

**VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE LA DOSIS ENTREGADA EN
BRAQUITERAPIA CON ALTA TASA DE DOSIS (HDR) EN EL
INSTITUTO DE ONCOLOGÍA "Á. H. ROFFO" (IOAR)**

Portillo, P.*; Feld, D.; Kessler, J.

Gerencia de Capacitación, Química Nuclear y Ciencias de la Salud, CNEA;

** portillo@cnea.gov.ar*

Resumen

Un aspecto importante de la garantía de calidad en dosimetría clínica es la verificación independiente de los cálculos realizados por el sistema de planificación para cada tratamiento radiante.

El objetivo de este trabajo es implementar una hoja de cálculo para la verificación independiente de la dosis en un punto dentro de un implante llevado a cabo con fuentes radiactivas y HDR en lesiones ginecológicas.

Se utilizó el equipo de carga diferida automático con HDR y fuente de ^{192}Ir modelo GammaMedplus, Varian Medical System del Instituto de Oncología Ángel H. Roffo. El sistema de planificación empleado para el cálculo de la distribución de dosis es el BraquiVision. En el programa de verificación, confeccionado en Excel, se ingresan las coordenadas de las fuentes, asumiendo una fuente puntual en cada posición de los aplicadores, y la del punto de cálculo (Recto). Se seleccionó este punto de cálculo por ser el recto un órgano en riesgo que define la planificación del tratamiento.

La verificación de la dosis se realiza en puntos que están a una distancia de las fuentes que sea por lo menos el doble de la longitud activa de las mismas, de modo de poder considerarlas como puntuales.

La mayoría de las fuentes utilizadas en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) con ^{192}Ir tienen una longitud activa de 5 mm para todas las marcas comerciales de este tipo de equipos. Por lo tanto, la distancia de verificación de la dosis debe ser por lo menos de 10 mm.

INDEPENDENT VERIFICATION OF THE DELIVERED DOSE IN HIGH-DOSE RATE (HDR) BRACHYTHERAPY

Abstract

An important aspect of a Quality Assurance program in Clinical Dosimetry is an independent verification of the dosimetric calculation done by the Treatment Planning System for each radiation treatment. The present paper is aimed at creating a spreadsheet for the verification of the dose recorded at a point of an implant with radioactive sources and HDR in gynecological injuries.

An ^{192}Ir source automatic differed loading equipment, GammaMed*plus* model, Varian Medical System with HDR installed at the Ángel H. Roffo Oncology Institute has been used. The planning system implemented for getting the dose distribution is the BraquiVision. The sources' coordinates as well as those of the calculation point (Rectum) are entered into the Excel-devised verification program by assuming the existence of a point source in each one of the applicators' positions. Such calculation point has been selected as the rectum is an organ at risk, therefore determining the treatment planning.

The dose verification is performed at points standing at a sources distance having at least twice the active length of such sources, so they may be regarded as point sources.

Most of the sources used in HDR brachytherapy with ^{192}Ir have a 5 mm active length for all equipment brands. Consequently, the dose verification distance must be at least of 10 mm.

Introducción

La braquiterapia intracavitaria para el cáncer cérvico uterino ha sido y es una de las técnicas de radioterapia más exitosa, ya que las condiciones anatómicas permiten la inserción de fuentes radiactivas intrauterinas e intravaginales en contacto con el volumen blanco. Además, debido a la ley de la inversa del cuadrado de la distancia, pueden administrarse altas dosis al volumen blanco, y como la dosis decrece rápidamente con la distancia a la fuente, permite la protección de los órganos en riesgo.

Con el advenimiento de las nuevas tecnologías esta técnica requiere un programa de garantía de calidad más riguroso debido que el empleo de equipos de carga diferida con alta tasa de dosis – ^{192}Ir – para Braquiterapia se traduce en un tratamiento en el cual se entrega la dosis en muy corto tiempo (unos pocos minutos) Esto permite una mejor estabilidad en el posicionamiento y una administración adecuada de la máxima dosis en el volumen tumoral minimizando la dosis en los órganos en riesgo (puesto que es posible el uso de retractores) logrando al mismo tiempo una menor exposición del personal. Por otro lado, la alta tasa de dosis requiere un aumento del personal calificado involucrado en la planificación y control antes y durante el tratamiento, ya que la probabilidad de errores en la planificación y ejecución del mismo se incrementa y las consecuencias de estos errores pueden ser graves.

Es por ello que se recomienda la implementación de un programa de garantía de calidad en cada uno de los procesos involucrados en la ejecución del tratamiento, con el objetivo de maximizar la probabilidad de que cada tratamiento individual se administre consistentemente, es decir, según la dosis prescrita por el médico, y que sea ejecutado considerando la seguridad del paciente, personal y público [1].

