

Uso de imágenes KV CBCT del acelerador lineal Halcyon para la planificación de tratamientos de metástasis óseas con intención paliativa

Use of KV CBCT images from the Halcyon linear accelerator for treatment planning of bone metastases with palliative intent

Pabon Girón Alexandra¹, Galvis Serrano Juan Carlos²,
Montufar Hidalgo Diego Luis³, Maldonado María Cristina²

PABON GIRÓN, A.; GALVIS SERRANO, J.C.; MONTUFAR HIDALGO, D.L.; MALDONADO, M.C. Uso de imágenes KV CBCT del acelerador lineal Halcyon para la planificación de tratamientos de metástasis óseas con intención paliativa. *J. health med. sci.*, 9(3):65-74, 2023.

RESUMEN: Las nuevas tecnologías para el tratamiento del cáncer con radiación ionizante tienen especial interés en mejorar la calidad de las imágenes para el posicionamiento adecuado del paciente con sistemas de radioterapia guiada por imagen IGRT. El sistema Halcyon cuenta con imágenes de tomografía computarizada de haz de cono CBCT. Estas imágenes podrían ser una opción para escenarios donde no se cuente con una Tomografía Computarizada CT o el equipo se encuentre en reparación o mantenimiento especialmente para escenarios de intención paliativa. La diferencia en la distribución de dosis en imágenes CT y CBCT fue analizada en este estudio. Los resultados mostraron diferencias en las unidades Hounsfield UH, aunque no fueron estadísticamente significativas, el volumen irradiado mostro diferencias máximas de 3,92% que no supera el 4% permitido para tratamientos de intención paliativa. En cuanto a las dosis dispersas al tejido sano la diferencia tampoco supera el 4%. Nuestro estudio mostro que las imágenes CBCT pueden ser una alternativa para el tratamiento de metástasis óseas, sin embargo, estas imágenes todavía no pueden remplazar las imágenes CT utilizadas para el cálculo de dosis en radioterapia.

PALABRAS CLAVES: Tomografía computarizada, Tomografía computarizada de haz de cono, metástasis ósea, Radioterapia.

INTRODUCCION

La radioterapia guiada por imágenes o IGRT, es la forma más común y rutinaria hoy en día para administrar tratamientos de radiación ionizante de manera segura y precisa utilizando imágenes de la mejor calidad. En la actualidad los aceleradores lineales en su gran mayoría cuentan con un sistema de adquisición de imágenes volumétricas, que funcionan mediante la técnica de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT por sus siglas en ingles).

Las imágenes CBCT apoyan el proceso de verificación garantizando el posicionamiento adecuado del paciente y pueden ser usados en el calculo de dosis para replaneación de tratamientos en

radioterapia adaptativa (Yoo y Yin 2006, p. 1553). Dentro de los sistemas CBCT existen imágenes volumétricas generadas con Kilovoltaje (KV) y con Megavoltaje (MV), las imágenes KV CBCT son producidas por un generador de rayos X adicional con energía pico de KV, mientras que las imágenes MV CBCT son generadas por el mismo haz de radiación de tratamiento usando 6MV de un haz sin filtro de aplanamiento (Flattening-Filter-Free FFF), las imágenes KV CBCT ofrecen mejor contraste del tejido blando y permiten una mejor visualización tanto del volumen blanco como el del tejido circundante (Richter *et al.* 2008).

Las imágenes obtenidas por tomografías computacionales (CT) convencionales y las CBCT presentan diferencias relacionadas con aspectos

¹ Magistra en ciencias Física Medica. Líder de física unidad de Radioterapia clínica los Nogales, Bogotá, Colombia.

² Oncólogo Radioterápico, Departamento de Diagnóstico y terapia, Unidad de Radioterapia clínica los Nogales, Bogotá, Colombia.

³ Magister en ciencias Física Medica. Unidad de Radioterapia clínica los Nogales, Bogotá, Colombia.

como: El volumen tridimensional de los datos en un CT es obtenido en las pantallas del detector en múltiples planos en cortes axiales, mientras que en un CBCT es obtenido en un solo barrido de escaner de forma conica en la que el detector y la fuente de radiación rotan sincrónicamente alrededor del paciente en 180 o 360 grados dependiendo del equipo CBCT utilizado. Los sistemas CT utilizan detectores solidos o semiconductores opuestos al haz de radiación, los CBCT usan detectores planos de silicio amorfo (aSi), y los algoritmos de reconstrucción que cada uno utiliza (Najarian, Ward y Shirani 2013, p 1).

