, a resolução em energia do sistema de detecção é definida como a espessura na metade da altura máxima do fotopico (FWHM – *full width at half maximum*).

Portanto, quando a sonda é utilizada para localizar uma pequena fonte de radiação, torna-se necessário selecionar uma janela no sistema discriminador de pulsos de modo que a sonda detecte apenas os pulsos que correspondem aos fótons emi-

tidos diretamente da fonte e rejeite os fótons que são espalhados pelo meio em que a fonte se encontra.

Como a radiação incidente no detector semicondutor produz um número de portadores de carga por interação cerca de dez vezes superior ao produzido no cristal cintilador, a flutuação estatística do número de portadores é menor, razão pela qual se obtém com o detector semicondutor melhor resolução em energia, conforme apresentado no esquema da Figura 2<sup>(6)</sup>.

**Resolução espacial**

A resolução espacial da sonda é expressa como a FWHM da função de propagação pontual (PSF – *point spread function*), que corresponde ao gráfico que relaciona a taxa de contagem detectada de uma fonte pontual, como função da distância lateral do eixo central do detector em relação à fonte, conforme apresentado na Figura 3.

Assim sendo, quando a sonda é utilizada para fazer uma varredura sobre a região de interesse, a resolução espacial reflete a habilidade da sonda em identificar separadamente a radiação emitida por duas fontes pontuais muito próximas, ou seja, no caso da cirurgia radioguiada este parâmetro reflete a habilidade da sonda em separar a atividade do LS da atividade da região dos pontos de injeção do radiotraçador, conforme apresentado na Figura 4. Conseqüentemente, de todos os parâmetros mencionados, a resolução espacial é um parâmetro crítico da sonda gama na tarefa de localização do LS.

Para determinar a separação das medidas das contagens obtidas, isto é, a identificação do nódulo, Britten<sup>(7)</sup>, tomando por base a resposta da sonda, conforme mostrado na Figura 4, determinou-se que o valor percentual da diferença entre a contagem do pico da curva PSF correspondente ao nódulo, *P*, e o ponto da base desta curva, *M*, conhecido como *percentual de redução de pico* (PRP), dado por  $(P-M) / P \times 100\%$ , é um valor que reflete a habilidade da sonda localizar o LS. Baseado em dados de laboratório, Britten determinou que a menor distância entre ponto de injeção e nódulo que permite a separação das contagens corresponde a um percentual de redução de pico de 25%.

**MATERIAIS E MÉTODOS**

Neste estudo foi usada a sonda gama Europrobe, cujas características encontram-se na Tabela 1. Nesta sonda, a luz gerada no cristal de CsI(Tl), devido à interação com a radiação, é convertida em pulsos elétricos no fotodiodo de Si e são acoplados ao sistema eletrônico por meio de um pré-amplificador de baixo ruído e alta impedância de entrada.

Para a realização do estudo da resolução espacial da sonda foi utilizado arranjo experimental conforme apresentado na Figura 5. A sonda gama foi conectada a um sistema eletrônico também da marca Europrobe, que permite a visualização das taxas de contagens por meio de um *display* digital. Para realizar o estudo com as fontes em

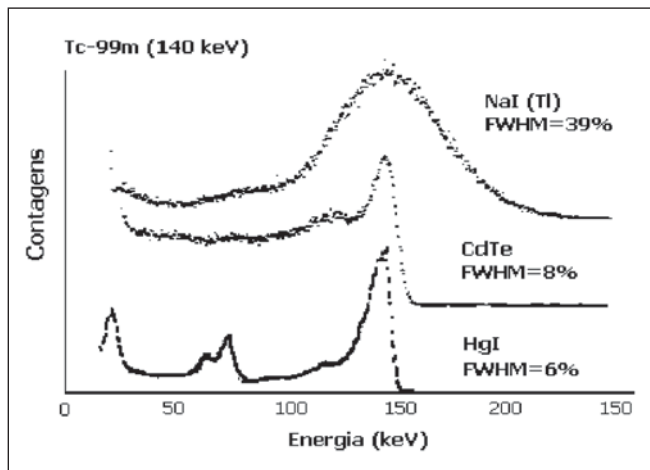


Figura 2. Comparação da resolução em energia obtida para o fotopico de 140 keV medido com três tipos de sondas gama<sup>(6)</sup>.

