

OS DESAFIOS FÍSICOS E DOSIMÉTRICOS PARA O USO DE FONTES SELADAS DE ¹²⁵I

Cecília Haddad

1. INTRODUÇÃO

A braquiterapia de próstata de Baixa Taxa Dose (LDR) tem oscilado em popularidade nos últimos cem anos. Em 1917, em Nova York, agulhas de rádio já eram utilizadas em implantes; na década de 1970, no Memorial Sloan Kettering Cancer Center (MSKCC), sementes de ¹²⁵I começavam a ser usadas por técnica retropúbica e, em 1983, em Copenhagen, Holm passou a executar o procedimento guiado por imagem de ultrassom (Holm, 1997).

Em 1986, o grupo de Seattle (Grimm; Sylvester, 2004) aprimorou essa técnica com o uso de *templates* e o cálculo otimizado da distribuição da dose por computador. Também com a disponibilidade de diferentes métodos de imagens e com a introdução de isótopos de baixa energia, a técnica ganhou novo interesse (Nag et al., 1999).

Muitas vezes determinar a equivalência de uma modalidade de tratamento já existente com uma inovadora é suficiente comparar as distribuições e taxas de dose. Porém, a avaliação quantitativa

das características dosimétricas de novos dispositivos usados em radioterapia é uma parte crítica na qual os físicos devem estar ativamente envolvidos.

As etapas envolvidas neste processo de avaliação são (Nath et al., 2016):

- considerações dosimétricas para implementação clínica (incluindo calibrações, cálculos de dose e aspectos radiobiológicos);
- riscos e benefícios dentro de uma perspectiva regulatória e de segurança;
- avaliação de recursos e preparação.

2. ISÓTOPOS UTILIZADOS

Os isótopos mais utilizados são o ¹²⁵I e o ¹⁰³Pd, e, mais recentemente, o ¹³¹Cs passou a ser uma nova opção (tabela 1).

Isótopo	Meia-vida (dias)	Energia Média (keV)	Ano Introduzido	Atividade utilizada em monoterapia	
				(mCi)	(U)
¹²⁵ I	59,6	28	1965	0,3 - 0,6	0,4 - 0,8
¹⁰³ Pd	17	22	1986	1,1 - 2,2	1,4 - 2,8
¹³¹ Cs	9,7	30	2004	2,5 - 3,9	1,6 - 2,5

Tabela 1 – Isótopos usados em braquiterapia de próstata com baixa taxa de dose.

Fonte: Ravinder Nath, 2005.

As fontes de ^{125}I e ^{103}Pd são projetadas de forma a melhorar a sua visualização pelo ultrassom e raios X e minimizar os artefatos de imagem na tomografia computadorizada (TC) e na ressonância magnética (MRI).

A semente de ^{125}I pode ter o encapsulamento com um marcador de tungstênio, assim como a semente de ^{103}Pd pode ser composta por pastilhas colocadas lateralmente ao marcador de chumbo recoberto por titânio e soldado a laser, também para ser mais bem visualizado nos sistemas de imagens.



Figura 1. Best Medical International Inc.

Fonte: Best Medical International Inc.

3. FONTES: REGISTRO E UTILIZAÇÃO

Nos EUA, os fabricantes precisam obter a aprovação do FDA para introduzir novos produtos no mercado. Na Europa, uma aprovação semelhante é realizada usando a marcação CE (Conformité Européenne) para indicar a conformidade com os regulamentos europeus. O objetivo geralmente é demonstrar a equivalência de produtos inovadores aos dispositivos médicos existentes na promoção da segurança do paciente (Nath et al., 2016).

Embora as mudanças de projeto para novas fontes ^{125}I e ^{103}Pd sejam provavelmente mínimas, essas mudanças podem alterar substancialmente as características dosimétricas, devido à forte dependência das interações de fótons de baixa energia em função da energia e do número atômico.

Os dois isótopos estão disponíveis como sementes individuais e também em *Cartridge* (Figura 2), composto por dez sementes previamente esterilizada, tendo vantagem de as sementes serem mais facilmente alinhadas, atingindo um melhor resultado dosimétrico (Lee et al., 2002), reduzindo a chance de migração (Sarkar et al., 2013), além de o carregamento da agulha ser mais fácil.



Figura 2. Sementes em Cartridge – Best Medical International Inc.

Fonte: Autora.

A partir de 2004, o ^{131}Cs , com meia-vida de 9,7 dias, passou também a ser usado. Embora apresente meia-vida mais curta que o ^{125}I e o ^{103}Pd , sua energia é maior, possibilitando entregar a dose mais rapidamente com um menor número de sementes e podendo reduzir os riscos de reações urinárias (Buyyounouski et al., 2012).

Radionuclídeo	Fabricante	Fontes	Modelo
^{125}I	Best Medical International Inc	Best I-125 Source	2301
^{125}I	BARD Medical	125 Implant Seeds	STM1251
^{125}I	IsoAid, LLC	Advantage I-125	IAI-125A
^{125}I	Theragenics	I-Seed I-125	AgX100
^{103}Pd	Best Medical International Inc	Best Palladium - 103	2335
^{103}Pd	IsoAid, LLC	Advantage Pd-103	IAPd-103A
^{103}Pd	Theragenics Corporation	TheraSeed	200
^{103}Pd	CivaTech Oncology	CivaString	CS10
^{103}Pd	CivaTech Oncology	CivaDot	-
^{131}Cs	IsoRay Medical Inc	Proxcelan	CS-1 Rev2

Tabela 2 – Fontes de baixa taxa de desse utilizadas e registradas de acordo com o AAPM-IROCHouston (Mourtada, 2020).

Fonte: Mourtada, 2020.

No processo de revisão das inovações na braquiterapia com sementes, alguns pontos fracos e oportunidades de melhoria foram identificados.

4. ASPECTOS MECÂNICOS, FÍSICOS E DOSIMÉTRICOS

Devem ser considerados os seguintes aspectos mecânicos, físicos e dosimétricos para a implantação do programa de terapia com sementes:

4.1 Template

É importante verificar se a grade do *template*, composto por letras e números mostrados na tela do ultrassom (US) é a mesma do Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS), a mesma do cofre onde serão colocadas as agulhas após a montagem e, principalmente, a mesma do *template* físico onde serão implantadas as agulhas no paciente (Figura 3). Este cuidado além de facilitar o trabalho da equipe, introduz segurança ao procedimento.