Una calibración exacta de las unidades Hounsfield (UH) y la curva de densidad electrónica son indispensables para los sistemas de planificación de tratamientos (Schneider, Pedroni y Lomax 1996, p 111), ya que estos pueden originar errores significativos en el cálculo de dosis (Rong *et al.* 2010, p. 197).

Actualmente las imágenes de CBCT son utilizadas para verificar el posicionamiento del paciente antes o después del tratamiento, sin embargo, aún no se ha establecido con claridad si estas imágenes pueden usarse para el cálculo de la dosis en la planificación de tratamientos de radioterapia. El propósito de este estudio es validar el uso de imágenes KV CBCT para la planificación de dosis de metástasis óseas con intensidad paliativa tomadas desde un acelerador lineal Halcyon V3.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA).

MATERIALES Y METODOS

Adquisición de imagen 3D

En nuestro estudio, las imágenes CT fueron adquiridas en un tomógrafo Aquilion y los parámetros fueron 130 Kv, 200 mA, y 25 ms. Un espesor de corte de 3.0 mm fue aplicado para la reconstrucción de imagen y un pixel de 512 x 512, que corresponde al protocolo establecido por la institución para la simulación de tratamientos óseos paliativos. Halcyon v3.0 tiene dos modos de adquisición de imagen CBCT, MV-CBCT (imagen con energía de MV proporcionada por el mismo haz de radiación) y KV-CBCT (imagen con energía KV proporcionada por un generador de rayos X adicional). Para la adquisición de imágenes en columna vertebral elegimos el modo KV CBCT, ya que nos permite tener un mejor contraste y diferenciar el tejido óseo de los tejidos blan-

dos y de esta forma poder realizar una adecuada delimitación del blanco. Los parámetros de adquisición de imágenes KV CBCT fueron 125 kV, 35 mA e impulsos de 10 ms, un espesor de corte de 2.5 mm, Halcyon utiliza un algoritmo de reconstrucción CBCT iterativa (iCBCT) y un pixel de 512 x512 correspondiente al protocolo de imagen establecido para metástasis óseas con intensidad paliativa.

Especificaciones del fantoma

El fantoma QUART DVT_VN (Quality Assurance in Radiological technologies, Varian Medical system Imaging Laboratory GmbH, Dattwil AG, Switzerland) fue usado con un CT scanner para evaluar la calidad de la imagen y la calibración de las HU en las imágenes KV-CBCT. El fantoma esta hecho de PMMA (Acrílico) y tiene un diámetro de 160 mm, contiene lo siguientes elementos:

En la parte central del fantoma de 3 cm contiene 4 orificios cilíndricos de 15 mm de diámetro, dos de ellos son aire, un inserto de PTFE (Teflón) y otro de poliestireno, provee estructuras con alto y bajo contraste con respecto al PMMA.

En los extremos de esta región se incluyen dos módulos de dispersión adaptados para aplicaciones CBCT que evita errores sistemáticos en los valores de las HU (QUART - seit über 40 Jahren Anbieter für Komplettlösungen in der Radiologischen Qualitätssicherung | QUART GmbH Röntgen Qualitätssicherung sin fecha). En la Figura 1 y 2 se muestran las características del fantoma Quart DVT_VN. (Peng *et al.* 2020, p 6).



Figura 1. Fantoma Quart DVT_VN.

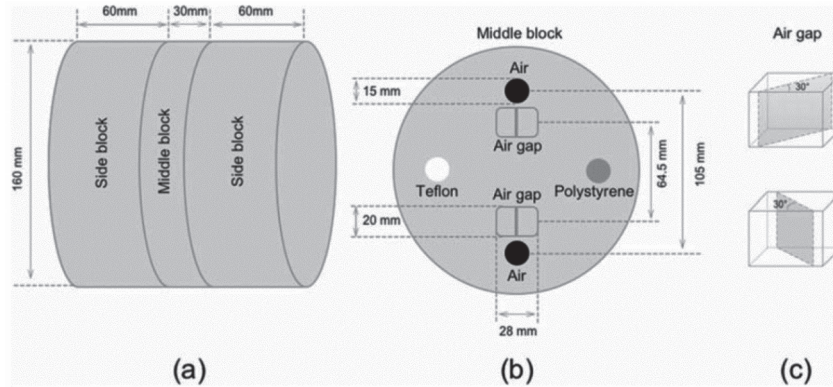


Figura 2. Vista frontal(a), Vista sagital del bloque central (b), cavidad de aire inclinada de la fantoma, (c) Inclinación de los gaps de aire.