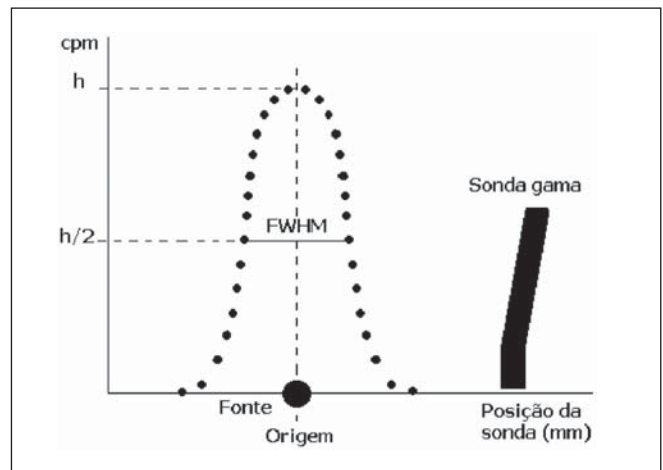
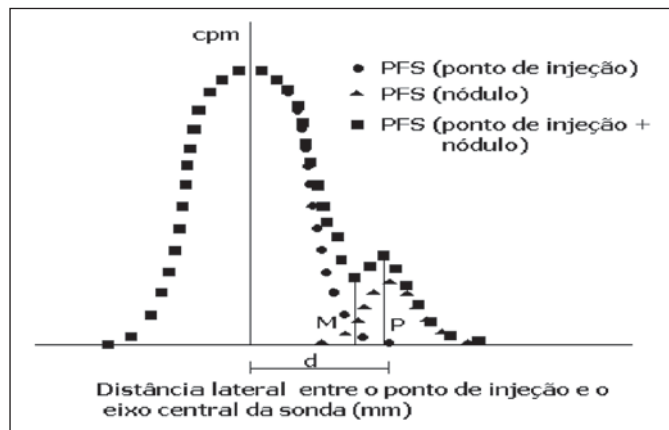


Figura 3. Esquema para determinação da resolução espacial da sonda.

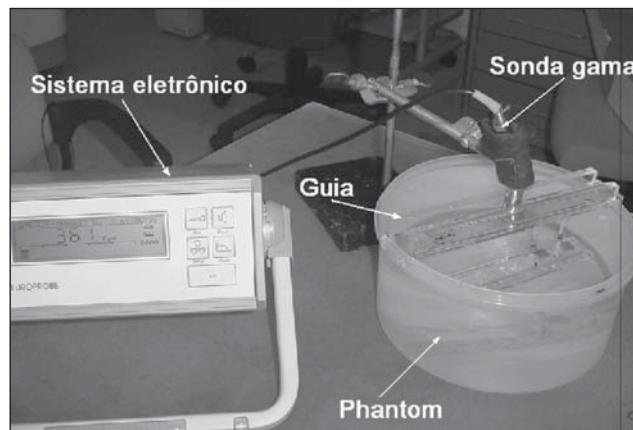


**Figura 4.** PSF para duas fontes pontuais, representando o ponto de injeção e o LS, separados por uma distância *d*.

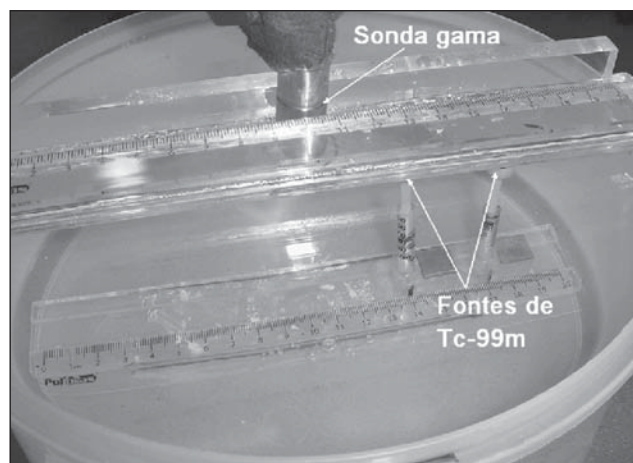
um meio similar ao do tecido humano, foi utilizado um *phantom*, o qual é constituído de um recipiente de 250 mm de diâmetro e 110 mm de altura, contendo água. Nas bordas do recipiente foi posicionado um guia de acrílico, sobre o qual foi colocada uma escala milimetrada, o que permitiu que a sonda pudesse realizar uma varredura sobre a superfície da água, identificando a distância lateral do eixo central da sonda em relação à fonte.