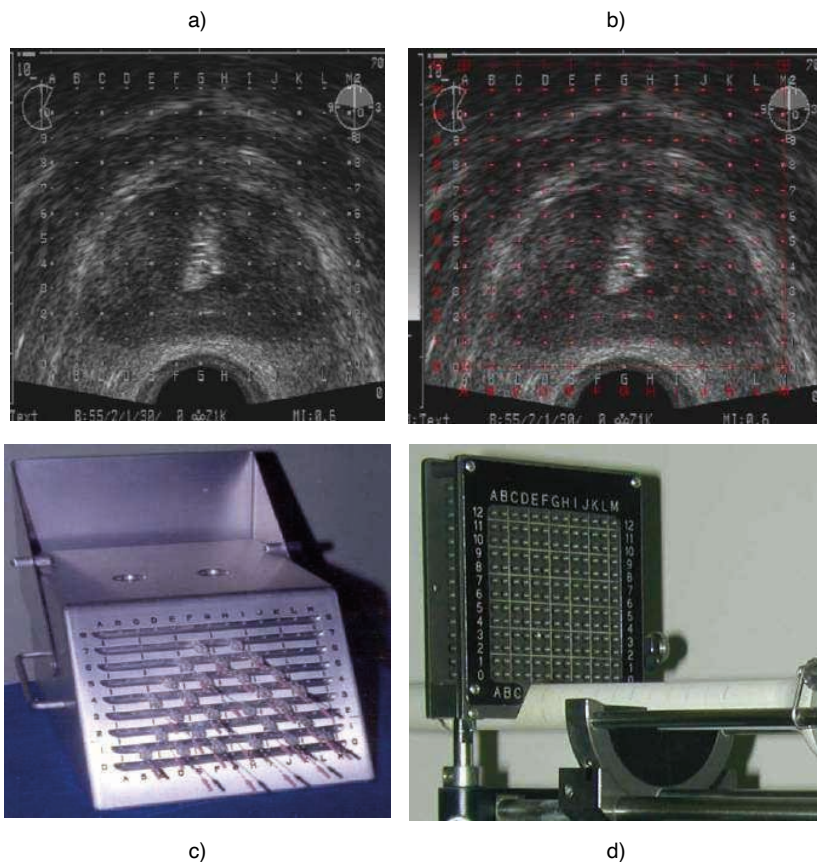


Figura 3. Templates: a) tela US; b) tela TPS; c) cofre; d) local onde as agulhas são inseridas

Fonte: Autora.

4.2 Descrição da fonte no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS)

As fontes de ^{125}I e ^{103}Pd produzidas atualmente diferem das antigas na sua configuração e encapsulamento. Embora as dimensões externas dessas novas fontes sejam quase idênticas às antigas, sua estrutura geométrica interna, como a forma e os materiais do marcador de raios X, a espessura e os materiais das tampas das extremidades e a distribuição do radionuclídeo variam entre os modelos de diferentes fabricantes.

Desta forma, a descrição da fonte no sistema de planejamento tem um papel importante para o tratamento, pois a geometria da fonte nos leva a utilizar diferentes parâmetros de constante de taxa de dose, de dose radial e função anisotrópica, de distribuição de dose, de dose no OAR (órgão de risco) e no PTV. Assim, o volume-alvo planejado pode apresentar mudanças significativas, levando a resultados clínicos não desejados (Figura 4 e Figura 5).

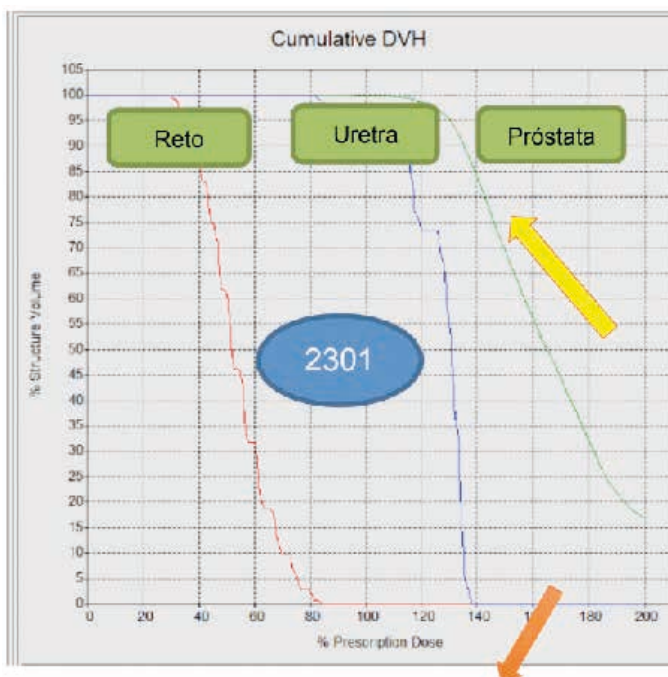
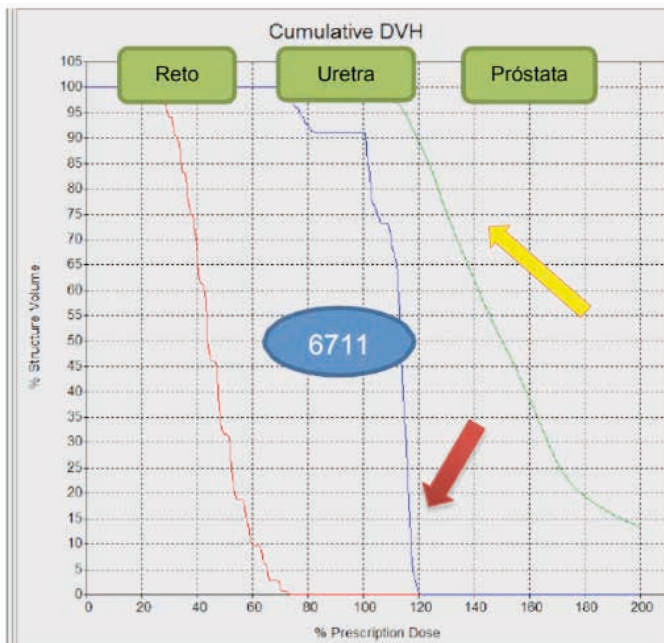


Figura 4 – Histograma dose-volume gerado para duas sementes de Iodo-125 de dois fabricantes distintos, mostrando diferenças marcantes principalmente nas regiões de alta dose, calculado pelo TPS Variseed –Varian.

Fonte: Autora.

