

Evaluación de los tratamientos radioterapéuticos con diferentes sistemas dosimétricos



Evaluation of radiotherapeutic treatments with different dosimetric systems

Cristina de los Ángeles González Rodríguez. ¹, Alexander Torres Hernández. ² & Dairan Torriente Díaz. ³

Recibido: 11-05-2021 / Revisado: 22-05-2021 / Aceptado: 15-06-2021/ Publicado: 05-07-2021

Abstract.

DOI: <https://doi.org/10.33262/concienciadigital.v4i3.1770>

Introduction: The AMEPLAN system is used for the dose calculation in radiotherapeutic treatments, in the radiotherapy service of Matanzas City. This system reduces considerably, the dosimetric calculation time. However, it is based on one-dimensional calculations (punctual), looking down on the effects present in all the irradiated volume, except some concessions in the dose determination of the irregular fields module, which allows visualizing the isodosis curves on a surface. Moreover, the use of 3D dosimetric planning systems, allow a qualitative leap in the prosecution of the dose calculation. **Objective:** to show the differences between the use of the AMEPLAN and the 3D planning systems. **Methodology:** dose calculations with both planning systems were done, for which its was taken into consideration the same techniques used in the annual control tests cases and commissioning for source changing. Measurements were performed in order to compare dose in each case calculated by both systems. Some plannings were performed on ideal patients in a second phase, simulating pathologies that allow the use of some of the techniques employed in the radiotherapy services in Matanzas in order to compare the treatment times of both systems. **Results:** Calculations

¹Universidad de Ciencias Médicas de Matanzas, Matanzas, Cuba, cristinag@nauta.cu, <https://orcid.org/0000-0001-5892-6445>

²Universidad de Ciencias Médicas de Matanzas, Matanzas, Cuba, alexanderth.mtz@infomed.sld.cu, <https://orcid.org/0000-0002-9235-410X>

³ Universidad de Ciencias Médicas de Matanzas, Matanzas, Cuba, , <https://orcid.org/0000-0002-7135-897X>

were performed taking into account a dose of 200cGy to be given in all the cases, with equal field dimensions and radiotherapeutic techniques in both dosimetric systems, which allowed compararing the real measured dose, with those calculated by them. **Conclusions:** With the use of 3D calculation systems, the approximation of the prescribed dose by the radiotherapist turns more real since it provides anatomical information of CAT images and makes possible to define various treatment volumes and organs at risk.

Keywords: Dosimetric system, organs at risk, radiotherapeutic treatments, biological equivalent dose

Resumen.

Introducción: En el servicio de radioterapia de la ciudad de Matanzas se utiliza el sistema AMEPLAN para el cálculo de dosis en tratamientos radioterapéuticos. Este sistema reduce el tiempo de cálculo del dosimetrista considerablemente. No obstante, la forma del cálculo es en una sola dimensión (puntual) despreciándose así los efectos presentes en todo el volumen irradiado, con excepción de algunas concesiones en la determinación de dosis del módulo de campos irregulares, que permite visualizar sobre un plano las curvas de isodosis. Por otra parte, la utilización de sistemas de planificación dosimétricos en 3D, permiten dar un salto cualitativo en el procesamiento del cálculo de dosis.

Objetivo: mostrar las diferencias que existen en el empleo del sistema AMEPLAN y el de planificación en 3D. **Metodología:** Se realizaron los cálculos de dosis con ambos sistemas de planificación considerando para dichos cálculos las mismas técnicas empleadas en los casos pruebas del control anual y el comisionamiento por cambio de fuente. Se realizaron mediciones comprobando dosis en cada caso calculado por ambos sistemas. En una segunda fase se realizaron planificaciones sobre pacientes ideales simulando patologías que permitieran el empleo de algunas de las técnicas empleadas en el servicio de radioterapia de la provincia de matanzas a modo de comparar los tiempos de tratamientos de ambos sistemas. **Resultados:** Se realizaron cálculos considerando una dosis a impartir en todos los casos de 200cGy con iguales dimensiones de campos y técnicas radioterapéuticas en ambos sistemas dosimétricos, pudiendo comparar las dosis reales medidas, con las calculadas por los mismos. **Conclusiones:** Con la utilización de sistemas de cálculos en 3D, la aproximación a la dosis prescrita por el radioterapeuta se hace más real ya que brinda información anatómica de imágenes de TAC y posibilita definir varios volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo.

Palabras claves: Sistema dosimétrico, órganos de riesgo, tratamientos radioterapéuticos, dosis biológica equivalente

Introducción.