Conforme mostra a Figura 6, a fonte de Tc-99m, radioisótopo geralmente utilizado para a localização do LS, foi colocada dentro de dois pequenos cilindros de acrílico, cada um com 7 mm de diâmetro por 5 mm de altura, que foram fixados em suportes também de acrílico, os quais permitiam a variação da profundidade da fonte em relação à superfície da água. Assim, para estudar a habilidade da sonda em identificar separadamente a atividade do LS da atividade da região dos pontos de injeção, uma das fontes, de atividade 20,42 MBq, foi utilizada para representar a região dos pontos de injeção no tumor primário, e a outra, de atividade 0,70 MBq, para representar o LS.

Inicialmente, foi realizado um estudo da variação da resolução espacial da sonda como função do tipo de meio (ar ou água) e da distância entre a fonte e a janela de entrada da sonda. Para tanto, ajustando-se o sistema eletrônico da sonda para o modo *rater meter*, foram realizadas medidas das taxas de contagens com a sonda realizando uma varredura, sobre a superfície da água, variando de 5 mm em 5 mm a distância lateral em relação a uma fonte de Tc-99m



**Figura 5.** Arranjo utilizado para a realização do estudo da resolução espacial da sonda gama.



**Figura 6.** Posicionamento das fontes de Tc-99m, representando o ponto de injeção e o LS.

**Tabela 1** Características da sonda gama Europrobe.

Intervalo de energias	100 keV a 1 MeV
Dimensão	16 mm de diâmetro e 110 mm de comprimento
Peso	220 g
Eficiência	> 70% (In-111), > 45% (I-131) e > 80% (Tc-99m)
Detector	CsI(Tl)

(20,42 MBq), posicionada a 15 mm da janela de entrada da sonda. Essas medidas foram realizadas com a fonte no ar e depois com a fonte em água. Em seguida, ainda com a fonte submersa, foram realizadas medidas com a fonte posicionada a 25 mm de distância da janela de entrada da sonda.

Posteriormente, para estudar a variação do poder de resolução espacial da sonda em função do uso de colimador na janela de entrada do detector, foi utilizada uma capa colimadora, com a forma de um cilindro de chumbo, com parede de 1,5 mm de espes-

sura e com um furo central. Neste caso, além de realizar medidas com a sonda sem colimador, foram também realizadas medidas com a sonda utilizando tanto um colimador com furo de 2,5 mm como com um colimador com furo de 3,5 mm de diâmetro. Estas medidas das taxas de contagens foram realizadas com a sonda executando uma varredura sobre a superfície da água, variando de 5 mm em 5 mm a distância lateral entre o eixo central da sonda e o ponto de injeção, cuja posição foi considerada como o ponto de referência no guia, con-

forme apresentado na Figura 7. Em todas as medidas executadas o ponto de injeção e o LS, respectivamente, foram posicionados a 10 mm e a 20 mm da superfície da água, e separados por distâncias de 60 mm.

Finalmente, para estudar a variação da resolução espacial da sonda como função da distância entre o ponto de injeção e o LS, foram realizadas medidas utilizando o mesmo arranjo experimental descrito anteriormente, para o ponto de injeção e o LS separados por distâncias de 30 mm, 40 mm, 50 mm e 60 mm, com a sonda utilizando o colimador de 3,5 mm de espessura.

**RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Os resultados do estudo da variação da resolução espacial da sonda como função do tipo de meio (ar ou água), bem como da distância entre a fonte e a janela de entrada da sonda, são apresentados nos gráficos da Figura 8. A figura mostra a PFS obtida para os diferentes meios e distâncias entre a fonte e a janela de entrada da sonda. A partir de cada curva foi determinada a FWHM, conforme exposto na Tabela 2. A análise dos resultados mostra que a mudança do tipo de meio de localização da fonte, ou seja, de ar para água, implica forte deterioração da FWHM, isto é, a resolução piora, aumentando em cerca de 48%. Este aumento no valor da FWHM é consequência do espalhamento sofrido pelos fótons de radiação dentro da água. Por outro lado, os resultados mostram também que ao ser aumentada de 10 mm a distância entre a fonte e a janela

**Tabela 2** FWHM medida para a fonte em diferentes tipos de meios e de distâncias da janela da sonda.

Tipo de meio	Distância entre a fonte e a janela de entrada da sonda (mm)	FWHM (mm)
Ar	15	16,4
Água	15	24,2
Água	25	26,6

de entrada da sonda, mesmo dentro da água, o valor da FWHM sofre pouca deterioração (aumento de cerca de 1%) quando comparada com o resultado obtido com a mudança do meio de localização da fonte.