Administrar un tratamiento de braquiterapia consistentemente significa que las fuentes planificadas fueron colocadas en las posiciones deseadas y en el aplicador correcto, que permanecen en éste el tiempo requerido y que depositan de forma precisa las dosis prescritas. Por lo tanto, un programa de garantía de calidad en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos [2]:

1. Inserción del aplicador: Inserción correcta del aplicador por parte del médico, documentación del mismo y disposición de las fuentes simuladas.
2. Diseño y evaluación del implante: se selecciona el aplicador y se diseña el implante. Una vez colocado el implante en el paciente, se continúa con la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco y órganos en riesgo, el cálculo de las distribuciones de dosis, su optimización, la determinación de los tiempos y/o la determinación de las posiciones estacionarias de las fuentes simuladas. El resultado final de este proceso es la obtención de la distribución espacial y temporal de dosis consistente con los objetivos del tratamiento. En términos de garantía de calidad de los aspectos físicos, significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente, que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor y que los pasos de optimización son apropiados.
3. Administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia de carga diferida automática, este proceso incluye el ingreso de los datos al equipo de carga remota automática, la conexión del equipo al paciente y la administración de la irradiación. Los aspectos de garantía de calidad físicos consisten en procedimientos para validar los datos ingresados, procedimientos para manejar situaciones de avería de los equipos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

El objetivo de este trabajo es la implementación de una de las etapas del programa de garantía de calidad para asegurar que el algoritmo del sistema de planificación computarizado funciona correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

Métodos y Materiales

Descripción del procedimiento clínico

Históricamente, la dosis se prescribe y reporta en un punto de referencia, el punto A [3].

Se ha acumulado gran experiencia con este sistema, y dado que se ha reconocido la relevancia clínica del punto A, reportar la dosis en estos puntos se sigue recomendando [4].

El punto A se especifica en relación con el aplicador visto en placas radiográficas ortogonales. Se localiza en el plano frontal oblicuo [4], que contiene las fuentes intrauterinas, y bisectando las fuentes vaginales. En este plano y de su intersección con el plano que contiene las fuentes vaginales, se toma un punto en la línea media, a 2 cm por encima del contorno superior de las fuentes vaginales. Los puntos A derecho e izquierdo se localizan perpendicularmente a las fuentes intrauterinas, 2 cm a los lados de la línea media, *figura 1*.

También es útil reportar las dosis en puntos de referencia relacionados con las estructuras óseas, especialmente en los casos donde la braquiterapia se combina con teleterapia o cirugía. Los puntos de referencia de la pared pélvica [5] intentan ser representativos de la dosis absorbida en la parte distal de los parametrios y en los nódulos linfáticos obturadores.

La patología por excelencia a ser tratada con braquiterapia de alta tasa de dosis en el Instituto Ángel H. Roffo, es el cáncer cérvico uterino.

El protocolo clínico de la institución para esta patología combina radioterapia externa con braquiterapia. El refuerzo de dosis (Boost) con braquiterapia es de 24 Gy en 4 fracciones, una vez a la semana, a partir de la tercer semana de tratamiento con radioterapia externa, prescrita en los puntos A, o en cúpula vaginal, de acuerdo a si la paciente ha sido o no hysterectomizada.

Para documentar la información necesaria para la planificación y administración del tratamiento [6], se completa un formulario de prescripción y registro del tratamiento, que permite la comunicación escrita y correcta entre los distintos especialistas (médicos radioterapeutas, físicos médicos y técnicos de radioterapia) involucrados en las distintas etapas del tratamiento: inserción de los aplicadores, diseño y evaluación del implante y administración del tratamiento.

Este formulario constituye la base del plan de tratamiento del paciente en braquiterapia con alta tasa de dosis, e incluye también controles de seguridad. El médico radioterapeuta registra en el formulario los datos generales del paciente, la prescripción del tratamiento y las características de los aplicadores ginecológicos implantados (Fletcher, Manchester o cilindros vaginales (*Figura 2*)). Dichos datos son usados por el físico durante la planificación del tratamiento para determinar la extensión de la zona a tratar, y programar los puntos de detención de la fuente. Cabe mencionar que los distintos tipos de aplicadores dan como resultado distribuciones de dosis muy diferentes, y una confusión en este punto puede resultar en errores importantes en la determinación de la dosis.

Luego se obtienen las imágenes ortogonales del implante (*Figura 3*) y se registra en el formulario la técnica radiológica utilizada.

Para evitar errores en la determinación de la magnificación de las placas radiográficas, éstas se toman siempre en las mismas condiciones de distancia fuente-película y tamaño de campo. Se coloca además un anillo de 5 cm de diámetro para verificar la magnificación en las placas antes de iniciar la planificación.

A partir de la información obtenida y registrada en el formulario, se digitalizan las películas radiográficas y se planifica el tratamiento. De acuerdo con la geometría ingresada, el sistema de planificación de tratamientos determina las posiciones y tiempo de irradiación que tomará la fuente en los aplicadores insertados en el paciente, además de determinar la dosis en los órganos en riesgo. Finalizado el plan de tratamiento (*Figura 4*), el mismo se evalúa junto al médico.

Determinación de la intensidad de kerma en aire integrada: este valor es independiente de la actividad de la fuente, y no debe variar demasiado en tratamientos con similares longitudes activas en los aplicadores.

La intensidad de kerma en aire integrada es la suma de los productos de la tasa de kerma de referencia en aire y el tiempo de irradiación de cada fuente. Esto es análogo al concepto de mg.h inicialmente empleado para fuentes de Ra-226, proporcional a la dosis integral del paciente.

La determinación simple del kerma total de referencia en aire, sin embargo, no permite determinar la dosis absorbida en la vecindad inmediata de las fuentes.

