



CALCULO DE LA DOSIS ALREDEDOR DE UNA FUENTE DE Ir -192 DE BRAQUITERAPIA ALTA TASA DE DOSIS

Augusto Cárdenas R.^{a*}, M. Giselle Bernui de V.^b

^aUniversidad Nacional de Ingeniería, Lima - Perú.

^bInstituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Servicio de Radioterapia. Lima - Perú.

Resumen

Este trabajo tiene el propósito de describir las recomendaciones más recientes para el cálculo de las distribuciones de dosis alrededor de fuentes de braquiterapia de alta tasa. En nuestro país existe un único modelo de fuente para braquiterapia HDR; éste es tomado como ejemplo. En este trabajo se trata de priorizar el punto de vista práctico.

Palabras claves: Física Medica, Radioterapia, Braquiterapia, Alta Tasa de Dosis

Abstract

This work has the intention to describe the most recent recommendations for the calculation of dose distributions around brachytherapy sources of High Dose Rate. There is only a model of brachytherapy HDR source in our country; it is taken like example. In this work it is tried to prioritize the practical point of view.

PACS: 28.70.+y; 42.62.Be; 87.53.Xd

keywords: Medical Physics, Radiotherapy, Brachytherapy, HDR

1. Introducción

Braquiterapia ha estado en uso casi desde el descubrimiento de la radioactividad. Sin embargo, las propiedades de la radiación no se definieron inicialmente de manera adecuada a partir de las fuentes antiguas de radio, tampoco cuales eran los efectos clínicos de la radiación. Preguntas como que cantidad de radio a usar y cuánto tiempo exponer los tejidos eran difíciles de contestar. Normalmente, el tratamiento terminaba con el enrojecimiento de la piel y la exposición era definida como una dosis del eritema en piel. Los adelantos en la medida de radioactividad y el desarrollo de nuevos radionucleidos, sobre todo después de segunda guerra mundial, llevaron a mejoras en la especificación de dosis y braquiterapia clínica. La especificación fue cambiando para relacionar la fuerza en términos de radio para que en las prácticas pueda incorporarse fácilmente las nuevas fuentes en los servicios clínicos [1,2,3]. Actualmente son numerosas las recomendaciones internacionales que indican la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de la magnitud de tasa de kerma en aire, tanto en los certificados de los Laboratorios de Calibración, como

en los sistemas de planificación, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos [1,3,7]. La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la *tasa de kerma en aire a una distancia de referencia* $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) [4,7] como *la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión*; esta medida tiene como unidades $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$; es mas conveniente usar $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ para LDR y $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ para HDR [6,7,9,10]. La asociación americana de física para la medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la *intensidad de kerma en aire (air-kerma strength)* S_K en unidades U [9,10]; la relación que existe entre estas dos últimas formas de especificar las fuentes es dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1)$$

* Corresponding author. e-mail: acardenasre@viabcp.com

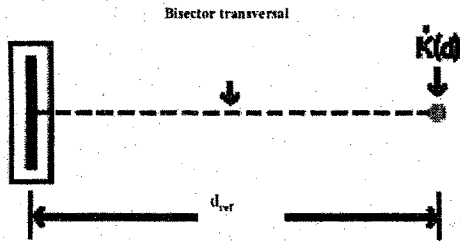


Fig. 1. Posicionamiento para el cálculo de la $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y consecuentemente el S_k , a una distancia $d_{\text{ref}} = 1\text{m}$ del eje longitudinal, a lo largo del eje transversal de la fuente.

2. Método Experimental.

Descripción de la Fuente

Una de las pocas fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis, que tenemos en nuestro país es la *microSelectron HDR* es una unidad de alta tasa de dosis para braquiterapia intersticial, intracavitaria, intraluminal e intraoperatoria, suministrada por *Nucletron Engineering BV* (Fig. 2.a). Usa una fuente de Ir-192 de forma soldada a un cable de acero que la empuja de atrás hacia adelante, recorriendo unas posiciones de parada programadas dentro de los aplicadores en función de la distribución de dosis. La actividad de la fuente puede ser de 2 a 12 Ci. Sus dimensiones son $LA = 3,6\text{ mm}$, $\text{OT} = 0,9\text{ mm}$ y $\text{OA} = 0,65\text{ mm}$ y la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de $0,2\text{ mm}$. La fuente se mueve conducida por un motor eléctrico de pasos controlado por un microprocesador. Los aplicadores se pueden conectar a los 18 canales de la Unidad. Cada canal tiene 48 posiciones de parada accesibles. La distancia entre posiciones de parada puede ser de $2,5$ ó $5,0\text{ mm}$, de forma que la longitud máxima activada puede ser de 12cm o de 24cm para pasos de $2,5$ ó $5,0\text{ mm}$ respectivamente. En cada posición de parada la fuente puede permanecer desde $0,1$ a $999,9\text{ s}$. La principal ventaja de este nuevo sistema es el tamaño reducido de la fuente, que lo hacen práctico para braquiterapia vascular, permitiendo que los diámetros de los aplicadores se hayan reducido oscilando entre $1,3$ y $1,9\text{ mm}$ [8,9].