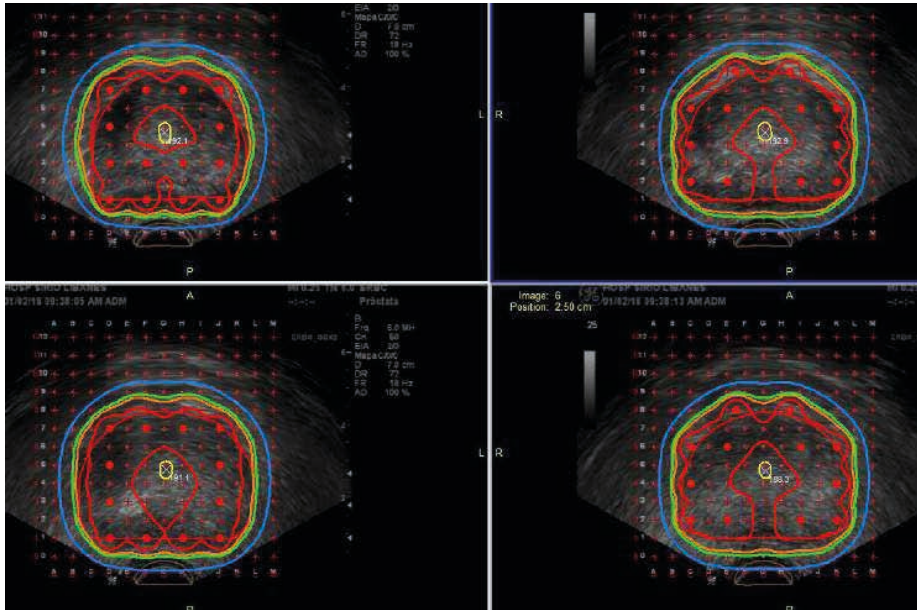


Figura 5 – Distribuição de dose gerada para duas sementes de Iodo-125 de dois fabricantes distintos: respectivamente, a OncoSeed® 6711, da Amersham; e a Best® 2301, da Best MedicalInternational.

Fonte: Autora.

Ao comparar a distribuição da dose no volume que recebe 100% da dose prescrita, foram observadas diferenças de até 10%, principalmente na região de alta dose dentro do implante. A razão disso pode ser explicada por diferenças nas geometrias da fonte, incluindo o encapsulamento interno, o que leva a diferentes parâmetros de constantes de taxa de dose, dose radial e funções de anisotropia.

4.3 Prescrição e dose

O Comitê de Radioterapia da AAPM, em 1988, formou o TaskGroup 43 (Nath et al., 1995) para revisar a dosimetria das fontes utilizadas para braquiterapia intersticial e recomendar um protocolo de dosimetria que incluísse um formalismo de cálculo de dose e um conjunto de dados para os parâmetros de dosimetria.

Em 1995, este *Report* foi aprovado e apresentou um formalismo que define as grandezas físicas como a *kerma strength*, função radial de dose, função anisotropia, constante de taxa de dose etc. Apresentou também as equações necessárias para o cálculo de dose, usando estas grandezas para uma única fonte.

Estas grandezas introduzidas diferem conceitualmente das unidades em usona época. A utilização destes novos valores recomendados resultaram em variações de até 17% na dose entregue a um dado volume.

Para a semente 6711, da Amershan, se a prescrição de dose fosse de 160Gy, com este novo formalismo do TG-43, recomendava-se dimensionar a dose prescrita para 145Gy, para se obter o mesmo efeito clínico.

Nessa data, o físico qualificado em braquiterapia junto com o rádio oncologista devem avaliar cuidadosamente as implicações para implementar estas recomendações, visto que altera a dose clínica prescrita.

O formalismo pode ser usado para fontes de alta e de baixa taxa de dose, para algumas fontes específicas.

A literatura sobre dosimetria de braquiterapia tem crescido bastante, documentando metodologias de dosimetria aprimoradas e caracterização dosimétrica para modelos de origem específicos. Em resposta a esses avanços, o subcomitê de dosimetria de braquiterapia intersticial de baixa energia da AAPM (Rivard et al., 2004) apresentou, em 2004, um protocolo revisado para cálculo de distribuições de dose para fontes de braquiterapia emissora de fótons.

Entre as abordagens destacam-se:

- uma revisão da definição de atividade de *kerma* no ar;
- a eliminação da atividade aparente para especificação da atividade da fonte;
- a eliminação da constante de anisotropia em favor da função de anisotropia unidimensional dependente da distância;
- a orientação sobre a extrapolação dos parâmetros tabulados do TG-43 para distâncias maiores e menores.
- o relatório inclui também um conjunto de dados de consenso, na forma de:
 - constantes de taxa de dose,
 - funções de dose radial e
 - funções de anisotropia unidimensionais (1D) e bidimensionais (2D), para todos os modelos de fonte de braquiterapia de baixa energia que atendem aos pré-requisitos dosimétricos da AAPM.

Porém, desde 2004, várias novas fontes tornaram-se disponíveis, as quais satisfazem os pré-requisitos da AAPM para fins clínicos de rotina.

Com as interações cada vez mais frequentes entre a AAPM e o Groupe Europeen de Curietherapie-European Society for Radiotherapy & Oncology (GEC- ESTRO) as duas sociedades foram movidas a preparar um novo suplemento contendo parâmetros de dosimetria recomendados para onze fontes de braquiterapia com emissão de fótons de baixa energia. O relatório Suplemento 2, publicado em 2017, apresenta conjuntos de dados de consenso aprovados pela AAPM e pelo GEC-ESTRO (Rivard et al., 2017), e a AAPM recomenda que este seja adotado no uso clínico.

4.4 Definição da atividade da fonte

O certificado de calibração da fonte mostra o valor numérico da atividade em diferentes unidades como Ar Kerma Rate (mGy h⁻¹ a 1m), MBq e mCi. No Sistema de Planejamento (TPS) podemos escolher entre Ar Kerma Rate ou mCi.

Dica:

- Para a semente de ¹²⁵I, se a unidade de atividade for trocada de Ar Kerma Rate para mCi, estaremos inicialmente introduzindo um erro da ordem de 27%, pois 0,508 Ar Kerma equivale a 0,400 mCi.

4.5 Calibração das sementes

Para obtermos a exata distribuição da dose pelas fontes de braquiterapia, é preciso determinar a calibração da fonte em um ponto de referência. Para fontes de fótons, isso geralmente é mostrado como *kerma* no ar (SK), nos EUA, e taxa de *kerma* no ar de referência, na Europa.

O TG-167 (Nath et al., 2016) mostra um breve histórico da calibração de fontes ¹²⁵I e ¹⁰³Pd e ilustra os problemas que podem surgir quando os padrões de calibração de dosimetria são revisados ou novas fontes são introduzidas.