El valor calculado se registra en el formulario de prescripción. A medida que se realicen más procedimientos, se generarán tablas de intensidades de kerma en aire integradas para las configuraciones de aplicadores más usadas en la práctica. Esto permite decidir de manera rápida si el tiempo de tratamiento proveniente de la planificación es compatible con los datos de actividad de la fuente y tratamientos similares ya efectuados.

Al finalizar el tratamiento, se ingresa con una cámara de monitoreo ambiental (Victoreen 450P), para verificar que la fuente se encuentre alojada en el contenedor dentro de la unidad de tratamiento. En la planilla se registra la tasa de exposición en $\mu\text{R/h}$.

Garantía de calidad de procedimientos específicos

Un protocolo de GC (PGC) de un procedimiento de braquiterapia en particular es un conjunto de acciones redundantes específicamente diseñadas para asegurar que cada paso conduce a la ejecución correcta del procedimiento.

El desarrollo sistemático de un PGC que abarca tanto el funcionamiento de los equipos como los factores humanos requiere que el objetivo del tratamiento se identifique, se traduzca en puntos críticos físicos, y se les asigne tolerancias para el funcionamiento aceptable de la práctica. Para cualquier procedimiento de braquiterapia, estos puntos críticos se encuentran en las siguientes categorías [1].

Exactitud espacial: Se identifican las posiciones de las fuentes por medio de imágenes radiográficas de fuentes falsas (dummy) insertadas, previo a la simulación, en los aplicadores que conforman el implante. Para los aplicadores intracavitarios ginecológicos, la posición correcta de las fuentes puede ser definida como la posición esperada de las fuentes respecto de la superficie del aplicador. En la mayoría de los casos se considera que es alcanzable una exactitud espacial de las fuentes de ± 2 mm con relación al aplicador.

Exactitud temporal: En los equipos de carga remota automática, el temporizador del equipo controla la duración del tratamiento. Se deben realizar pruebas de la exactitud

absoluta del temporizador cuando la calibración de la fuente se basa en un temporizador, por ejemplo, el temporizador del electrómetro; mientras que son suficientes pruebas relativas cuando el temporizador del equipo se utiliza tanto para controlar la entrega del tratamiento como para integrar la carga medida durante la calibración de la fuente. Una exactitud temporal de $\pm 2\%$ del tiempo programado es un valor aceptable.

Exactitud en la entrega de la dosis: Aun cuando se garantice que la distribución espacial y temporal de las fuentes radiactivas es consistente con el plan de tratamiento, existen otras variables que deben ser controladas para garantizar que la diferencia entre la dosis planificada y la entregada en puntos especificados de referencia, esté dentro de las tolerancias establecidas para este tipo de tratamientos. El parámetro más importante de los aspectos físicos que afecta la precisión en la entrega de la dosis es la calibración correcta de la fuente en términos de una cantidad física bien definida, preferiblemente intensidad de kerma en aire. Otros *factores físicos* incluyen la selección de los datos dosimétricos correctos para el cálculo de distribución de dosis para una fuente en particular, la influencia de la atenuación de los aplicadores y del blindaje en la corrección de la distribución de dosis.

Para garantizar que la intensidad de la fuente de *Iridio-192* es consistente con la intensidad de la fuente declarada en el certificado de calibración proporcionado por el fabricante, se ha desarrollado un procedimiento para la calibración de la fuente de *Iridio-192* del equipo GammaMedplus.

Se utiliza el dosímetro compuesto por la cámara de pozo (HDR1000Plus), el electrómetro (CDX2000B) y un catéter de 130 cm. La cámara de pozo es abierta a la atmósfera, por tanto es necesario realizar correcciones por temperatura y presión ya que el factor de calibración de la cámara de pozo está basado en la densidad de aire correspondiente a condiciones ambientales estándar. Para las mediciones de temperatura y presión se utiliza el termómetro de mercurio (PTW) y el barómetro digital (VAISALA).

Se acopla el extremo (abierto) del catéter en uno de los canales del cabezal de posicionamiento del equipo. El otro extremo del catéter se introduce en la cámara de pozo, para esto se saca el adaptador (catéter-cámara) de la cámara y se hace que el catéter llegue hasta el fondo del mismo. Se verifica que el catéter quede fijo al adaptador. Luego se conecta la cámara de pozo al electrómetro y se polariza a un voltaje de +300 V y se deja que el dosímetro se estabilice por espacio de 30 minutos.

No se realizan mediciones para corregir por el efecto de polaridad de la cámara de pozo porque el voltaje a la cual se calibró el dosímetro es el mismo que se utiliza en las mediciones. Se evalúa el efecto de recombinación de iones de la cámara de pozo y para ello se cambia el potencial a la mitad del voltaje de medición y se realizan las mediciones correspondientes.

Las mediciones se adquieren en modo carga, integrando durante 60 s cada medición.

La comparación entre los resultados de esta calibración y los valores reportados en el certificado de calibración de la fuente por el fabricante, arroja diferencias inferiores a $\pm 1\%$.