Os resultados do estudo da variação do poder de resolução espacial da sonda em função da colimação na janela de entrada do detector são apresentados nos gráficos da Figura 9 e na Tabela 3. A análise dos resultados mostra que a aplicação do colimador com orifícios de 3,5 mm e de 2,5 mm de diâmetro resulta em aumentos do PRP de 283% e 376%, respectivamente, em comparação com o PRP determinado com a sonda sem colimador. Isto mostra que o uso do colimador na janela de entrada da sonda contribui para a precisa identificação do LS.

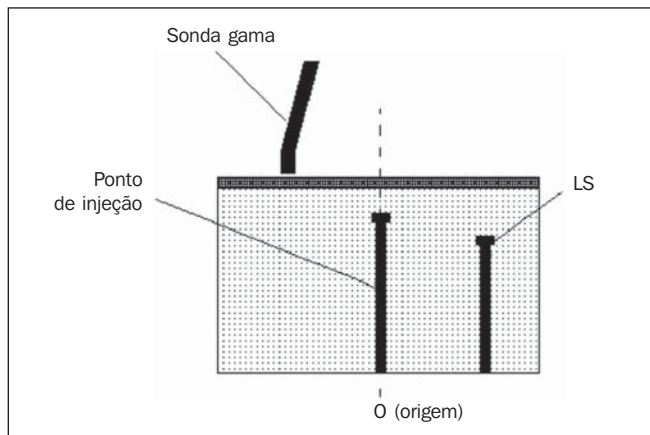
Os resultados do estudo da variação da resolução espacial da sonda como função da distância entre o ponto de injeção e o LS, com a sonda utilizando o colimador com furo de 3,5 mm de diâmetro, são apresentados nos gráficos da Figura 10 e na Tabela 4. A análise destes resultados mostra que, à proporção que a distância entre o ponto de injeção e o LS diminui de 60 mm

**Tabela 3** PRP para o ponto de injeção e o LS separados por 60 mm de distância e posicionados, respectivamente, a 10 mm e 20 mm da janela de entrada da sonda.

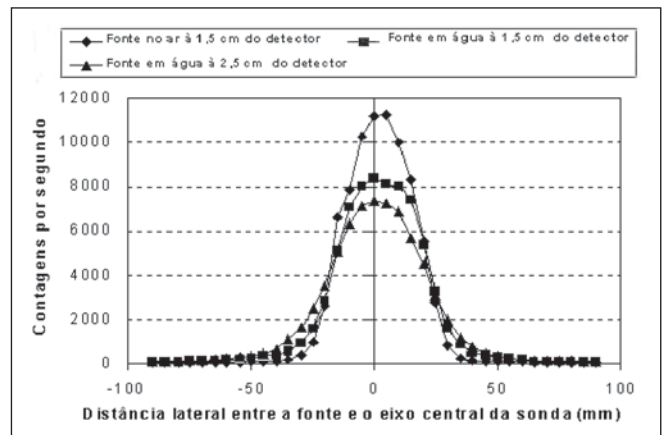
	PRP (%)
Sonda sem colimador	16,4
Sonda com colimador (Ø 3,5 mm)	62,8
Sonda com colimador (Ø 2,5 mm)	78,0

para 30 mm, há uma queda de 45% do poder de resolução, em consequência da sobreposição das taxas de contagens. Todavia, vale ressaltar que, mesmo para a distância de 30 mm entre o ponto de injeção e o LS, ainda é possível a localização precisa do LS, de acordo com os estudo de Britten<sup>(7)</sup>.