Formalismo para el Cálculo de la Dosis

El formalismo que utilizaremos para calcular la dosis alrededor de la fuente, es el propuesto por el grupo de trabajo TG 43 de la asociación americana de física para la medicina (AAPM) [9,10]; el cual a comienzos del año 2004 propuso una actualización en su 1er informe presentado en 1995; muchas de estas sugerencias y ajustes son tomadas del trabajo realizado por Daskalov *et al* [8] en 1998, (estas aproximaciones realizadas por Daskalov y tomadas

en la actualización del formalismo no solo son tomadas para este tipo de fuente si no que también es tomada para otros modelos de fuentes), al calcular los parámetros Λ , g y F [8,9,10] necesarios para el cálculo de la dosis alrededor de la fuente *microSelectron HDR*. En sus cálculos se tiene en cuenta el efecto del cable de la fuente, Fig. 2.b; estas constantes y tablas son confirmadas experimentalmente y por métodos de simulación Monte Carlo, tales como el desarrollado por J. F. Williamson simulación de transporte de fotones utilizando el método Monte Carlo (MCPT) y confirmados por otros códigos de simulación. El formalismo supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y origen de ángulos en el eje longitudinal de ésta, como se muestra en la Fig. 1 y 3. En él se establece que la dosis absorbida en un punto $P(r,\theta)$ en agua se expresa de la siguiente manera [9,10]:

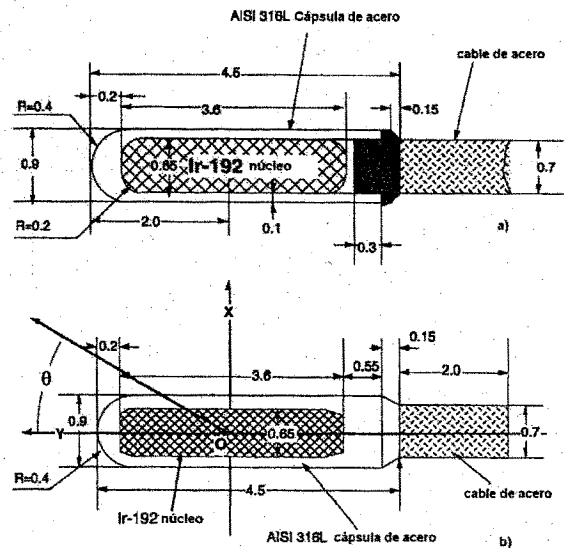


Fig. 2. a) la nueva fuente de HDR (No. 105.002); b) diseño de la fuente simulada por el código Monte Carlo MCPT [8] para obtener los parámetros "A", "g" y "F" para el cálculo de la matriz de dosis [8,9,10].

$$\dot{D}(r,\theta) = S_k \Lambda \frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)} g(r) F(r,\theta) \quad (2)$$

Donde S_k es el air-kerma strength de la fuente que reemplaza a en $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ unidades de U; Λ Constante de tasa de dosis (Λ), se define para cada fuente; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, autoabsorción y efecto del agua que rodea la fuente.

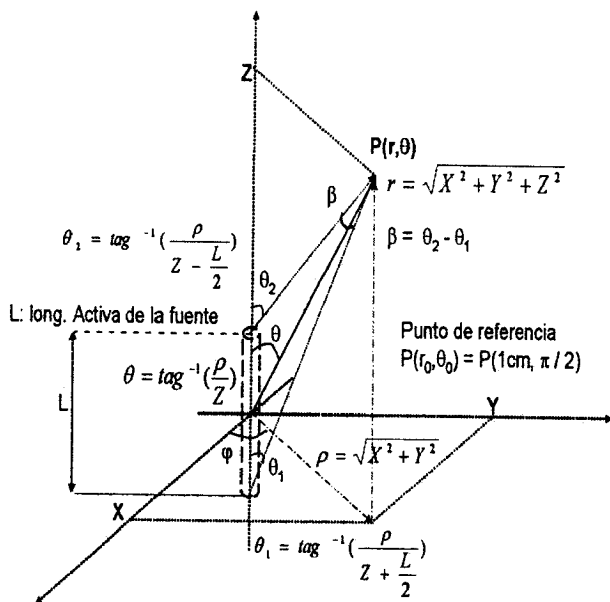


Fig. 3. Posicionamiento y parámetros para el cálculo de la dosis según el formalismo propuesto por la AAPM.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} = \dot{D}_{S_k}(r_0, \theta_0) \quad (3)$$