El departamento de estadística provincial de la dirección de salud pública de Matanzas revela un incremento de las enfermedades oncológicas. Esos datos evidencian la necesidad de abordar desde diferentes aristas el diagnóstico y tratamiento de los pacientes con cáncer con el propósito de salvar vidas y propiciar una mejor calidad de vida. Con ese objetivo el tratamiento que se emplea en muchas de estas enfermedades dependen del

tipo histológico de la enfermedad, de la localización, de su estadiamiento y sobre todo de la intención del tratamiento en función de los aspectos anteriormente mencionados. De forma general existen tres tipos de tratamiento, el quirúrgico, quimioterapéutico y la radioterapia con todas sus variantes, el empleo de estos lo decide el oncólogo después de realizar las investigaciones necesarias sobre cada paciente.

En el servicio de radioterapia de la ciudad de Matanzas se utiliza el sistema AMEPLAN para el cálculo de dosis en los tratamientos radioterapéuticos. Este sistema permitió un avance tecnológico en el momento de su implantación, porque redujo el tiempo de cálculo del dosimetrista, como limitante fundamental de este sistema es que su forma del cálculo es en una sola dimensión, despreciando los efectos presentes en todo el volumen irradiado, con excepción de algunas concesiones en la determinación de dosis en el módulo de campos irregulares, que tiene en cuenta el efecto de puntos seleccionados circundantes. En el AMEPLAN se planifica sobre maniqués ya sean humanos (estandarizados según el prototipo de hombre europeo) o con formas geométricas predeterminadas similares a contornos de la estructura humana.

Recientemente se han implantado sistemas de planificación dosimétrica en 3 dimensiones (3D), los que constituyen un avance cualitativo en el procesamiento del cálculo de dosis debido a que se planifica directamente sobre el paciente y permiten la visualización de los órganos a irradiar, así como los de riesgo y el efecto de las radiaciones en 3D.

La radioterapia constituye una de las armas terapéuticas básicas para el tratamiento de los tumores malignos; entre un 60 y 70 % de ellos son irradiados ya sea con intenciones curativas o paliativas, los objetivos de los tratamientos radiantes son el llevar una dosis adecuada, y lo más homogénea posible al volumen tumoral, con la finalidad de conseguir el mayor daño a las células tumorales, preservando los tejidos sanos de forma tal que el paciente consiga la mayor sobrevida posible.

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la simulación, la planificación, la verificación del tiempo (o unidades de monitor), la verificación de los campos de radiación previstos, la administración de la dosis y el registro del tratamiento.

La planificación computarizada es un componente fundamental dentro del proceso de tratamiento, aquí se selecciona la energía y modalidad de tratamiento, se calculan los tiempos para impartir la dosis prescritas, se analizan las distribuciones de dosis, y la cantidad de radiación que pueden recibir los órganos de riesgo, se analizan la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces, teniendo en cuenta la dosis de los mismos en la superficie del paciente, optimizándose el peso de cada haz para lograr la mínima dosis en piel posible; en la planificación los datos de salida deben ser claros y precisos, e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica siempre que sea posible.

El objetivo de este estudio fue mostrar las diferencias que existen en el empleo del sistema AMEPLAN y el de planificación en 3D.

Metodología.

En la investigación se realizaron cálculos de dosis con ambos sistemas de planificación utilizándose las técnicas empleadas en el control anual y en las pruebas de comisionamiento por cambio de fuente, efectuándose mediciones de dosis impartidas en cada caso. En una segunda etapa se realizaron planificaciones sobre pacientes ideales con patologías que permitieran el uso de algunas de las técnicas empleadas en el departamento de radioterapia de matanzas, se recogieron los datos y analizaron sus resultados.

Se utilizaron los siguientes instrumentos:

1. Electrómetro PTW UNIDOS modelo 10002.
2. Cámara de ionización PTW 30001.
3. Barómetro AIR-HB-1^a
4. Termómetro de mercurio para fuente de referencia de resolución 0,1C
5. Maniquí de profundidad fija PTW modelo T41014.
6. Cable de extensión para cámara de ionización.
7. Sistema de cálculo AMEPLAN.
8. Sistema de cálculo Winplt 3D
9. Computadoras del servicio de radioterapia de Matanzas.
10. Fuente de cobalto 60 con rendimiento de referencia Dw= 278,11cGy/min a 0,5 cm en un campo 10x10 a DFS el 26/11/2007.
11. Programa de cálculo estadístico Version 5 STATGRAPHICS.