Una modificación del 5% de la dosis impartida en el volumen blanco puede influir notablemente en la eficacia del tratamiento debido a que existe evidencia de que la mejor estrategia terapéutica es conseguir una distribución de dosis homogénea alta para la probabilidad de control del tumor al mismo tiempo que la morbilidad del tratamiento sea baja.

La reconstrucción geométrica tridimensional es fundamental para determinar la dosis con la precisión requerida. En braquiterapia ginecológica es importante la consistencia en la localización correcta de los puntos de referencia de recto y vejiga. Finalmente, si los pesos de las dosis en las distintas posiciones de irradiación son optimizados para lograr una dosis uniforme o adecuada que envuelva al volumen blanco, se debe tomar precaución en la elección de los puntos de optimización, criterios de prescripción y calidad del implante resultante.

Protocolo de Garantía de Calidad en la dosis administrada, el tiempo calculado y la dosis en un punto de referencia.

Existen diferentes métodos para evaluar la calidad de un plan de tratamiento de BQT con HDR, uno de ellos es obtener un índice a partir de los parámetros definidos en el esquema de tratamiento, por ejemplo dosis prescrita, tiempo total y actividad de la fuente. El valor obtenido para cada tipo plan se compara con un valor esperado según las características del implante. El valor esperado es función de la experiencia de cada institución y del tipo de implante que se trate. Un segundo método de verificación es el cálculo independiente de la dosis en un punto o varios puntos representativos del implante. Los dos métodos de verificación son complementarios debido a que ambos verifican aspectos diferentes del plan de tratamiento.

El primero da confianza al usuario acerca de la sensibilidad del plan y el segundo verifica que la dosis en puntos críticos sea consistente con la dosis planificada.

En este trabajo se evalúan los dos métodos puesto que es un trabajo retrospectivo y apunta a definir un método de verificación rápido y apropiado para este tipo de terapia radiante

Dentro de la literatura se pueden encontrar varios métodos de verificación independiente de la dosis entregada en planificaciones de tratamiento de BQT con HDR. Después de evaluar las ventajas y desventajas de cada método se optó por los indicadores desarrollados por G. A. Ezzell et al. [7].

La principal garantía de calidad para que el tratamiento planificado resulte consistente, es corroborar que el tiempo de tratamiento calculado por el TPS sea el esperado en función de la actividad de la fuente al momento del implante, la dosis de prescripción y los aplicadores empleados. Esta verificación de los tiempos de tratamiento se puede realizar mediante el cálculo de índices.

En baja tasa de dosis, se utilizan mg-h para controlar que las duraciones de tratamiento calculadas con las tasas de dosis generadas por el planificador, estén dentro de los valores esperados. En nuestro caso se definen 2 indicadores, I_1 e I_2 , para el control de los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición en HDR.

$$I_1 = \frac{t_{1cm}(s) \cdot A(GBq)}{D_A(Gy)} \quad (1)$$

$$I_2 = \frac{T_{total}(s) \cdot A(GBq)}{D_A \cdot N^{\circ} \text{ posiciones}} \quad (2)$$

Donde t_{1cm} es el tiempo de la posición a 1 cm del extremo del tándem, T_{total} es el tiempo total de tratamiento, A actividad de la fuente, D_A es la dosis de prescripción al punto A, N° posiciones es el número total de posiciones diferentes que toma la fuente.

Los valores de I_1 se hallan en el rango de 1000 y 1500 [GBQ *s/Gy] en el IOAR cuando la actividad de la fuente se encuentra entre 9 y 6 Ci.

Los valores de I_2 dependen del aplicador, el tamaño de los ovoides o diámetro del cilindro. Sin embargo varía en un rango acotado para un mismo aplicador. (Tabla I)

Las inconsistencias que surjan durante la comprobación de estos índices deben ser resueltas antes de la administración del tratamiento. Una discrepancia entre los indicadores de una misma paciente sería motivo suficiente para la verificación del tiempo de permanencia de la fuente y de la actividad de la misma.

Una discrepancia entre el índice de un tratamiento anterior y el actual para la misma paciente, teniendo en cuenta el decaimiento de la fuente, puede deberse al empleo de ovoides de diferentes tamaños usados en la aplicación de las dos fracciones de tratamientos. En el caso de que una inconsistencia permanezca irresuelta o un índice caiga fuera de valores normales esperados, se deben corroborar los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición de los aplicadores y la actividad de la fuente en un sistema informático independiente para verificar la exactitud de la dosis prescrita antes de que los tratamientos comiencen.

En la implementación de este protocolo de GC, además de los índices I_1 e I_2 se calculó y verificó en una hoja de cálculo la dosis en uno de los órganos de riesgo, el recto.

El TPS ofrece diversas formas para la optimización de la dosis. Dependiendo de la caracterización del implante puede utilizarse:

1. Optimización usando igual tiempo de permanencia en cada posición de la fuente;
2. Optimización geométrica, la cual ajusta los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición para obtener una distribución de dosis uniforme alrededor de los aplicadores;
3. Optimización por restricciones, ajusta los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición en función de la dosis impuesta para un punto o una línea, o una serie de puntos o líneas.

En el IOAR se planifica siguiendo los criterios de optimización detallados en el punto 1 y de ser necesario se recurre a la planteada en el punto 3., ajustando los tiempos de las fuentes que aportan dosis al órgano en riesgo comprometido.