El propósito de la función de geometría $G(r, \theta)$ es mejorar la exactitud con la cual puede ser calculada la tasa de dosis por interpolación de datos tabulados en puntos discretos. Físicamente, la función de geometría no toma en cuenta efectos de atenuación y dispersión, y proporciona una efectiva corrección de la ley del inverso cuadrado ($1/r^2$) basado en un modelo aproximado de la distribución espacial de la radiactividad dentro de la fuente. Este protocolo recomienda el uso de modelos de fuentes puntuales y lineales dando lugar a las siguientes aproximaciones de la función geometría:

Aproximación para una fuente puntual:

$$G_p(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (4)$$

Aproximación para una fuente lineal $G_L(r, \theta)$:

$$\frac{\beta}{Lr \text{seno } \theta} \quad \text{si } \theta \neq 0^\circ \quad (5)$$

$$(r^2 - L^2/4)^{-1} \quad \text{si } \theta = 0^\circ$$

β es el ángulo subtendido entre los extremos de la longitud activa de la fuente y el punto de interés $P(r, \theta)$ (Fig. 3).

La función radial de dosis, $g(r)$, tiene en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)G(r, \theta_0)} \quad (6)$$

En ella se incluye lógicamente el efecto del filtrado y material de la fuente.

La función de anisotropía, $F(r, \theta)$, es la que tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente. Proporciona la variación de dosis a cada distancia r debida a la auto absorción, filtración oblicua, la atenuación y dispersión de fotones en el medio:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (7)$$

3. Resultados

Utilizando las tablas g , F y el valor de Λ propuestas en el trabajo realizado por Daskalov *et al* [8]. Realizaremos los cálculos para una matriz de -7 a 7cm en el eje longitudinal y de 0 a 7cm en el eje transversal de la fuente (fig. 3).

Calcularemos los valores para dicha matriz dados por la función geométrica $G(r, \theta)$ utilizando para ello la ecuación (5) para valores que se encuentran entre los intervalos $0 < \theta < \pi$; y haciendo un ajuste propuesto por Daskalov *et al* [8] y que posteriormente es corroborado por la actualización del protocolo TG 43 [10] para el cálculo en los extremos longitudinales ($\theta = 0$ y $\theta = \pi$) para este tipo de fuentes; el factor geométrico puede estar dado por r^{-2} [8,10]. la función radial de dosis $g(r)$, estos valores pueden ser calculados por interpolación y extrapolación de los valores dados en la tabla tal como lo menciona el protocolo TG 43, pero en la actualización de este protocolo [10] nos hace referencia a un ajuste de los puntos a una función polinomial de 5^{to} orden (Fig. 4) de tal manera los valores que esta nos arroje oscilen entre $\pm 2\%$ [8,10], una manera fácil y practica para calcular la función, utilizando los valores de la tabla, es utilizando la ecuación y línea de tendencia que podemos calcular con los programas ORIGIN, MATLAB o EXCEL.

Para La función de anisotropía, $F(r, \theta)$,

$$F_x(r, \theta) = \begin{cases} \text{valor interpolado, } r_{\min} \leq r \leq r_{\max}, \\ F_x(r_{\min}, \theta), r < r_{\min}, \\ F_x(r_{\max}, \theta), r > r_{\max}, \end{cases} \quad (8)$$

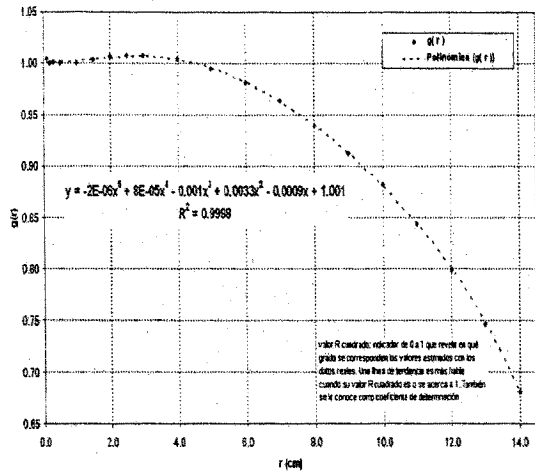


Fig. 4. Función radial de dosis y ajuste de sus valores a una función polinomial de 5º orden.