Sistema de planificación de tratamientos

Eclipse V16.1 cuenta con dos algoritmos de cálculo AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) y Acuros XB ambos desarrollados por Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA, integrados en Eclipse™. Para propósitos del cálculo de dosis de este estudio se usó el algoritmo Acuros XB v16.1 (Hoffmann *et al.* 2018, p 3909), con energía de 6MV y con una grilla de 1.25 mm. Este algoritmo presenta exactitud y rapidez en el cálculo de dosis, además considera heterogeneidades introducidos por materiales como pulmón, aire, hueso e implantes que puede influir significativamente en la distribución de dosis en el paciente, especialmente en presencia de campos pequeños e irregulares. Resolver la ecuación lineal de transporte de Boltzman (LBTE) permite que Acuros XB considere el efecto de esas heterogeneidades (Fogliata *et al.* 2011).

Curvas de densidad HU (Hounsfield unit)

Para las imágenes de planificación de los tratamientos basados en CT una buena caracteriza-

ción de las curvas de calibración de densidad-HU es indispensable para la exactitud en los cálculos de dosis. Similarmente para las imágenes CBCT la relación entre una curva y otra necesita ser evaluada para garantizar exactitud en el cálculo de dosis y que las diferencias que se encuentren en ellas sean las mínimas posibles (Richter *et al.* 2008).

Las curvas de Calibración para las imágenes del CT y las proporcionadas por las imágenes CBCT del Halcyon son mostradas a continuación Figura 3.

Selección de pacientes

8 pacientes con metástasis óseas fueron seleccionadas en el primer trimestre del año 2022 para evaluar la diferencia de dosis en la planeación de tratamientos con imágenes CT y CBCT. Para todos los casos se incluye el PTV (planning target volumen), y los órganos a riesgo OAR's que incluyen, Riñones, corazón, Bolsa intestinal, Recto, vejiga y laringe. En los planes CT y CBCT, los haces de radiación para ambos tratamientos son idénticos. Fueron compara-

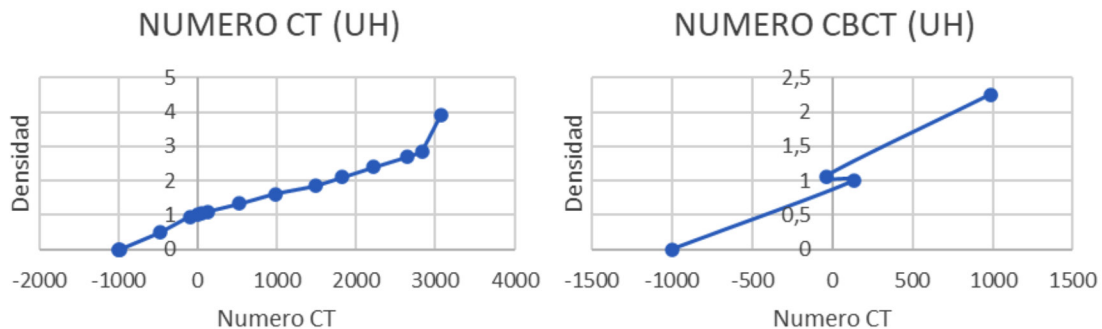


Figura 3. Curvas de densidad electrónica. Izquierda para CT, Derecha para CBCT.

dos los histogramas dosis volumen (DVH) y las UM entre los planes CT y CBCT.

Adaptabilidad de imágenes CBCT para el cálculo de dosis

Todas las imágenes CBCT usadas en este estudio fueron adquiridas usando los protocolos establecidos en Halcyon V3.0 e importadas vía DICOM al TPS de eclipse v16.1. el pre-comisionamiento de la curva de densidad-HU CT fue aplicada a todas las imágenes CT para la planeación. En el caso de las imágenes CBCT se usó la curva de calibración densidad-HU del CBCT establecido durante el comisionamiento con el fantoma QUART. Para propósitos de planificación de tratamientos la curva de densidad-UH del CT esta preestablecida como línea base para la planificación de tratamientos dentro de la rutina clínica.