Para el cálculo de la dosis en el recto se tomaron las distancias desde la imagen de las películas digitalizadas, ya corregidas por el factor de magnificación.

La verificación implementada utiliza el formalismo del protocolo TG-43 modificado [10] para calcular la dosis en el recto.

$$D_{Ai} = S_k * \Lambda * (g(r_i) * t_i) / (r_i^2)$$

Donde,

S_k es el kerma en aire,

Λ es la constante de tasa de dosis para ^{192}Ir ,

$g(r_i)$ es la función radial de dosis. En este trabajo consideramos $g(r)=1$ y

r_i es la distancia de la fuente al punto i .

Para una muestra de 98 tratamientos, se espera que la diferencia de dosis de los puntos verificados respecto del sistema de planificación no sea superior al 10%, según recomendaciones de la literatura para las condiciones de verificación que se emplean.

Este procedimiento, permite cumplir con la verificación independiente de la dosis en pocos minutos. Su aplicación es posible a otros sistemas de planificación y modelos de fuentes.

Durante la etapa de planificación del tratamiento, los aplicadores son digitalizados y registrados desde las placas radiográficas. Una vez que los puntos son digitalizados y cargados en el TPS, se genera un plan optimizado. De dichos planes se obtienen las coordenadas del punto representativo del órgano de riesgo (recto) y con las cuales se calcula r_i .

El kerma en aire se obtuvo luego de la calibración de la fuente, donde se obtiene la diferencia entre la actividad certificada por el fabricante y la medida cuando la fuente llega a la institución. En el IOAR esta diferencia es siempre inferior al 1%.

Resultados

Los resultados de las dosis en el recto calculadas independientemente del TPS difieren en promedio cercano al $\pm 8\%$. La dosis en el punto de cálculo es afectada cuando los aplicadores tienen una curvatura pronunciada. Con la planilla de cálculo se sobreestima la dosis cuando el aplicador presenta una curvatura cóncava respecto del punto de cálculo y la subestima cuando esta curvatura es convexa (figura 6).

Para poder independizarnos de este error se debe calcular la dosis en un punto cercano al eje del implante para lo cual debemos incorporar al formulismo de cálculo las función de anisotropía y la función radial.

Asimismo, al incorporar estas funciones se podrá calcular la dosis en puntos situados a pequeñas distancias de los aplicadores.

La verificación demostró que la diferencia entre la dosis calculada por el TPS y la obtenida por la hoja de cálculo está dentro del 8 % para los 100 tratamientos, y las mayores diferencias se obtuvieron en aquellas pacientes que se trataron con tándems y cilindros y con una anatomía extremadamente compleja.

Conclusión

Los valores de I_1 están en el rango de 1000 a 1500, concordante con la literatura, cuando la fuente tiene una actividad entre 9 y 6 Ci; los resultados inferiores a 1000 se deben muy probablemente a la baja actividad de la fuente (menos de 6 Ci) y a los tiempos no uniformes para las distintas posiciones de la fuente. I_2 varía muy poco para cada tipo de implante -cilindro, ovoides y tándem- (Tabla I, Tabla II y Tabla III). La relación entre índices resulta lineal cuando los implantes tienen tiempos iguales en cada posición de la fuente. (Tabla IV)

El promedio de las diferencias halladas entre el cálculo manual y el del planificador es del 8%, valor aceptable teniendo en cuenta que no se consideraron en el cálculo las funciones radial y de anisotropía. Las discrepancias halladas en el análisis de los implantes con tiempos no uniformes se analizarán en una etapa posterior.

El método de verificación de la dosis entregada implementado es rápido y útil para verificar la dosis antes de administrar el plan. Requiere de unos pocos minutos y no incrementa el tiempo de pre-tratamiento.

En esta etapa de implementación, éste es un método sencillo para verificar la dosis. Sin embargo no es totalmente independiente puesto que utiliza las coordenadas que están

almacenadas en el planificador. Por consiguiente errores en la digitalización de los aplicadores y en consecuencia en las posiciones de la fuente, no serán detectados, como tampoco el posicionamiento incorrecto de los órganos de riesgo y de prescripción ni en la magnificación de las películas radiográficas. Este tipo de errores pueden detectarse por inspección de las mismas y los informes impresos del plan.

La utilidad que ofrece esta verificación de la dosis administrada es ganar confianza en el cálculo de dosis que devuelve el TPS, aún cuando haya sido verificado durante el comisionamiento del sistema y aprobados los controles de calidad periódicos. Además la comprobación de la dosimetría antes de cada tratamiento asegura que se utilice la fuente correcta, que los datos de la fuente no han sido modificados y que la actividad sea consistente, asimismo corrobora la fecha de tratamiento y el decaimiento de la fuente, ya que estos datos son ingresados por separado en el programa de verificación.

Cada implante debería ser caracterizado individualmente y analizar de esa forma cómo influyen los distintos parámetros en cada uno de estos índices, con el fin de acotar aún más la variabilidad de los mismos.

Por otro lado, en el cálculo de la dosis en el punto de referencia se debe ajustar la fórmula introduciendo las funciones radiales y de anisotropía con lo que se espera disminuir la discrepancia encontrada hasta el momento además de permitir calcular la dosis en otros puntos más cercanos a los aplicadores.