Um padrão de calibração primário para fontes de braquiterapia ¹²⁵I de baixa energia e baixa taxa de dose (LDR) foi implementado no National Bureau of Standards (o antigo NIST), em 1984, por Loftus, usando a câmara de ionização de ar livre desenvolvida por Ritz (Ritz, 1959). A calibração foi então transferida para os laboratórios de calibração de dosimetria credenciados (ADCLs) e, de 1985 a 1988, medições e simulações de Monte Carlo (MC) identificaram a contribuição dos raios X característico do titânio a 4,5 keV, que adicionava 10% à fluência da fonte no ar, sem influenciar na dose de tecido clinicamente relevante.

Em 1993, Loevinger revisou o padrão de calibração, introduzindo o projeto da câmara de ar livre de Wide-Angle (WAFAC) para a medição dessas fontes, que incluía um filtro de alumínio para remover os raios X de titânio, radiação que contribuiu para as medições de Loftus (Seltzer et al., 2003).

Os testes continuaram e, em 1999, um novo padrão foi definido, o qual diminuiu o *kerma* no ar em 10,3%. Essa alteração ocorreu principalmente devido à retirada da influência dos raios X produzidos no titânio material usado no encapsulamento da fonte, componente sem importância clínica.

Este novo padrão de calibração do NIST (1999) ajudou os fabricantes de sementes a projetar novas sementes e dar aos profissionais e pacientes maior confiança em saber que sua dose de radiação estava sendo entregue de forma mais exata.

4.6 Calibração de referência para uso clínico

As fontes de braquiterapia recebem inicialmente uma “calibração” do fabricante. Não é incomum, que uma instituição adote esta calibração, sem verificação. No entanto, é responsabilidade da instituição verificar se essa calibração está correta, dentro dos limites de tolerância definidos para sua aceitação devendo a instituição comparar o valor declarado do fabricante com o seu próprio padrão.

Idealmente, toda fonte radioativa a ser implantada em um paciente deve ser calibrada. Na prática, entretanto, as limitações de tempo, exposição do pessoal ou outras restrições físicas podem impedir esse nível de meticulosidade.

AAAPM recomenda a calibração de, pelo menos, 10% das sementes para cada implante de múltiplas fontes antes do implante, ou dez fontes, o que for maior.

Dica:

- se a verificação da intensidade da fonte pela instituição discordar dos dados do fabricante em mais de 3%, recomenda-se que a fonte da discordância seja investigada.
- se houver uma disparidade não resolvida superior a 5%, recomenda-se que essa discordância seja relatada ao fabricante (Butler et al., 2008).
- é sempre aconselhável pedir ao fabricante para revisar a calibração das fontes para ajudar a resolver essas discrepâncias.
- toda instituição que pratica a braquiterapia deve ter um sistema de medição da atividade da fonte com rastreabilidade metrológica para todos os tipos de fonte usados em sua prática.

Na última década, o número de fabricantes de fontes de braquiterapia de baixa energia cresceu de forma significativa. Algumas dessas fontes seus projetos são diferentes umas das outras, e a resposta do equipamento de medição deve ser determinada para cada modelo de fonte por conta da anisotropia, atenuação e de outros fatores.

É importante que quaisquer dos métodos de calibração utilizados sejam rastreáveis a um Laboratório de Metrologia ligado à rede Metrológica Internacional, como o Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST), nos EUA, ou similares em outros países (Nath et al., 2016).

Como exemplo, podemos citar o Hospital Sírio-Libanês (HSL), que utiliza Braquiterapia de Baixa Taxa de Dose (LDR) desde 1998 e já tratou 1.116 pacientes utilizando duas sementes diferentes: a OncoSeed® 6711, da Amersham, de 1998 a março de 2016, em 1.034 pacientes; e a Best® 2301, da Best Medical International Inc, de março de 2016 até hoje, em 83 pacientes.

A câmara poço (Standard Imaging-HDR 1000 Plus) utilizada para a calibração de referência das sementes tinha o coeficiente de calibração específico para a semente OncoSeed fornecido pelo ADCL da University of Wisconsin. A partir de 2016, o IPEN ganhou a licitação pela empresa Best Medical International Inc.

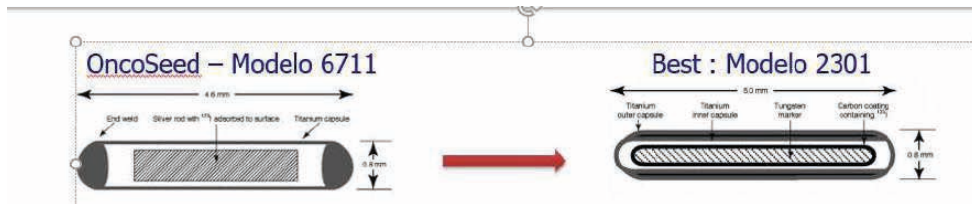


Figura 6 – Desenho das sementes
 Fonte: Amersham, OncoSeed Best Medical International.

Ao utilizarmos o mesmo fator para a calibração da semente da Best Medical International, obtivemos diferenças de até 17% entre o valor medido e o valor do certificado, pois as sementes, apesar de serem do mesmo isótopo e atividade, possuem encapsulamento e geometria diferentes.

Dica:

- A câmara poço a ser utilizada para a calibração das sementes deve ter coeficiente de calibração específico para a semente de cada fabricante, pois a configuração e o encapsulamento podem resultar em grandes diferenças no valor do Air Kerma Strength.
- Como no Brasil ainda não há um laboratório credenciado para realizar a calibração da câmara para diferentes fontes, executar a calibração cruzada com as fontes de atividades conhecidas pode ser uma alternativa aceitável e temporária.

A empresa Best Medical International (empresa que IPEN usa atualmente para importação) enviou ao IPEN três sementes calibradas pelo NIST com diferentes atividades (0,502 mCi, 1,001 mCi e 1.194mCi), e um novo fator de calibração foi medido para a semente com nossa câmara de poço local (Figura 7).



Figura 7 – a) Sementes calibradas pelo NIST ; b) Calibração de Camara Poço.

Fonte: Autora.

Utilizando este novo fator obtido, foi observada uma diferença de 3% entre o valor medido e o valor do certificado. Portanto, este procedimento deve ser adotado não como ideal, porém como uma solução razoável para viabilizar a calibração das sementes no cenário onde não existe um laboratório credenciado.

4.7 Treinamento e organização da equipe

Um componente importante para a introdução de um programa de braquiterapia de próstata com sementes, por exemplo, é a organização e o treinamento da equipe clínica. O objetivo geral é destacar as questões críticas e a inexistência de alguma informação que possa afetar a dose entregue em consequência à resposta clínica.