8 planes de tratamiento todos con metástasis óseas que incluyen la columna cervical, torácica, lumbar y sacra, con diferentes técnicas de tratamiento 3DCRT, IMRT y VMAT. Para evaluar la viabilidad del uso de imágenes CBCT en la planificación de tratamientos de metástasis óseas todos los parámetros de la planificación del tratamiento con imágenes CT fueron idénticas, se registraron los conjuntos de imágenes de planificación CT y CBCT y luego la geometría de las estructuras se transfirieron al CBCT sin ningún cambio, incluyendo el tamaño del campo, el arreglo y disposición de los haces de radiación, la optimización para el caso de tratamientos con técnicas de intensidad modulada y planeación inversa. El TPS eclipse v16.1 hace posible generar planes con un nuevo set de imágenes CBCT, la planeación en ambos sets de imágenes CT y CBCT son registradas.

RESULTADOS

Se evalúa en el TPS las UH promedio del PTV y los órganos a riesgo delimitado por los oncólogos radioterápicos, los resultados son registrados y se determina las diferencias de las UH observadas para las metástasis óseas en cuanto el volumen blanco PTV y los OAR's.

Para el caso del volumen blanco PTV desde imágenes CT y CBCT se muestran una mínima diferencia de 1.788 UH y una máxima de 220.291 UH

con una diferencia no significativa ($p 0.4$) como se observa en la Tabla I.

Para el caso de los órganos a riesgo OAR's desde imágenes CT y CBCT se muestran una mínima diferencia de 9.891 UH y una máxima de 148.776 UH con una diferencia no significativa ($p 0.4$) como se observa en la Tabla II.

A continuación, se muestra los histogramas dosis Volumen y la distribución de dosis para los 8 pacientes con metástasis en columna, las leyendas cuadradas corresponden a los planes en CT y las triangulares a los planes iCBCT, en la parte inferior

Tabla I. Unidades Hounsfield para el PTV.

UH PARA EL PTV			
Tratamiento	UH CT	UH CBCT	Diferencia
1	207.91	138.713	69.197
2	206.317	-13.974	220.291
3	224.114	225.902	-1.788
4	211.137	178.024	33.113
5	103.174	109.222	-6.048
6	192.521	157.439	35.082
7	194.409	173.174	21.235
8	367.777	405.209	-37.432

Tabla II. Unidades Hounsfield para OAR's.

Tratamiento	OAR's	UH CT	UH CBCT	Diferencia
1	Riñón Izq.	16,086	-0,634	16,72
	Riñón Der.	24,106	-11,945	36,051
2	Riñón Izq.	19,514	-109,244	128,758
	Riñón Der.	22,495	-110,872	133,367
3	Corazón	8,832	-24,503	33,335
	Intestino	-59,186	-80,136	20,95
4	Corazón	8,832	-24,503	33,335
	Intestino	-59,186	-80,136	20,95
5	Intestino	-60,625	-26,104	-34,521
6	Recto	-10,427	-44,1	33,673
	Vejiga	9,01	-0,881	9,891
7	Riñón Izq.	13,695	-27,078	40,773
	Riñón Der.	15,205	-34,558	49,763
8	Recto	64,909	213,685	-148,776
	Vejiga	-234,581	-256,262	21,681

de cada histograma se encuentra un corte axial de la distribución de dosis, del lado izquierdo la distribución en imagen CT y del lado derecho la distribución en la imagen iCBCT. Como se observa en la Figura 4.

Se registra el numero de Unidades monitor para establecer diferencias, teniendo la minima 0 y

la maxima de 56,90 UM, no representan diferencias significativas ($p > 0.5$) como muestra la Tabla III.

Se determina la diferencia de dosis en el volumen Blanco evaluando D98%, D95%, Dmedia, D50% y D2% con el objetivo de establecer diferencias significativas tanto en el cubrimiento como en el gradiente.