Se realizó la determinación de la dosis utilizando las técnicas de tratamiento que se muestran en la tabla1 sobre maniquí de profundidad fija, en esta tabla se muestra la relación de campos a calcular y medir en cada sistema dosimétrico.

Tabla 1, Relación de campos calcular y medir por cada sistema dosimétrico

tecnica	CD Prof=5 cm	Caja isocentrica Prof =5 cm en campo anterior	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	Campos contrapuestos a 5 cm profundidad en campo	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm	CD con 40° de < del gantry. Prof =5 cm
DFI	10x10	AP 10x10 LL 6x6	10x10	campo 6x6	10x10 con cuña 15° en sentido de las x	10x10 con cuña 30° en sentido de las x	10x10 con cuña 45° en sentido de las x	10x10 con cuña 15° en sentido de las y	10x10 con cuña 30° en sentido de las y	10x10 con cuña 45° en sentido de las y
DFS	10x10		10x10							

Fuente: Elaboración propia

Breve descripción de ambos sistemas de planificación:

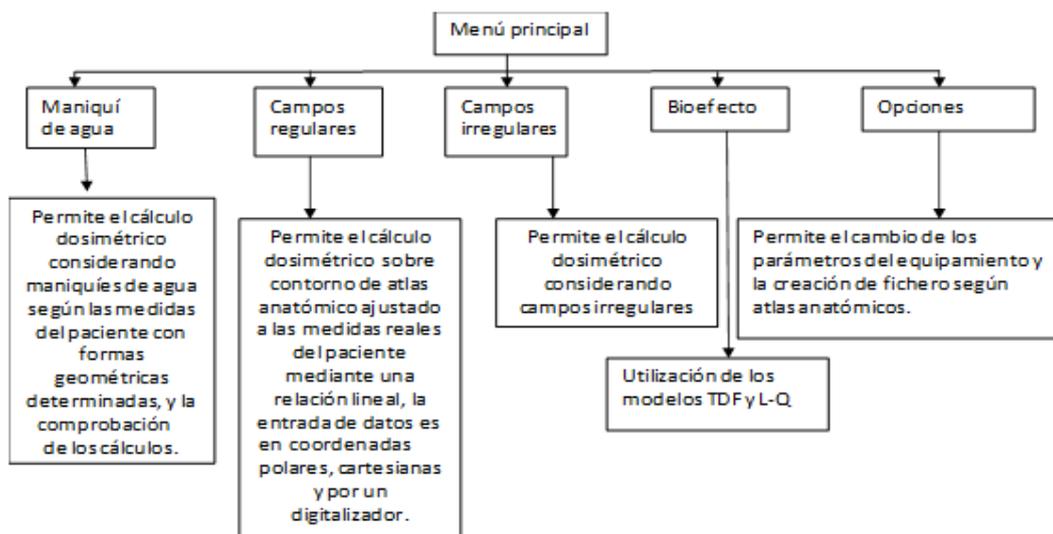
El AMEPLAN fue elaborado en el año 1990, por físicos médicos del Hospital Hermanos Amejeiras y profesores de la Facultad de Ciencias y Tecnologías nucleares de la

Universidad de la Habana, en la etapa donde los sistemas de planificación no incluían herramientas en manejo de imágenes, y a la vez no existían computadoras con la capacidad de memoria, ni velocidad de procesamiento como en la actualidad. Este programa se basa en empleo del Método TMR-SMR (relación de dosis máxima en un punto con la relación de dispersión máxima en el mismo) partiendo de medidas de PDD (porcentaje de dosis en profundidad) para el cálculo de dosis, este programa se ha mejorado con algunas actualizaciones en la medida que ha sido posible, su sistema de cálculos se realiza según (Gunilla C Bentel .Clinical Associate Departamet of radiation oncology Duke University Medical Center Durham, 1996); (JR, 1984) (Ervin B Podgorsak, 2003); (KHAN, 1994). (P.Andreo, 1997) (Hesse, 2004). (C & Rancoita, 2009), (Brosed, 2011). El AMEPLAN brinda las siguientes posibilidades:

- Realizar corrección por irregularidad del tejido (inhomogeneidad, utilizando el método de recorrido equivalente o efectivo).
- Corrección por irregularidad de superficie del paciente (Se utiliza el procedimiento conocido como Método de la distancia fuente superficie efectiva en el que se procede a ajustar los valores de rendimiento en profundidad calculados para una DFS estándar de la unidad en el punto considerado por el inverso al cuadrado de la distancia, este método tiene en cuenta el tamaño del haz y la profundidad del punto).
- Corrección por interposición de cuñas.
- Corrección por decaimiento de la fuente de Co 60.
- Combinación de energía de la radiación.
- Análisis de perfiles y penumbras del haz.
- Posibilidades de tratamiento a DFS (distancia fuente superficie) y a DFI (distancia fuente isocentro) introduciendo los datos anatómicos del paciente a través de 4 opciones diferentes; atlas anatómicos un (standard-man), coordenadas polares de contarse con un simulador de tratamiento, coordenadas cartesianas (x,y), ficheros creados por un digitalizador previamente contorneados.
- Permite la utilización de técnicas estandarizadas con campos irregulares como son: la de manto, Y invertida irradiación abdominal con bloqueo posterior de riñones y medula y otros órganos de riesgo.
- Se puede realizar el cálculo de tratamientos equivalentes en base a modelos de ajuste de dosis considerando los valores de Alfa /Beta, para cada órgano y esquema de tratamiento
- Se pueden ver los perfiles de dosis coronal y sagital en la planificación, (Steel, 1997) . (Joiner & Van der kogel, 2009) (P Mayles, A Nahum, & JC Rosenwald, 2007)

El principal problema del AMEPLAN radica en el caso en que las condiciones de dispersión difieran significativamente de las condiciones en las que fueron medidos los datos de haz de radiación. El AMEPLAN cuenta con 5 bloques de procesamiento. La figura 1 muestra el bloque de cálculo del AMEPLAN.

Fig. 1 Bloque de cálculo del sistema AMEPLAN



Fuente: Elaboración Propia

El cálculo mediante maniquíes de agua se realiza en 1D, pero puede visualizarse en un plano en dependencia del tipo de maniquí que se utilice por eso suele decirse que el cálculo es en 1,5 D.

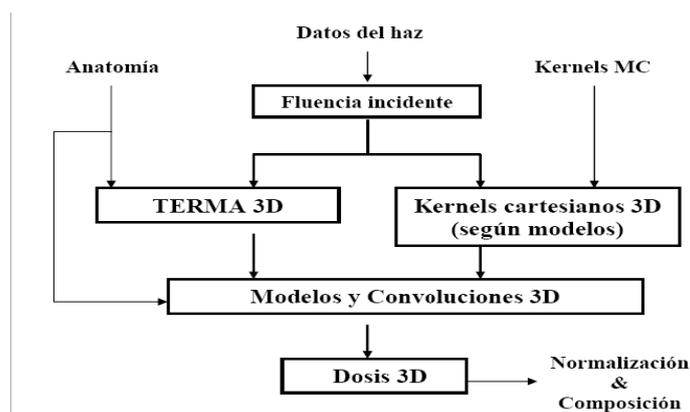
Con respecto al bloque de campos regulares se permite en mayor medida más acercamiento al valor real de dosis, aunque las referencias de los parámetros de entrada son a partir de un modelo de hombre europeo, las que difieren de la realidad en gran medida por lo que la incertidumbre con respecto a la dosis aumenta considerablemente. En este caso el cálculo físico continua en una dimensión, aunque pueden visualizarse en un plano las líneas de isodosis en la planificación. Se pueden realizar cálculos de campos irregulares en el bloque de los cálculos irregulares, pero aún se sigue sin tomar en cuenta el efecto volumétrico de la radiación.

Se utiliza el modelo lineal cuadrático para el cálculo de la dosis biológica equivalente en el caso de interrupción del tratamiento o cambio de esquemas de los mismos. (Steel, 1997)

Sistema de cálculo WinPlt-3D.

El método de cálculo implementado en el sistema WinPLT-3D es el comúnmente llamado Método de Convolución. Innumerables publicaciones e implementaciones prácticas recientes han demostrado que es la alternativa de cálculo más eficiente a la fecha, porque ofrece una calidad en los resultados significativamente más precisa que por los métodos tradicionales y brinda una mejor performance en relación a los tiempos de cálculo requeridos.

Figura 2: Representación del sistema de cálculo WINPLT



Fuente: Manuales técnicos del programa Winplt

Las características del método de convolución lo convierten en un método más analítico que sus predecesores, y esto redundando en su adaptación a diferentes equipos y a diferentes situaciones prácticas. Los métodos anteriores generalmente basan su principio en un cálculo de deformación y corrección de las distribuciones de dosis previamente medidas en fantomas homogéneos, las cuales están indefectiblemente asociadas a cada tipo de haz que se utiliza y a cada uno de los modificadores estándares.