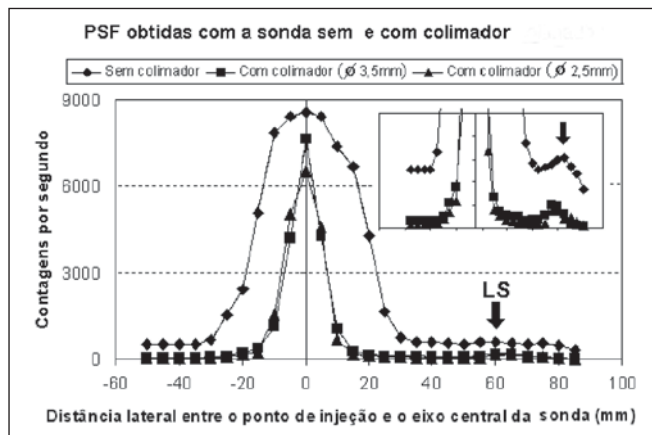
A precisa localização do LS na cirurgia radioguiada é de fundamental importância para o diagnóstico preciso do grau de comprometimento da base linfática próxima ao tumor primário. O estudo da resolução espacial da sonda gama, portanto, permite avaliar o real potencial da sonda na tarefa de localização do LS. Este estudo mostra que o espalhamento da radiação pelo meio possui forte influência no poder de resolução



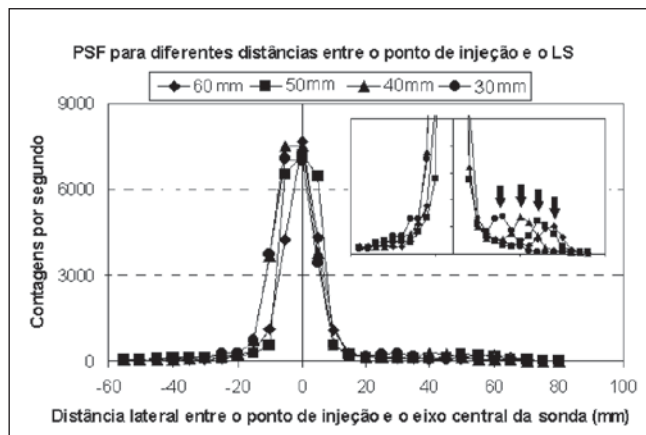
**Figura 7.** Esquema do arranjo utilizado para medir a PSF para duas fontes pontuais, representando o ponto de injeção e o LS, separadas por uma distância *d*.



**Figura 8.** Variação da resolução espacial como função do tipo de meio e da distância entre a fonte e a janela de entrada da sonda.



**Figura 9.** PSF para o ponto de injeção e o LS a 10 mm e a 30 mm da superfície da água, respectivamente, e separados por 60 mm.



**Figura 10.** PSF para diferentes distâncias entre o ponto de injeção e o LS. As setas indicam a posição de maior taxa de contagem medida na região do LS.

**Tabela 4** Variação da PRP como função da distância entre o ponto de injeção e o LS.

Distância entre o ponto de injeção e o LS em mm	30	40	50	60
PRP (%)	40,8	62,8	72,0	74,4

espacial da sonda, o que dificulta a localização do LS em regiões mais profundas. Além disso, pode-se concluir também que o uso de colimador na janela de entrada da sonda incrementa o seu poder de resolução, contribuindo para a precisa identificação do LS, apesar de provocar uma diminuição da eficiência de detecção da sonda. Final-

mente, foi mostrado que a sonda Europrobe é capaz de identificar o LS posicionado a até 30 mm de distância em relação à região dos pontos de injeção.

**REFERÊNCIAS**

1. Halkar RK, Aarsvol JN. Intraoperative probes. *J Nucl Med Technol* 1999;27:188-193.

2. Lima MV, Tavares JM, Silveira RA, Filho MT, Silva FA, Silva LF. Intraoperative use of gamma probe for identification of sentinel node in penile cancer. *Braz J Urol* 2002;28:123-129.  
 3. Zanzonico P, Heller S. The intraoperative gamma probe: basic principles and choices available. *Semin Nucl Med* 2000;30:33-48.  
 4. Knoll GF. Radiation detection and measurement. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1989.  
 5. Ricard M. Intraoperative detection: probes and radiation protection. *Revue de l'Acomen* 2000;3:127-133.  
 6. Zanzonico P, Heller S. The intraoperative gamma probe: basic principles and choices available. *Semin Nucl Med* 2000;30:33-48.  
 7. Britten AJ. A method to evaluate intra-operative gamma probes for sentinel lymphatic node localization. *Eur J Nucl Med* 1999;26:76-83.