Quando a equipe é criada, o treinamento específico do fornecedor deve ser feito, e cada membro da equipe clínica deve apresentar suas qualificações em sua área de atuação.

O treinamento externo deve ser feito no início, mas o treinamento específico da instituição deve ser solicitado para se adequar à equipe local. Este treinamento ajudará a visualizar as áreas de problemas em potencial que são exclusivas do modelo e das práticas da equipe local.

5. PONTOS IMPORTANTES

- A grade do *template*, composto por letras e números do US, do TPS, do cofre e de onde serão inseridas as agulhas deve ser a mesma.
- O controle da qualidade da coincidência do *template* do US e de onde serão inseridas as agulhas é obrigatório.
- A descrição da fonte no TPS deve ser exatamente a da semente a ser implantada.
- Para o cálculo de dose, deve ser utilizado o TG-43 e suas atualizações.
- No TPS deve-se ter atenção na unidade de atividade a ser colocada (ArKerma Rate ou mCi), valores com 27% de diferença para o ^{125}I .
- A câmara poço a ser utilizada para a calibração das sementes deve ter coeficiente de calibração específico para a semente de cada fabricante.
- Se a verificação da intensidade da fonte pela instituição discordar dos dados do fabricante em mais de 3%, a fonte da discordância deve ser investigada; e se houver uma diferença superior a 5%, esta deve ser relatada ao fabricante.
- Após a colocação das sementes, o levantamento radiométrico deve ser feito na sala.

6. CASO REAL: IMAGENS DE ULTRASSOM, PLANEJAMENTO, SELEÇÃO DAS FONTES, INSERÇÃO, PÓS PLANEJAMENTO E CALIBRAÇÃO DAS FONTES

1. Estudo Volumétrico: obtido por imagens de Ultrassom a cada 5 mm

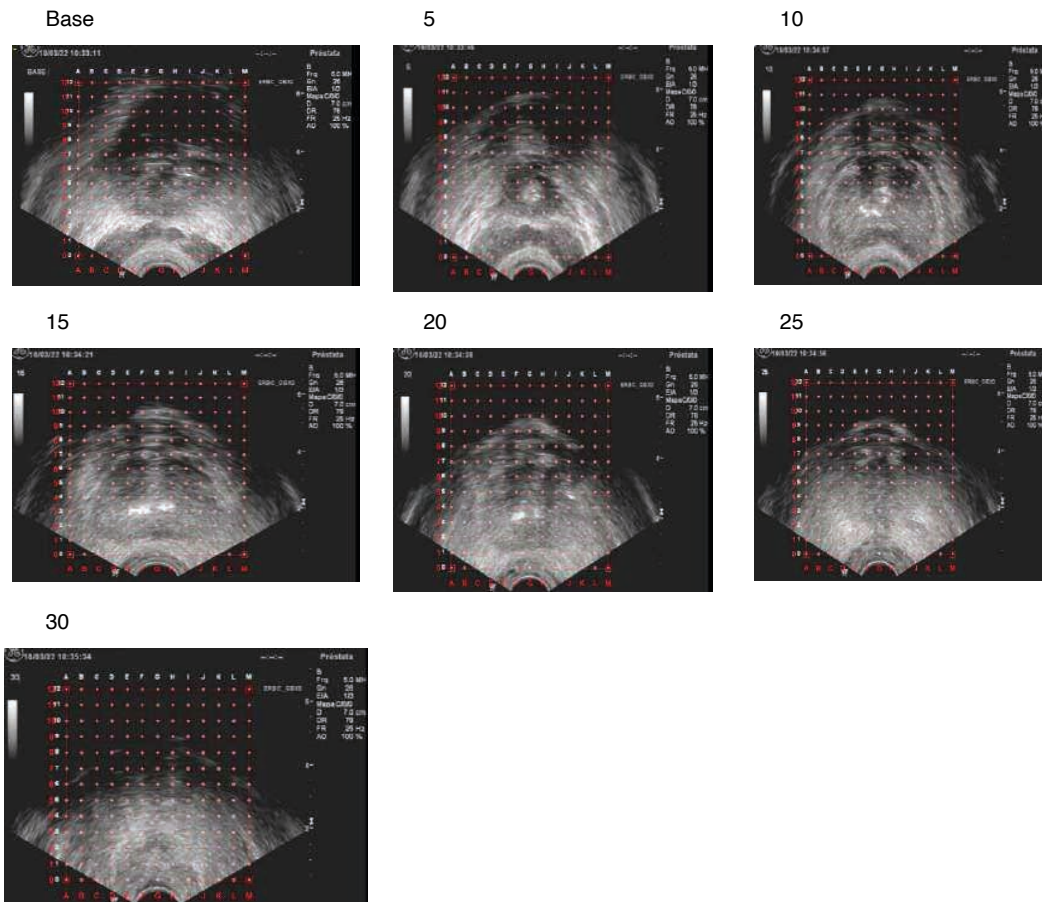


Figura 8 – Imagens do Estudo Volumétrico.

Fonte: Autora.

2. Delineamento de volumes-alvo e órgãos em risco

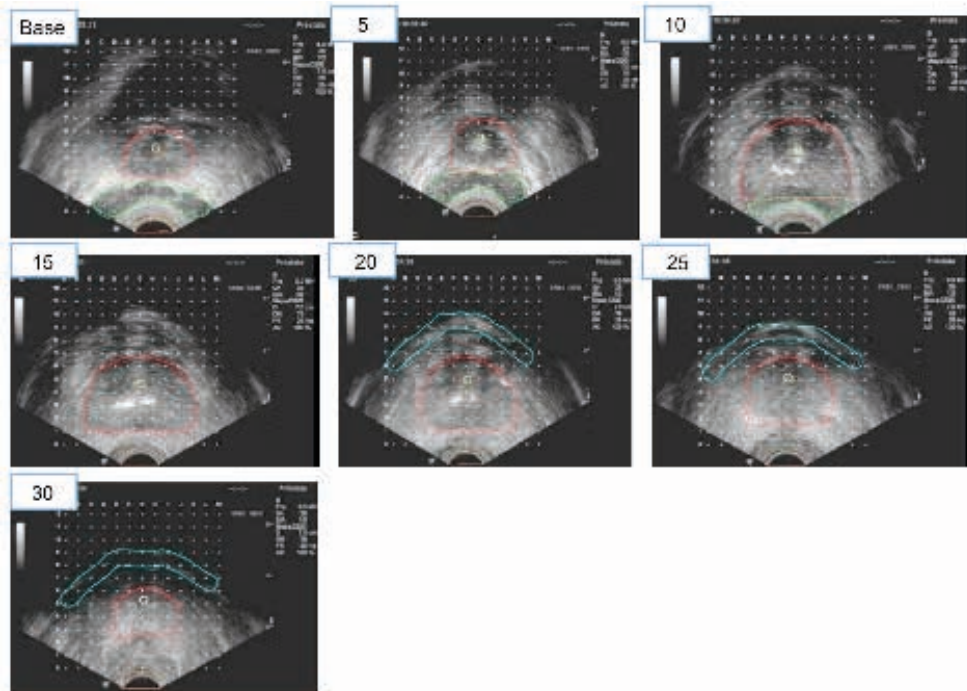


Figura 9 – Imagens com desenho de Próstata e OAR.