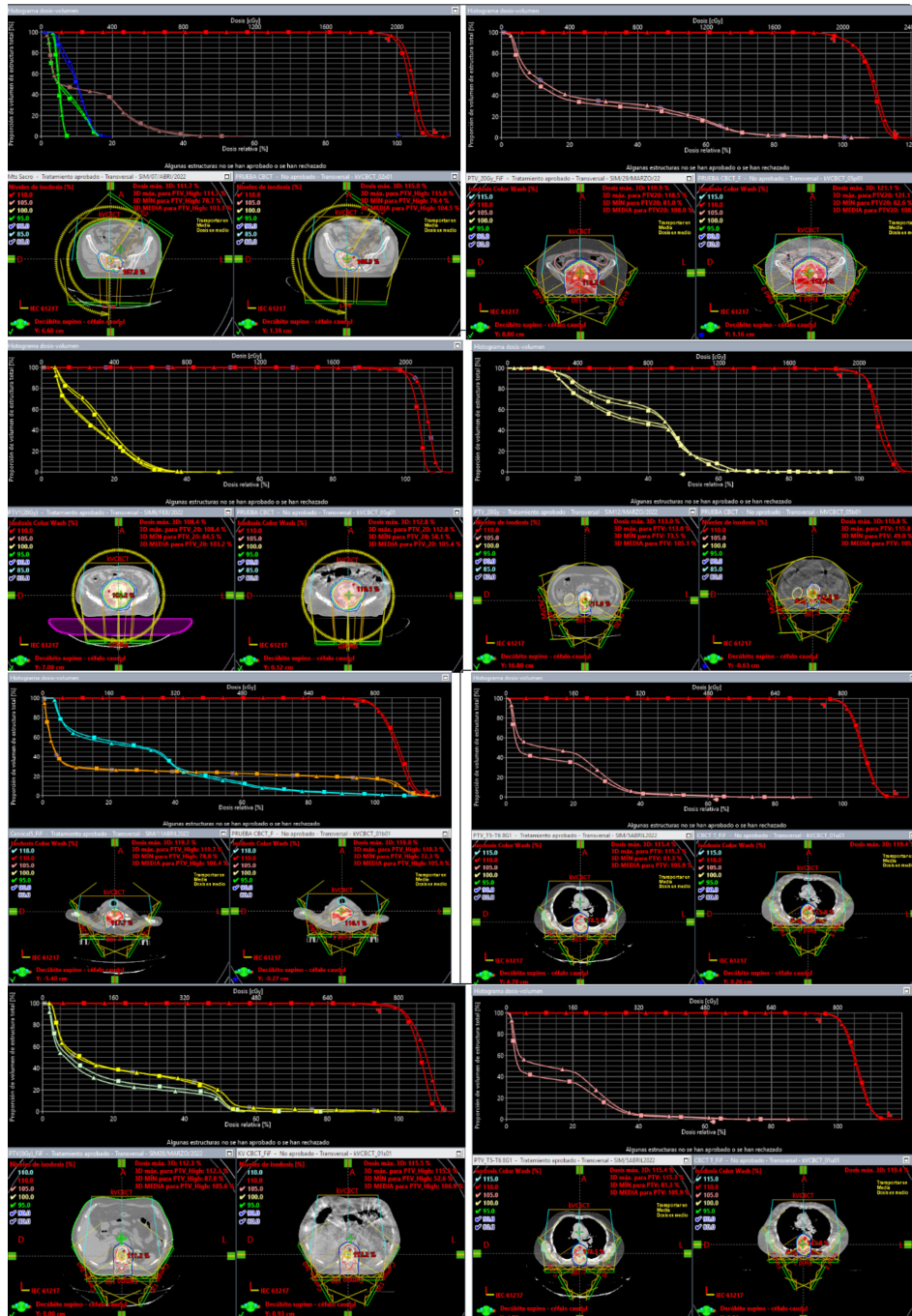


Figure 4. Distribución de dosis imagen CT vs iCBCT.

Tabla III. Diferencia de UM entre planes con imagen CT vs iCBCT.

Tratamiento	UM CT	UM CBCT	Diferencia
1	1644,90	1673,60	-28,70
2	1605,90	1549,00	56,90
3	1358,60	1352,00	6,60
4	1714,10	1732,00	-17,90
5	810,80	812,30	-1,50
6	1160,70	1160,70	0,00
7	1320,00	1320,00	0,00
8	1597,00	1579,40	17,60

Para el parámetro D98% se establece una mínima diferencias de -0,09% y una máxima diferencia de 3,70% ($p 0.1$); en el D95% se encontraron dos casos donde la dosis fue la misma y una máxima diferencia de -1,15% ($p 0.4$); La dosis media absorbida por el volumen blanco se encontró una diferencia mínima de 0,40% y una máxima de -2,60% ($p 0.4$); el D50% la diferencia mínima fue 0,42% y la máxima -3,32% ($p 0.3$); y para el D2% la diferencia mínima encontrada fue 0,49% y la máxima -3,92% ($p 0.3$), en ninguno de los parámetros evaluados se mostró una diferencia significativa como se observa en la Tabla IV.