Estas aproximaciones nos llevan a incertidumbres < 2% [10]; estas recomendaciones son verificadas y actualmente dadas para otros modelos de fuentes por la actualización del protocolo TG 43 [10]. Haciendo uso de la igualdad (2) podemos calcular la tasa de dosis por unidad de air-kerma strength de la ecuación (2) tenemos que:

$$\frac{D(r, \theta)}{S_K} = \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (9)$$

en unidades de (cGy h⁻¹ U⁻¹)

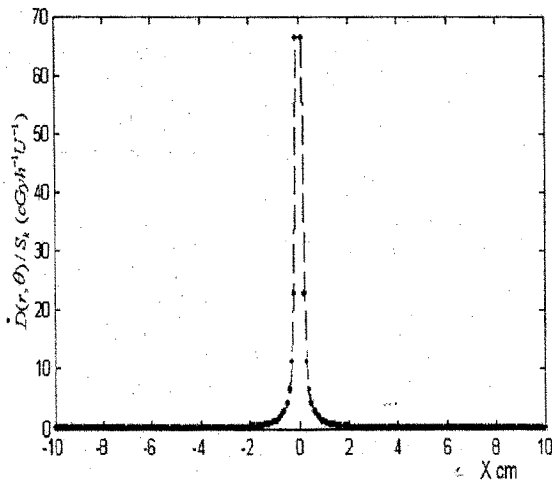


Fig. 5. Variación a lo largo del eje transversal de la fuente, donde se observan las caídas de tasa dosis por air-kerma strength de la fuente debida a los espesores en los extremos transversales de la fuente. La fuente está centrada en X=0 y a lo largo del eje X.

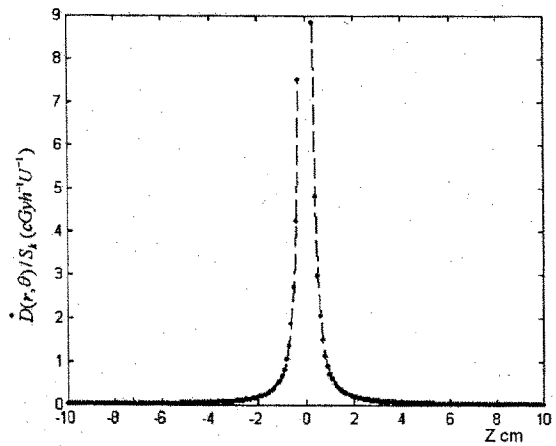


Fig. 6. Variación a lo largo del eje longitudinal de la fuente, donde se observan las caídas de tasa dosis por air-kerma strength de la fuente debida a los espesores en los extremos de la fuente. La fuente está centrada en Z=0, a lo largo Z.

Como se observa la resolución que se ha tomado para el cálculo de estos datos son de 1mm, y la posición de la fuente esta entre -2.5mm y 2.5mm en el eje longitudinal de la fuente, y de 0.45mm de radio o 0.9mm de diámetro, se elaboro un programa con todos estos parámetros para realizar comparaciones por un programa desarrollado en FORTRAN de simulación Monte Carlo para esta fuente así mismo con los datos obtenidos en la simulación de este tipo de fuente mediante el código PENELOPE, así como con el método de la integral de Sievert.

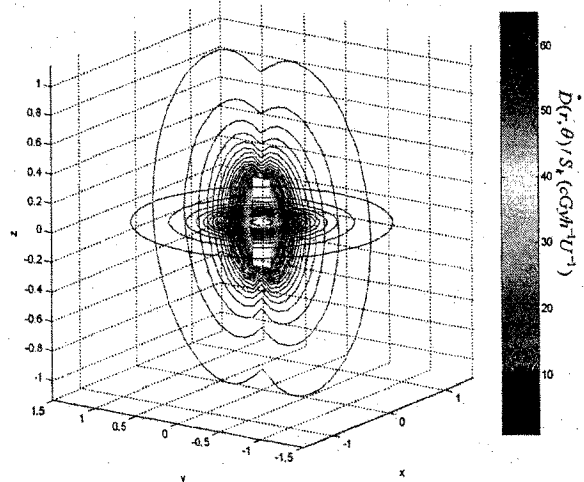


Fig. 7. Curvas de isodosis por air-kerma strength en un volumen -1.5cm ≤ X ≤ 1.5cm, -1.5cm ≤ Y ≤ 1.5cm, -1.5 ≤ Z ≤ 1.5cm.