Fonte: da Silva (2022).

3. Planejamento: selecionar do número de sementes e distribuir

- Carregamento **uniforme**: seguindo o sistema de Quimby (Quimby; Goodwin, 1970), as sementes são colocadas em toda o volume da próstata com distâncias fixas de 1 cm umas das outras, em profundidadena direção craniocaudal, alternando em planos pares e ímpares a cada 0,5 cm a colocação anteroposterior e laterolateral em 0,5 cm umas das outras.
- Carregamento **periférico**: seguindo o sistema de Paterson-Parker (Paterson et al., 1958), as sementes são colocadas somente na periferiada próstata, com atividades mais altas.
- Carregamento **uniforme modificado**: são intercalados planos com carregamentos uniformes e periféricos.
- Cada um dos modelos de carregamento apresenta vantagens e desvantagens, e a uniformidade, na maioria das situações, clínicas satisfaz os requerimentos do rádio-oncologista, do urologista e do físico.

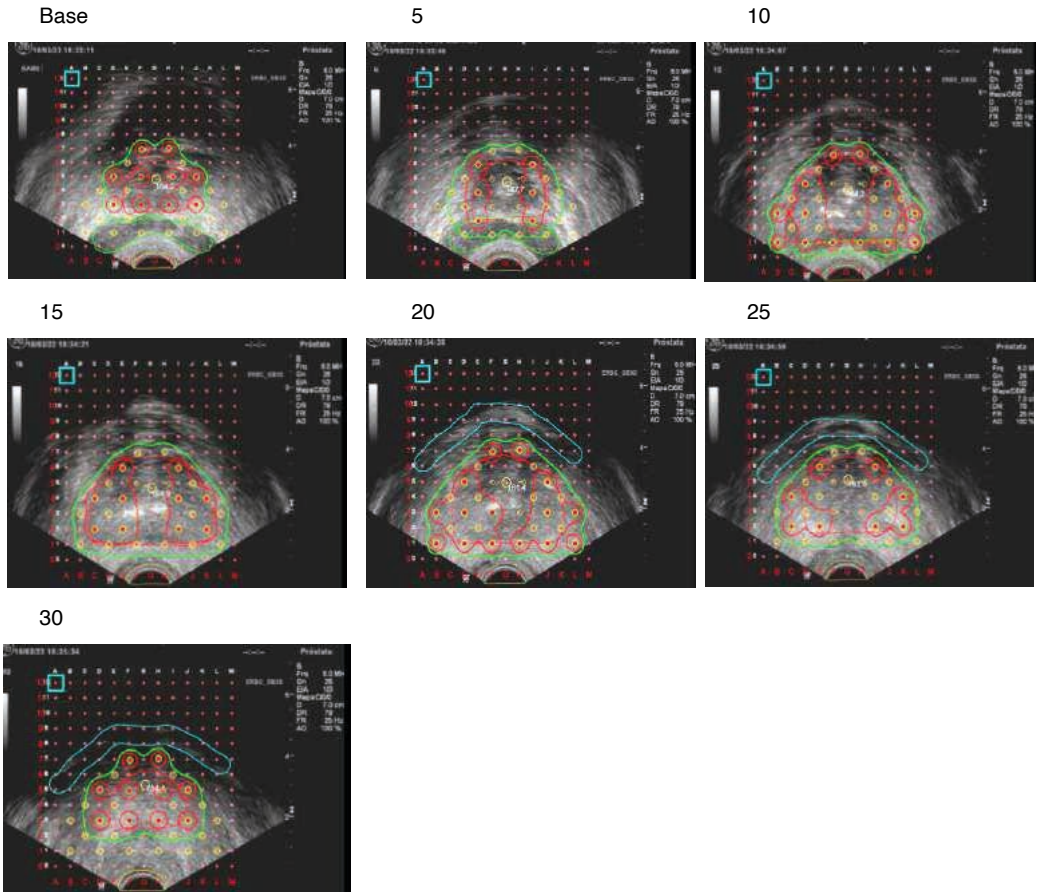


Figura 10 – Posição das sementes e Distribuição de dose.

Fonte: Autora.

Constraints a serem obedecidos (Seattle, abril de 2007)

- Dose em PTV 100%
- Vol. com 150% dose $\leq 50\%$
- Dose uretra $< 120\%$ de dose prescrita (175 Gy)
- Dose Reto ≤ 100 Gy
- Reto $V_{100} < 1cc$

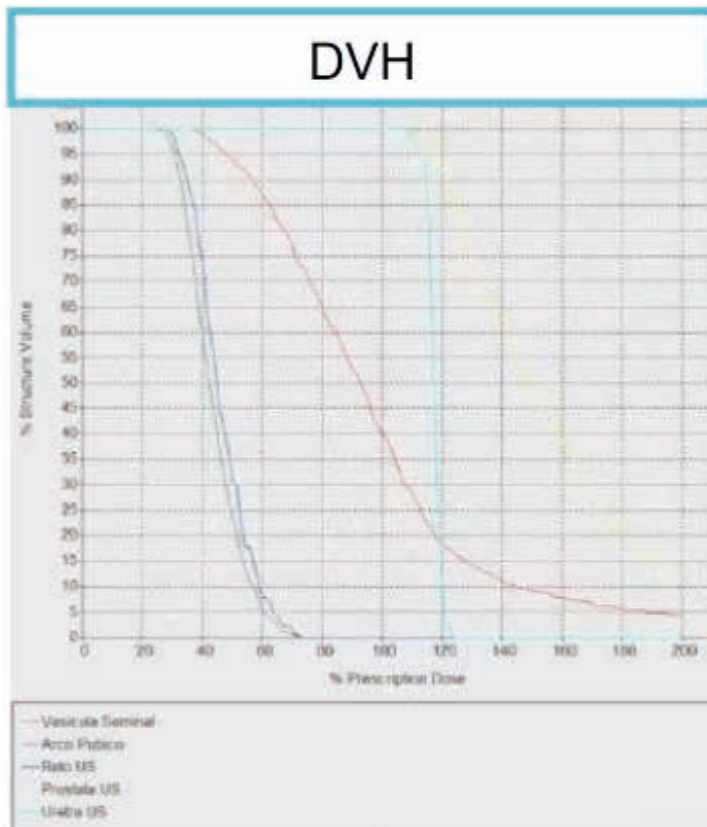


Figura 11 – Histograma Dose Volume.