En el método de convolución superposición (CVSP), el cálculo de dosis se realiza computando la integral en el espacio de la energía puesta en juego por fotones primarios (TERMA) multiplicada por funciones de dispersión punto a punto. Estas funciones comúnmente denominadas “kernels” relacionan la energía que siendo liberada por fotones primarios en un punto del medio es finalmente absorbida por unidad de masa en otro punto. El método de convolución toma cuenta del rango de electrones secundarios por lo que brinda mejores resultados en áreas de marcado desequilibrio electrónico. (Oelfke, 2004) (Brosed Serreta & Millan Cebrian, 2013)

El cálculo del TERMA se realiza (con muy alta resolución) básicamente a partir de la fluencia incidente de fotones, utilizando el coeficiente de atenuación lineal del medio y la ley inversa del cuadrado de la distancia. La mencionada fluencia incidente (fluencia de fotones del haz) es modelizada a partir de los datos del campo y mediante parámetros adicionales (ajuste del equipo) tales como, espectro energético, datos de la colimación (fuente no puntual, distancia fuente-colimadores), efecto del filtro aplanador (gradiente radial) modificadores o bloques.

Los kernels se calculan a partir de núcleos de dispersión pre-calculados por Monte Carlo en agua para las distintas componentes de dosis con gran resolución angular y radial y para un rango extenso de energía. Dichos kernels son integrados en matrices cartesianas y afectados por múltiples modelos de corrección para contemplar efectos como divergencia de haz o heterogeneidad del medio.

El método se basa en obtener la distribución de dosis realizando una “convolución” de la energía liberada en cada punto del espacio con la función que expresa la dispersión de esa

energía hasta su efectiva absorción en el medio. En términos matemáticos lo mencionado se expresa con la ecuación:

$$D(r) = \int_V \Phi(r') \cdot K(r; r') \cdot dV'$$

Siendo:

D (r): dosis en el punto r,

$\Phi(r')$: “TERMA” o energía liberada en el punto r' por los fotones primarios

$K(r; r')$: “Kernel” que describe la energía liberada en r' resulta efectivamente absorbida en el punto r por unidad de masa.

La integral presentada resulta efectiva en todo el volumen V' (o espacio de r') de interacción de los fotones incidentes.

El TERMA $\Phi(r')$ es la energía liberada por fotones primarios y contabiliza el total de energía puesta en juego por tales fotones en su primera interacción (suma de fotones secundarios, electrones).

El hecho de tratar por separado cada componente de dosis (dosis primaria, first-scatter, múltiple-scatter, bremsstrahlung) y la aplicación de modelos correctivos, significa la necesidad de computar múltiples convoluciones para cada cálculo de dosis en una banda de energía. Todos los procesos son repetidos para cada banda del espectro considerado.

Realización de la primera fase del trabajo

1. Cálculo dosimétrico en los dos sistemas de planificación según los campos propuestos a realizar en función de las técnicas concebidas.
2. Medición con el set dosimétrico de cada uno de los esquemas previstos colocándose los equipos de medición y equipo de cobalto según los esquemas previstos.
3. Lectura de la dosis para cada caso.
4. Comparación de los resultados medidos con los calculados por los sistemas dosimétricos.

Realización de la segunda fase del trabajo

1. En la segunda fase del trabajo se realizaron dos cálculos dosimétricos en ambos sistemas, simulando una patología de cuello de útero y simulando una patología de recto, los cálculos se realizaron sobre maniqués del atlas anatómico, con iguales características en cada caso.
2. Para introducir los datos en el Winplt se construyeron maniqués con forma similar a las del atlas anatómico, considerando la heterogeneidad del medio con los mismos valores de densidad que los utilizados en el cálculo del

AMEPLAN de forma tal que las condiciones de cálculo en ambos sistemas fueran semejantes.

Resultados.

Se realizaron cálculos de tiempo para una dosis prevista de tratamiento en todos los casos de 200cGy con iguales dimensiones y características que los establecidos para los casos pruebas vistos anteriormente en ambos sistemas dosimétricos, se utilizó el maniquí de profundidad fija y el set dosimétrico de la unidad, pudiendo obtener las dosis reales por ambos sistemas de cálculo dosimétricos. En la tabla 2 se presenta el resultado de las mediciones en ambos sistemas dosimétricos.