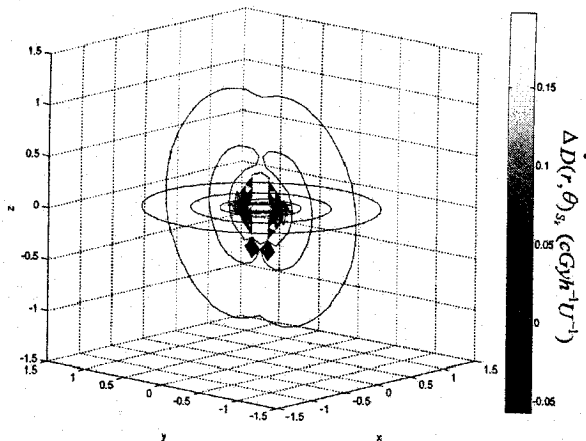


Fig. 8. Curvas de la variación del valor de la dosis calculada utilizando la función polinomial de 5to orden menos la calculada por interpolación lineal de la función radial de dosis en un volumen $-1.5\text{cm} \leq X \leq 1.5\text{cm}$, $-1.5\text{cm} \leq Y \leq 1.5\text{cm}$, $-1.5 \leq Z \leq 1.5\text{cm}$.

4. Discusión y Conclusiones

En nuestros cálculos el primer valor a revisar es en el punto $P(1\text{cm}, 0^\circ) = 1.108$ que concuerda con el valor esperado de la ecuación (3) que viene ha ser la definición de la constante de tasa de dosis este es un primer indicativo que los cálculos realizados se ajustan a lo que se espera.

Como vemos este es un método practico y adecuado para el calculo de la dosis al rededor de fuentes para el uso en braquiterapia normalizada a valores en un plano transversal y un punto de referencia; este es una forma rápida y confiable para realizar comparación de distribuciones de dosis ya sea por métodos monte carlo a través de algún código o por comparación directa ya sea por un planificador, una exposición directa en una placa x-omat o TLD's, y que además todos estos valores pueden ser calculado en los mismo centros de uso como lo son las clínicas y hospitales que tengan el equipo necesario para calcular los valores de air-kerma strength y no lleva asociado ningún error en la elección de la constante de tasa de exposición, además de ser cantidades directamente medibles, utilizando este formalismo podemos obtener los valores de dosis en toda la matriz a calcular con incertidumbres $<2\%$, para este caso desde 0.1cm el eje transversal a diferencia del método de la integral de Sievert que tiene limitaciones en su factor de anisotropía para valores menores a 1cm.

Actualmente este método ha sido tan generalizado que se pueden encontrar prácticamente todos los valores de $g(r)$ y $F(r, \theta)$ para las distintas fuentes usadas en braquiterapia para así obtener las matrices de dosis para cada fuente.

Ya que por lo general se calcula solo valores de la matriz en términos del air-kerma strength es muy sencillo calcular $(S_K)_{actual}$ por la simple ley del decaimiento radiactivo, para calcular la tasa de dosis actual \dot{D}_{actual} ; $(S_K)_{actual} = (S_K)_0 * \text{Exp}(-\lambda t)$, donde $(S_K)_0$ es el valor del air-kerma strength dada por el fabricante en la ficha técnica del equipo a una fecha de calibración dada, o el valor correspondiente a la ultima calibración de la fuente, λ la constante de decaimiento radiactivo y t el tiempo transcurrido desde la fecha de calibración.

Referencias

- [1]. The physics of radiation therapy, second edition FAIZ M. KHAN, May 31, 2003, professor university of Minnesota Medical School and Director Radiation Physics, University Hospitals Minneapolis, Minnesota.
- [2]. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, AUSTRIA May 2003
- [3]. Brachytherapy Radionuclides, Dosimetry, and Dose Distributions Bruce R. Thomadsen, Ph.D., and Eric G. Hendee, M. S. University of Wisconsin, 2003.
- [4]. "Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology", ICRU Report 38, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. (1985).
- [5]. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, FRANK HERBERT ATTIX, 1986, professor of medical physics University of Wisconsin medical school Madison, Wisconsin.
- [6]. Revista de Física Médica 2000; 1(0): 1-49, Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM
- [7]. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), "Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy", IAEA TECDOC-1274, IAEA, Vienna, Austria (2002).
- [8]. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, Georgi M. Daskalov accepted for publication 19 August 1998, 1998 American Association of Physicists in Medicine.
- [9]. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee TaskGroup No. 43". *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
- [10]. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Low-energy Interstitial*

*Brachytherapy Dosimetry subcommittee of the
Radiation Therapy Committee, Received 22
August 2003; revised 11 December 2003;*

accepted for publication 16 December 2003;
published 27 February 2004