Fonte: Autora.

Seq. Semente	Atividade (MBq)	Plan. (mm)	Material (mg)	Posição (mm)	Comentário
1	0.00	17	4		
2	0.00	17	4		
3	0.00	20	4		
4	0.00	18	2		
5	0.00	18	2		
6	0.00	18	2		
7	0.00	18	2		
8	0.00	18	2		
9	0.00	18	2		
10	0.00	18	2		
11	0.00	18	2		
12	0.00	18	2		
13	0.00	18	2		
14	0.00	18	2		
15	0.00	18	2		
16	0.00	18	2		
17	0.00	18	2		
18	0.00	18	2		
19	0.00	18	2		
20	0.00	18	2		
21	0.00	18	2		
22	0.00	18	2		
23	0.00	18	2		
24	0.00	18	2		
25	0.00	18	2		
26	0.00	18	2		
27	0.00	18	2		
28	0.00	18	2		
29	0.00	18	2		
30	0.00	18	2		
31	0.00	18	2		
32	0.00	18	2		
33	0.00	18	2		
34	0.00	18	2		
35	0.00	18	2		
36	0.00	18	2		
37	0.00	18	2		
38	0.00	18	2		
39	0.00	18	2		
40	0.00	18	2		
41	0.00	18	2		
42	0.00	18	2		
43	0.00	18	2		
44	0.00	18	2		
45	0.00	18	2		
46	0.00	18	2		
47	0.00	18	2		
48	0.00	18	2		
49	0.00	18	2		
50	0.00	18	2		



Figura 12 – a) Posição de agulhas e sementes ; b) Visualização distribuição de dose 3D.

Fonte: Autora.

4. Montagem das agulhas

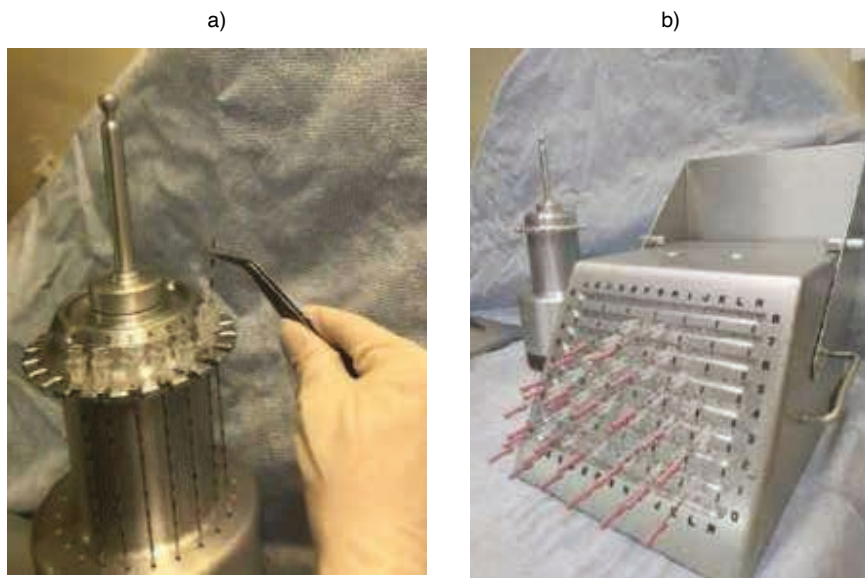


Figura 13 – a) montagem das agulhas; b) cofre.

Fonte: Autora.

5. Procedimento: acompanhado com Ultrassom e Escopia

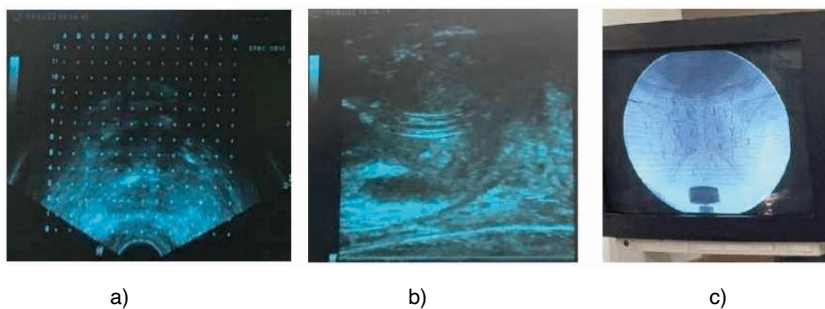


Figura 14 – Imagens de Ultrassom(a) e de Escopia(b).

Fonte: da Silva (2022).

6. Pós-planejamento com imagens do CT

Recomenda-se que a tomografia para o cálculo pós-planejamento seja feita com cortes na direção n da base ao ápice da próstata com slices de 5 mm e espessura de 3 mm.

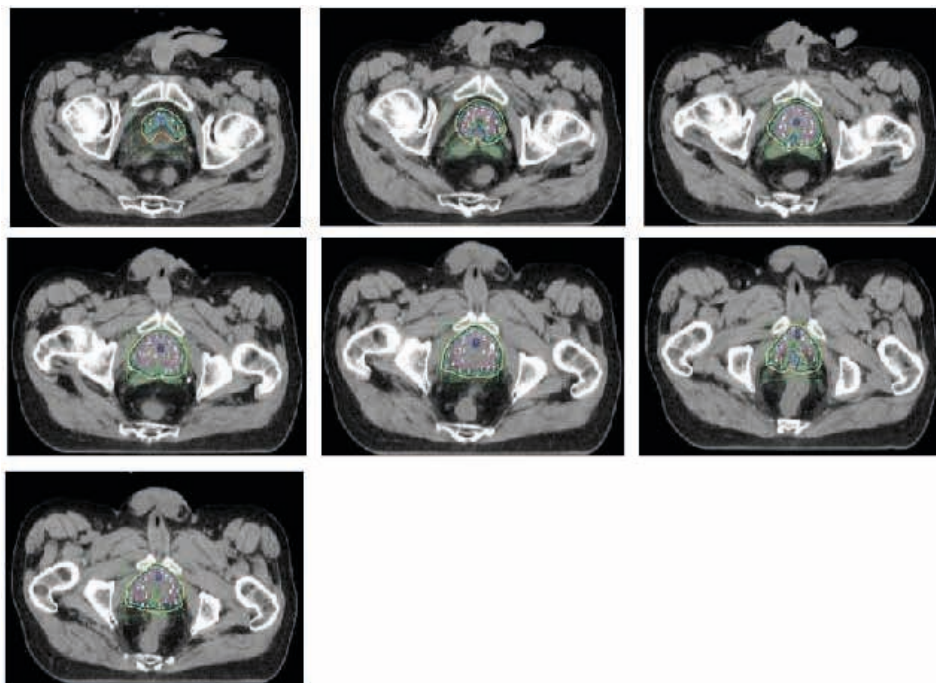


Figura 15 – Distribuição de Dose no Pós-planejamento.