Tabla 2: Resultados de dosis medidas para el tiempo calculado en cada sistema dosimétrico

Casos analizados	Dosis Medidas para tiempo obtenido según de sistema AMEPLAN (cGy)	Dosis Medidas para tiempo obtenido del sistema Winplt (cGy)	Discrepancia e/n Winplt y AMEPLAN(cGy)%
Campo directo a DFS 10x10 5cm de Prof.	199.10	199.52	-0.21
Campo directo a DFI 10x10 5cm de Prof.	199.14	199.35	-0.1
Campos contrapuestos 6x6 a DFS	199.42	199.56	-0.5
Campos contrapuestos 6x6 a DFI	199.74	199.78	-0.5
Caja isocentrica AP(10x10) LL(6x6)	199.75	199.84	-0.04
Campo 10x10 angulado a 40°	199.74	201.02	0.6
Campo 10x10 con filtro de 15° angulado a 40° CW	199.58	201.2	0.8
Campo 10x10 con filtro de 30° angulado a 40° CW	197.22	199.02	-0.9
Campo 10x10 con filtro de 45° angulado a 40° CW	198.33	199.25	-0.46
Campo 10x10 con filtro de 15° angulado a 40° CCW	199.56	199.60	-0.02
Campo 10x10 con filtro de 30° angulado a 40° CCW	196.57	197.24	-0.33
Campo 10x10 con filtro de 45° angulado a 40° CCW	197.98	198.02	-0.02

Fuente: elaboración propia

Las 12 lecturas de dosis obtenidas estuvieron entre valores de 196.57 - 199.75 cGy en el AMEPLAN y entre 197.24 a 201.2 en el Winplt desde el punto de vista estadístico se obtuvieron los siguientes datos:

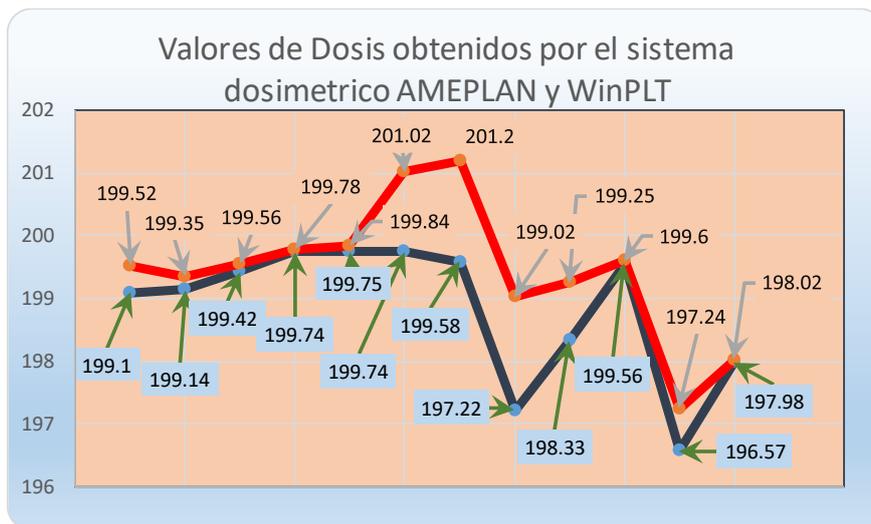
Tabla 3 Resultados estadísticos de las mediciones

VARIABLES	AMEPLAN	WINPLT-3D
VALOR MEDIO	198,84	199,44
DESVIACIÓN MEDIA	0,8794	0,7214
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	1,078	1,085
VALOR ESPERADO	200	200

Fuente: Elaboración propia

En las dosis medidas según tiempo calculado por el Winplt, se observaron valores ligeramente mayores y muchos más cercanos a la dosis prescrita que con respecto a los leídos por el AMEPLAN, lo que indica resultados alentadores ya que favorece la calidad de los tratamientos radioterapéuticos.

Grafico 1 Resultados gráficos de las mediciones de dosis realizadas por ambos sistemas.



Fuente: Elaboración propia

En el grafico anterior vemos representativamente cómo se comportan los valores de dosis medidos en ambos sistemas, mostrando en todo momento una lectura mayor en el caso de los tiempos calculados por Winplt.

En la segunda fase del trabajo se calcularon dos patologías una de cuello uterino y otra de recto para estándares de hombre europeo según el atlas del sistema AMEPLAN. En el caso de cuello de útero se empleó una técnica en caja isocéntrica, con disminución de

la x en los campos laterales y en el caso de la patología de recto, se empleó un campo anterior con dos oblicuos con cuña de 15° para compensar la diferencia de superficie. Se crearon maniqués similares a los del AMEPLAN para introducirlo en el sistema Winplt y poder hacer los cálculos en iguales condiciones considerando los valores de densidades iguales a los del sistema AMEPLAN.