Referencias

1. Nath R., Anderson L. L., Meli J. A., Olch A. J., Stitt J. A., Williamson J. F. *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56*. Med. Phys. 24 (10), (1997).
2. IAEA-TECDOC-1151. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*, IAEA (2000).
3. Paterson R., Parker H. M.. *A dosage system for interstitial radium therapy*, Br. J. Radiol., 1952; 25; 505-16.
4. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology*, ICRU Report 38, 1985; Bethesda, Maryland, USA.
5. Chassagne D., Horiot J. C.. *Proposal for common definitions of reference points in gynecological brachytherapy*, J. Radiol. Electrol., 1977; 58(5): 371-73.
6. Kubo H. D., Glasgow G. P., Pethel T. D., Thomdsen B. R., Williamson J. F. *High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59*. Med. Phys. 25 (4), (1998).
7. G. A. Ezzell, "Quality assurance of treatment plans for optimized high dose rate brachytherapy-planar implants," Med.Phys. 21, 659–661. 1995.
8. Martin E. Lachaine, Jason C. Gorman, Madeline G. Palisca. "A fast, independent dose check of HDR plans". 2003.
9. H. Kubo, "Verification of treatment plans by mathematical formulas for single catheter HDR brachytherapy," Med.Dosim 17, 151–155. 1992.
10. Angelopoulos, P. Baras, L. Sakelliou, P. Karaiskos, and P. Sandilos, "Monte Carlo dosimetry of a new ^{192}Ir high dose rate brachytherapy source," Med. Phys. 27, 2521–2527. 2000.

11. R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson, and A. S. Meigooni, "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43," *Med. Phys.* 22, 209–234. 1995.
12. Chen, E. "Simple and effective verification method for GYN three catheter HDR brachytherapy applications". (Abstr.) *Med. Phys.* 22:903: 1995.
13. Mark J. Rivard, Bert M. Coursey, Larry A. DeWerd, William F. Hanson, M. Saiful Huq, Geoffrey S. Ibbott, Michael G. Mitch, Ravinder Nath. "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". 2003.

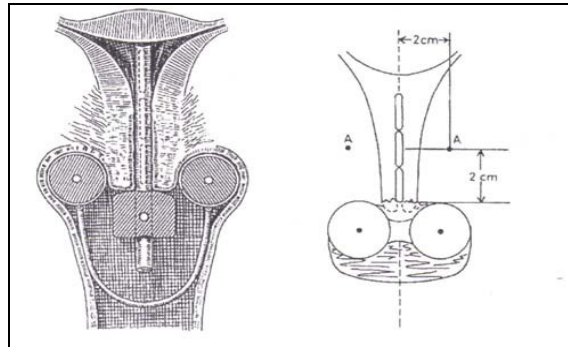


Figura 1. Determinación de la ubicación de los puntos de prescripción de dosis (Puntos A)