Fonte: da Silva (2022).



Figura 16 – Visualização 3D do Pós-planejamento.

Fonte: Autora.

- O rádio-oncologista deve avaliar a dose resultante no pós-planejamento. Se $D_{90\%} < 90\%$ (dose em 90% da próstata for menor que 90% da dose prescrita), algum ajuste ou complementação deve ser realizado.

7. Calibração das fontes



Figura 17 – Calibração de sementes com câmara poço.

Fonte: A autoria própria.

SEMENTES DE I-125

CALIBRAÇÃO

Condições de Medida		
Câmara HDR 1000 Plus - Tipo Poço		
Eletrômetro UNIDOS E		
Fator Calibração ($\mu\text{Gy}/\text{hA}$) m^2 = 1,932E+11		
Dispositivo para Rapid Strand - 1 Semente		
Lote	573	Reference 53674
Data Atual (dia/mês/ano) 10/03/2022		
Pressão (pol Hg) =	27,31	ktp
Temperatura (°C) =	23,9	1,1027

Fontes de Iodo 125 - Certificado de Calibração				
# Lote	Data de Calibração	Atividade		Air Kerma Strenght
		mCi	MBq	U ($\mu\text{Gy}.\text{m}^2/\text{h}$)
573	16/02/2022	0,3910	14,28	0.4966

Calibração da Fonte	
Leitura (nC)	0,107
Tempo (s)	60
Air Kerma Strenght U ($\mu\text{Gy}.\text{m}^2/\text{h}$)	
Medido	Decalido a partir da calibração
0.3798	0,3841
Diferença	
-1,14%	

Tabela 3 – Planilha utilizada na calibração das fontes com os parâmetros mais importantes a serem registrados.

Fonte: Autora.

Documentos sugeridos para leitura acerca da implantação de um programa de braquiterapia de próstata com sementes:

- **TG-56 (1997):** Code of practice of brachytherapy physics.
- **TG-43 (1999):** Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Committee.
- **TG-64 (1999):** Permanent prostate seed brachytherapy.
- **TG-43-U1 Update (2004):** Revised AAPM protocol for brachytherapy.
- **TG-137 (2009):** Dose prescription and reporting methods for prostateBTx.
- **(2011):** College of Radiology (ACR) Practice Guideline for the Transperineal Permanent Brachytherapy of Prostate Cancer.

- **TG-186 (2012):** model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the formalism TG-43 – Current status and recommendations for clinical implementation.
- **TG-167 (2016):** Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications.
- **Supplement 2 (2017):** for the 2004 update of the AAPM Task Group 43 Report – Joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO.

REFERÊNCIAS

BUTLER, W. M. et al. Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsibilities: Report of the AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group. *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 3860-3865, 2008.

BUYOUNOUSKI, M. K. et al. A survey of current clinical practice in permanent and temporary prostate brachytherapy: 2010 update. *Brachytherapy*, v. 11, n. 4, p. 299-305, ago. 2012.

GRIMM, P.; SYLVESTER, J. Advances in Brachytherapy. *Reviews in Urology*, v. 6, n. Supplement 4, p. S37-S48, 2004.

HOLM, H. H. The history of interstitial brachytherapy of prostatic cancer. *Seminars in Surgical Oncology*, v. 13, n. 6, p. 431-437, 1997.

LEE, W. R. et al. Radioactive sources embedded in suture are associated with improved postimplant dosimetry in men treated with prostate brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, v. 65, n. 2, p. 123-127, nov. 2002.

MOURTADA, F. *Fundamentals of LDR Prostate Program Quality and Safety*. Lecture in Joint AAPM I COMP Virtual Meeting. EUA, 12 jul. 2020. Disponível em: <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/155-53936-1531640-157408-1554813554.pdf>. Acesso em: 9 mar. 2022.

NAG, S. et al. American Brachytherapy Society (ABS) recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 44, n. 4, p. 789-799, 1 jul. 1999.

NATH, R. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43. American Association of Physicists in Medicine. *Medical Physics*, v. 22, n. 2, p. 209-234, fev. 1995.

NATH, R. et al. Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications: Report of Task Group 167. *Medical Physics*, v. 43, n. 6 Part 1, p. 3178–3205, 2016.

NIST. NIST Improves Accuracy of Radioactive Seeds Used to Treat Prostate Cancer. Disponível em: <https://www.nist.gov/news-events/news/1999/03/nist-improves-accuracy-radioactive-seeds-used-treat-prostate-cancer>. Acesso em: 9 mar. 2022.

PATERSON, R. et al. *Radium Dosage: The Manchester System*. 8. ed. Edinburgh: E. & S. Livingstone Ltd., 1958.

QUIMBY, E. H.; GOODWIN, P. N. Dosage calculations with radioactive materials. *Phys Found Radiol*, p. 247-284, 1970.

RITZ, V. H. Design of Free-Air Ionization Chambers for the Soft X-Ray Region (20-100 kv). *Radiology*, v. 73, n. 6, p. 911-922, dez. 1959.

RIVARD, M. J. et al. Update of AAPM Task Group 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, v. 31, n. 3, p. 633-674, 2004.

RIVARD, M. J. et al. Supplement 2 for the 2004 update of the AAPM Task Group 43 Report: Joint recommendations by the AAPM and GEC-ESTRO. *Medical Physics*, v. 44, n. 9, p. e297-e338, set. 2017.

SARKAR, A. et al. Prostate implant dosimetric outcomes and migration patterns between bio-absorbable coated and uncoated brachytherapy seeds. *Brachytherapy*, v. 12, n. 4, p. 356-361, ago. 2013.

SELTZER, S. M. et al. New National Air-Kerma-Strength Standards for ^{125}I and ^{103}Pd Brachytherapy Seeds. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, v. 108, n. 5, p. 337-358, 2003.