Las figuras 3 y 4 se muestran las isodosis obtenidas después de optimizar la distribución de los pesos de los haces de tratamiento en función de las técnicas empleadas en el sistema AMEPLAN.

Figura 3. Curvas de Isodosis en la planificación de un tratamiento de cuello de útero por el sistema AMEPLAN

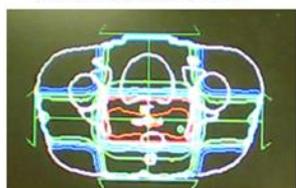
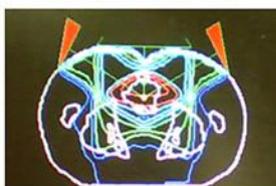


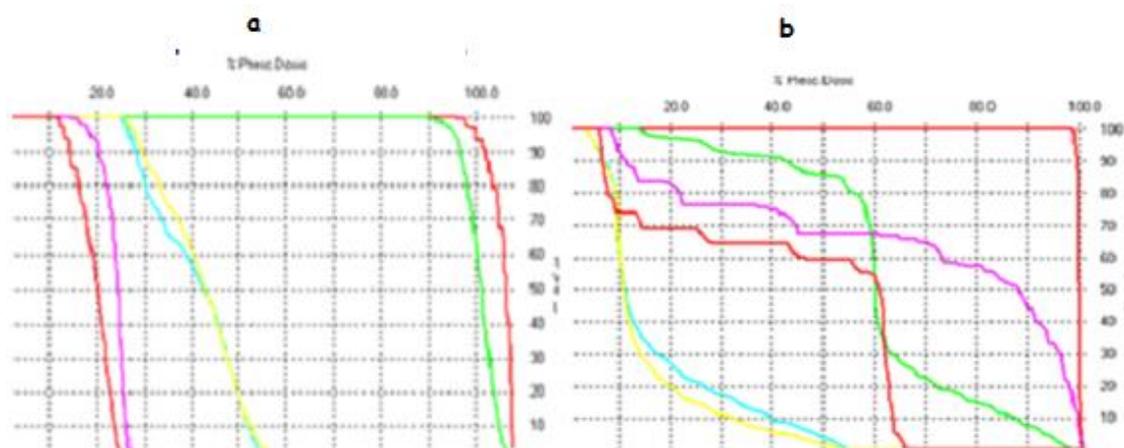
Figura 4. Curvas de Isodosis en la planificación de un tratamiento de recto por el sistema AMEPLAN



Fuente: Elaboración propia

Se observa que la información es un solo plano y en cada caso las curvas de 100% engloban el punto ICRU de tratamiento, no obstante, no se puede saber su comportamiento en todo el volumen del órgano, solo en el plano en el cual se selecciona para la planificación dosimétrica.

Figura 5 Histograma Dosis Volumen en las mismas patologías mostradas en las figuras 3 y 4, pero calculadas esta vez por el sistema Winplt (a-recto) (b-cuello de útero)



Fuente: Elaboración propia

El histograma dosis volumen muestra la cantidad de dosis que recibe no solo el punto ICRU sino también los órganos circundantes permitiendo al radioterapeuta tener una idea de cuan efectivo ha sido dicho tratamiento, teniendo en cuenta el principio de la mayor dosis posible al tumor y la menor dosis posible a los órganos de riesgo. En este caso

vemos que cada órgano al cual se le prescribió la dosis de 200 cGy recibe prácticamente el 100% de la dosis prevista.

Figura 6 Datos de salida en el sistema AMEPLAN

Campo	X	Y	RF3	Brazo Colim.	Bloq.	Filtro	Código	Peso	Tiempo	Energía
1	100	100	725	0	0	0	No	25	8.32	1.2 No
2	100	50	693	90	0	0	No	23	8.30	1.2 No
3	100	100	749	100	0	0	No	29	8.33	1.2 No
4	100	50	691	770	0	0	No	23	8.37	1.2 No

Fuente: Elaboración Propia

En las figuras anteriores se muestra la forma en que se presenta la información después del cálculo de dosis, en el AMEPLAN se pueden observar las curvas de isodosis representadas en un plano y la salida de datos necesarias para posicionamiento del paciente e impartición de dosis, en el caso del WinPlt se puede ver la representación de la visualización del tratamiento como si fuera directamente sobre el paciente en toda su extensión.

Con el cálculo del Winplt la información sobre la dosis recibida es en todo el volumen del órgano, no solo en un punto, la salida de datos permite hacer un análisis de la cantidad de radiación que recibirán los órganos involucrados en el tratamiento, tanto el volumen tumoral como los órganos de riesgo. Además de visualizar planos en cortes axiales sagitales y coronales con las líneas de isodosis en cada corte seleccionado para el análisis.