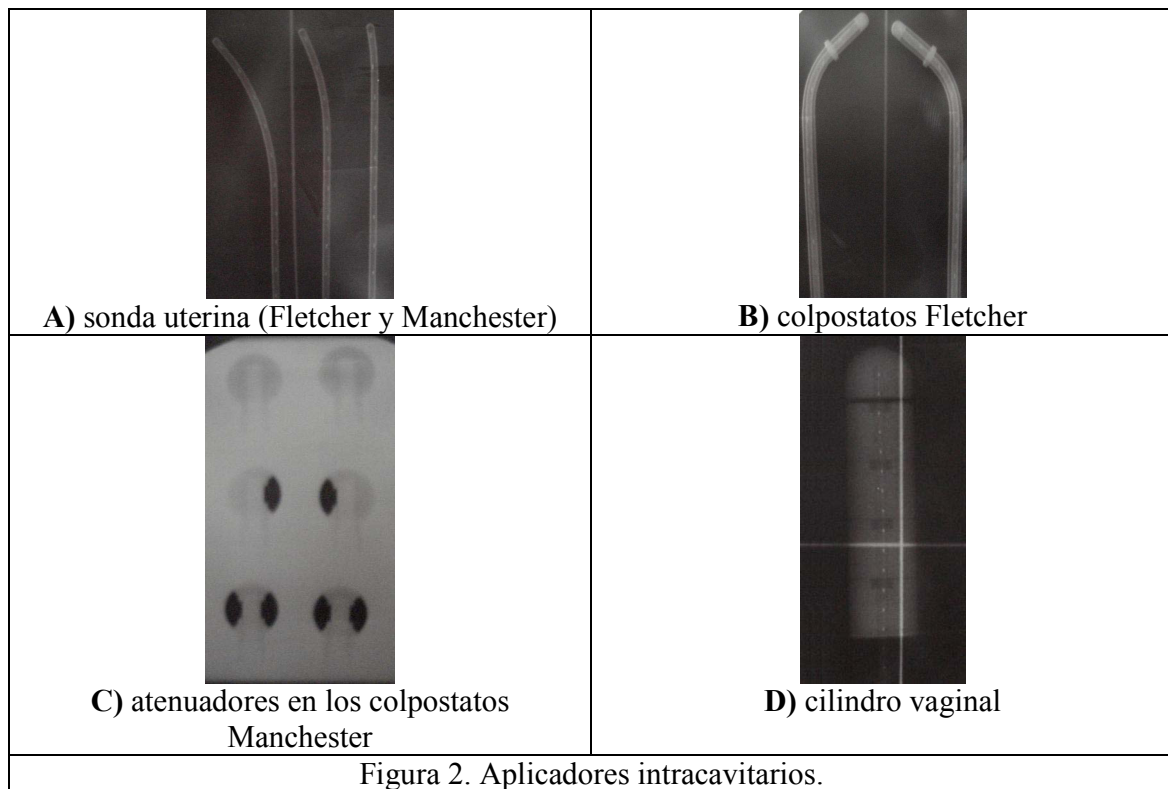




Figura 3. Películas radiográficas ortogonales que muestran la ubicación de los aplicadores y puntos de referencia dosimétricos.

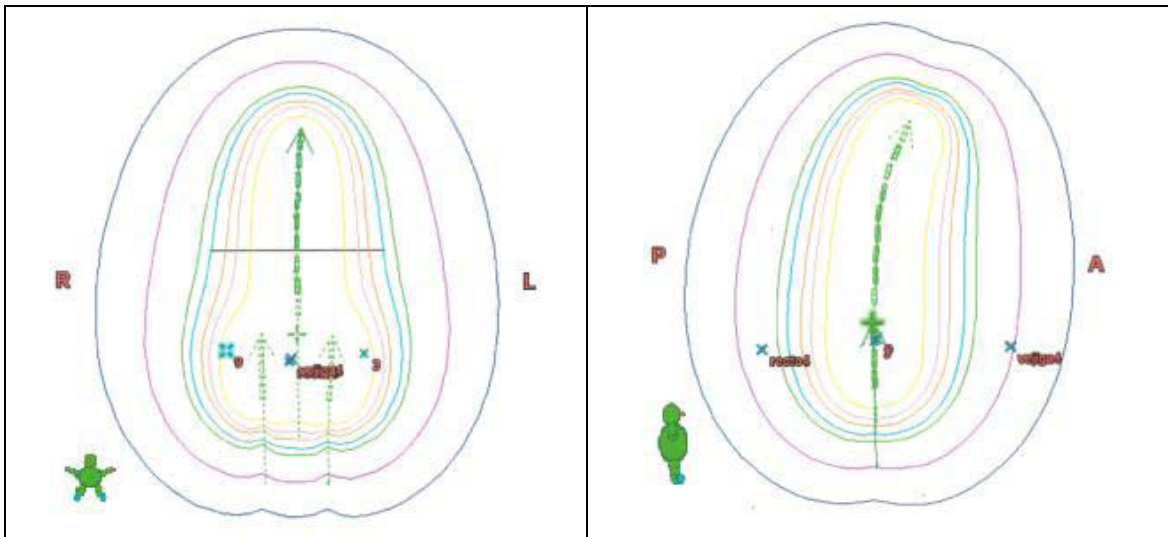


Figura 4. Vista anterior y lateral de la distribución de dosis resultante en un plan de tratamiento clásico.

BrachyVision
Software version: SonuVision Brachytherapy planning 7.3.10

Varian Medical Systems

Plan Report for "Plan4"

Patient Name: Maria Antonia BASANO
 Patient Sex: Unknown
 Patient Birthdate:
 Patient ID: 97135
 Treatment site:
 Total prescription: 600 cGy in 1 fractions
 Dwell times are displayed for a single fraction.
 Plan was created: 10/24/2006 10:44:59 AM
 Plan was saved: 10/24/2006 10:55:25 AM

Source wire serial number:
 Source calibration date: 8/9/2006 12:00:00 AM (nominal)
 Source calibrated activity: 10000.00 mCi (nominal)
 Source half life: 73.83
 Treatment date: 10/24/2006 12:00:00 AM
 Source treatment activity: 10000.00 mCi (nominal)
 Total air kerma strength: 1987.87 cGy cm² (nominal)
 Total Curie seconds: 3589.00 (nominal)
 Total treatment time: 358.90 [s]

Applicator: tandem, Channel: 1, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Nominal Strength: 40700.00 cGy cm² / h.
 Position [cm] 130.00 129.50 129.00 128.50 128.00 127.50 127.00 126.50 126.00
 Time [s] 42.2 ✓ 15.7 ✓ 20.4 ✓ 19.4 ✓ 19.5 ✓ 19.3 ✓ 19.5 ✓ 17.8 ✓ 26.5 ✓

Applicator: ovoid, Channel: 2, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Nominal Strength: 40700.00 cGy cm² / h.
 Position [cm] 130.00 129.50 129.00
 Time [s] 29.4 ✓ 15.1 ✓ 34.9 ✓

Applicator: ovoid, Channel: 3, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Nominal Strength: 40700.00 cGy cm² / h.
 Position [cm] 130.00 129.50 129.00
 Time [s] 29.5 ✓ 15.1 ✓ 34.6 ✓

Reference point:

	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Total dose [cGy], 1 fraction(s)
recto4	-0.18	2.64	-0.45	402.2
scjiga4	-0.13	-3.20	-0.80	310.7
9	-1.64	-0.06	-0.38	1480.5
3	1.56	-0.01	-0.45	1576.5

	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Total dose [cGy], 1 fraction(s)
alar	1.99	-0.30	1.95	603.2
	-2.01	-0.30	1.94	597.1

Plan approved by: *[Signature]* () Date: 24/10/06
 Dosimetrist: *[Signature]* () Date: 24/10/06
[Signature]
 24-10-06

Figura 5. Reporte entregado por el sistema de planificación, verificado por el departamento de física.