En los histogramas dosis volumen de las patologías calculadas en la segunda fase del trabajo, se puede visualizar el % de dosis que recibe el órgano que interesa irradiar y los que están circundantes de forma tal que se pueda tomar la mejor conducta para el tratamiento.

En los cálculos realizados por el Winplt se alcanzaron tiempos ligeramente mayores a los obtenidos por el AMEPLAN sobre todo en los tiempos donde estaban involucrados estructuras óseas y esto es evidente debido a que aumentan los valores de densidad en el volumen analizado. En esta fase, aunque no fueron medidos experimentalmente por no contar con un maniquí adecuado para esas mediciones, los resultados son explicables y están relacionados con los que se obtuvieron desde el punto de vista experimental en la primera fase del trabajo.

Conclusiones.

- Con la utilización de sistemas de cálculos en 3D, la aproximación a la dosis prescrita por el especialista se aproxima más a la realidad porque aporta información anatómica de imágenes de TAC y posibilita definir varios volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo.
- El AMEPLAN tiene limitaciones porque solo emplea atlas anatómico como aproximación de la anatomía humana, el algoritmo de cálculo en 1D con correcciones por superficie y heterogeneidades y solo se da reporte de dosis en puntos.
- La posibilidad de contar con sistema de planificación en 3D para uso docente, consolidaría el conocimiento en dosimetría para los futuros graduados de esta especialidad.

Referencias bibliográficas.

- Brosed Serreta, A., & Millan Cebrian, E. (2013). *Fundamentos de Física Médica. Volumen 4. Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad.* Andalucía: ADI Servicios Editoriales.
- Brosed, A. (2011). *Fundamentos de física medica. Volumen I. Medicion dela radiacion.* Andalucía: ADI. Servicios Editoriales.
- C, L., & R. P. (2009). *Priciples of radiation interaction in matterand detection. 2 edition.* singapur: World scientific.
- Ervin B Podgorsak, P. (2003). *Review of radiation oncology physics : A Handbook for teachers and students.* viena Austria: IAEA .viena Austria.
- Gunilla C Bentel .Clinical Asociate Departamet of radiation oncology Duke University Medical Center Durham, N. C. (1996). *Radiation Therapy Planning,2/e.* North Carolina: McGraw-Hill Health Professions Division.
- Hesse, D. B.-M. (2004). Physical Aspects of external Photon Beams I. *1st Summer School for Medical Physics* (pág. 64). Santago de chile: DKFZ German cancer research center.
- Joiner, M., & Van der kogel, A. (2009). *Basic Clinical Radiobiology. fourth edition.* London NW. USA: HODDER ARNOLD.
- JR, J. H. (1984). *The physics of radiology. fourth edition.* Illinois USA: Charles C Thomas publisher.
- KHAN, F. (1994). *The physics of radiation therapy.* Baltimore, Maryland.USA: Williams and Wilkins.

- Oelfke, U. (2004). Physical aspects photon beams II. Dose calculation. *Summer School Santiago, 24.11.2004* (pág. 74). Heidelberg. Germany: DKFZ.Heidelberg.
- P Mayles, A Nahum, & JC Rosenwald. (2007). *handbook_of_radiotherapy_physics_theory_and_practice.Capitulo 6,7,8*. New York. USA: Taylor and Francis Group.
- P.Andreo. (1997). *COLECCIÓN DE REPORTES TECNICOS No. 398.Código Internacional de Práctica para Dosimetría*. Vienna, Austria: Organismo Internacional de Energía Atómica.
- Steel, G. G. (1997). *Basic Clinical Radiobiology. Second Edition*. New York USA: ARNOLD.

PARA CITAR EL ARTÍCULO INDEXADO.

González Rodríguez, C. de los Ángeles, Torres Hernández, A., & Torriente Díaz, D. (2021). Evaluación de los tratamientos radioterapéuticos con diferentes sistemas dosimétricos . ConcienciaDigital, 4(3), 111-125.
<https://doi.org/10.33262/concienciadigital.v4i3.1770>



El artículo que se publica es de exclusiva responsabilidad de los autores y no necesariamente reflejan el pensamiento de la **Revista Conciencia Digital**.

El artículo queda en propiedad de la revista y, por tanto, su publicación parcial y/o total en otro medio tiene que ser autorizado por el director de la **Revista Conciencia Digital**.