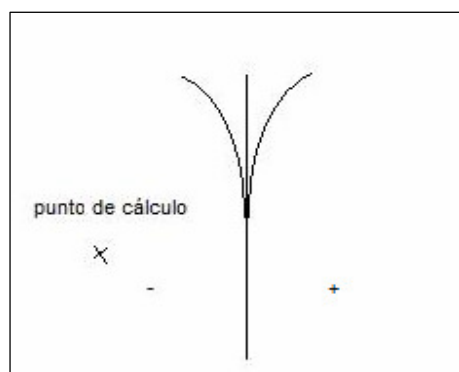


Figura N°6. Sobreestimación o subestimación de las dosis calculada en el punto de acuerdo a la concavidad o convexidad del aplicador.

Aplicadores	I ₂
Cilindro	1400-1500
Ovoides	800-900
Tándem y ovoides	1000-1500

Tabla I: Valores de I₂ para cada tipo de aplicador en el IOAR.

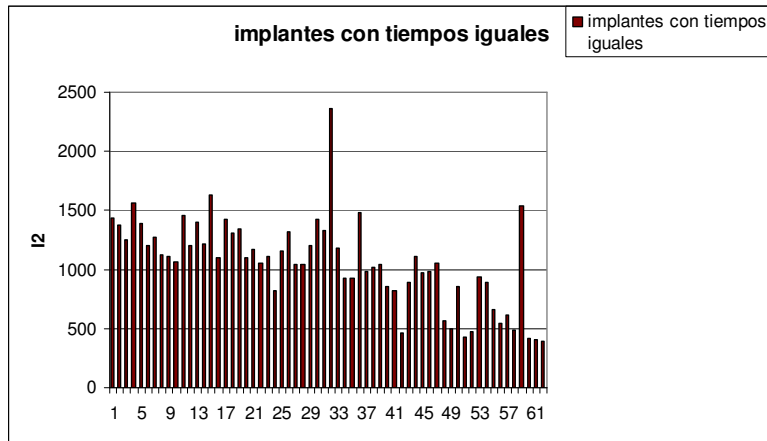


Tabla II. Índice I2 obtenido para planes de tratamiento con tiempos de permanencia en cada posición de la fuente.

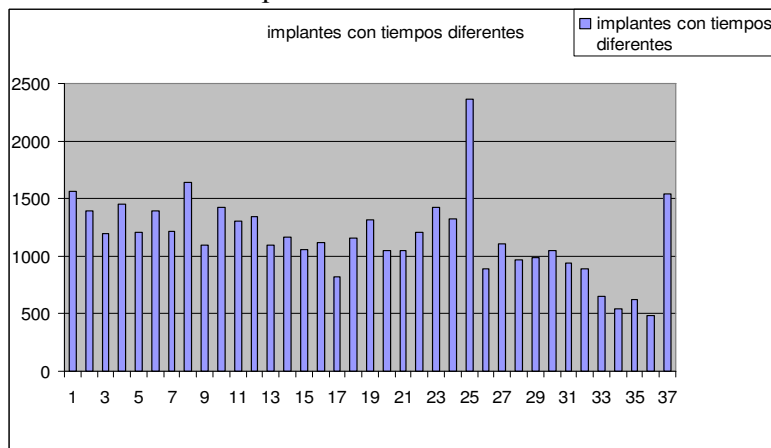


Tabla III. Índice I2 obtenido para planes de tratamiento con tiempos de permanencia diferente en cada posición de la fuente.

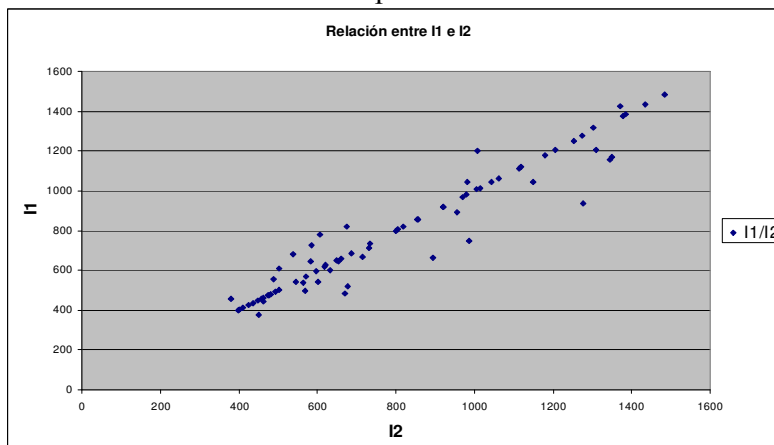


Tabla IV. Relación I1/I2. Los puntos que caen por fuera de la recta pertenecen a los planes de tratamiento donde se empleó una optimización donde los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición no eran uniformes.