Se establecen las diferencias en dosis absorbidas relativas por órganos a riesgo de mayor proximidad a la región de columna a irradiar. En 3 de ellos se evalúan riñones Dmedia, Dmáx. y D50%, en el caso del riñón Izquierdo Tabla V. Se encontró una diferencia mínima de -0,90% y una máxima de 1,90% de la dosis prescrita. Para el riñón Derecho Tabla VI. la mínima diferencia fue -0,40% y la máxima estuvo en -1,10% de la dosis prescrita.

En uno de los tratamientos se evaluó las dosis absorbidas relativas en el corazón Dmedia, Dmáx y D50%, encontrando una diferencia de -3,20%, -4,10% y -8,12% de la dosis prescrita respectivamente, como se observa en la Tabla VII.

Para 2 tratamientos se evaluaron las dosis absorbidas en Bolsa Intestinal encontrando diferencias de dosis media de 0,10% y -2,4%; la dosis máxima de 3,30% y -1,7%; el D50% de -0,43% y -2,66% respectivamente como se muestra en la tabla VIII.

En 1 de los tratamientos se evaluaron las dosis absorbidas relativas para Recto y Vejiga, encontrando una diferencia en la Dmedia de 0,40% y -0,40%; Dmax de 4,00% y -0,80%; D50% de 0,06% y -0,20% respectivamente como se muestra en la Tabla IX.

En 1 de los tratamientos se evaluaron las dosis absorbidas relativas para Laringe y Medula Espinal, encontrando una diferencia en la Dmedia de 1,30% y 0,60%; Dmax de -1,00% y 1,20%; D50% de 2,66% y 0,14% respectivamente como se muestra en la Tabla X.

DISCUSION

La calidad de las imágenes para los tratamientos en Radioterapia cada vez toma mayor relevancia principalmente en modalidades como la IGRT, las nuevas tecnologías hacen esfuerzos inmensos para mejorar la visualización y la verificación en la rutina diaria en el curso de un tratamiento de radioterapia. Teniendo en cuenta que la calidad de las imágenes CBCT son influenciadas por facto-

Tabla IV. Evaluación de dosis absorbida en el Volumen Blanco.

Paciente	D98%			D95%			MEDIA			D50%			D2%		
	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.
1	98,08	95,23	2,85	100,00	100,00	0,00	105,60	106,90	-1,30	106,11	107,78	-1,67	110,29	113	-2,30
2	96,94	95,84	1,10	99,99	99,99	0,00	105,10	105,90	-0,80	104,89	106,09	-1,20	110,97	112,06	-1,10
3	98,42	97,89	0,53	100,11	99,73	0,38	105,90	105,50	0,40	105,98	105,55	0,42	112,17	112,67	-0,49
4	98,13	94,43	3,70	100,03	99,93	0,10	107,30	109,90	-2,60	107,90	111,22	-3,32	112,720	116,64	-3,92
5	96,04	96,13	-0,09	99,15	99,26	-0,11	108,00	108,60	-0,60	108,79	109,54	-0,75	114,29	115,40	-1,11
6	96,71	97,00	-0,29	98,57	99,59	-1,02	103,30	104,50	-1,20	103,58	104,75	-1,17	107,67	109,11	-1,44
7	98,06	95,99	2,06	99,45	100,60	-1,15	103,20	105,40	-2,20	103,56	106,04	-2,49	105,97	109,30	-3,33
8	94,37	96,68	-2,31	98,06	98,58	-0,52	106,40	105,90	0,50	107,07	106,27	0,80	114,25	113,31	0,94

Tabla V. Dosis absorbidas para el riñón Izquierdo con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Riñón Izq.								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia
1	17,20	15,30	1,90	84,80	56,90	27,90	7,69	9,50	-1,81
2	38,70	39,60	-0,90	96,50	97,50	-1,00	44,26	44,43	-0,16
7	15,60	16,80	-1,20	39,10	52,70	-13,60	15,64	16,62	-0,98

Tabla VI Dosis absorbidas para el riñón derecho con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Riñón Der.								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia
1	21,40	22,50	-1,10	87,80	105,80	-18,00	11,00	6,35	4,65
2	35,50	36,10	-0,60	88,70	89,50	-0,80	33,59	37,36	-3,77
7	13,70	14,10	-0,40	41,60	44,10	-2,50	11,53	12,18	-0,65

Tabla VII Dosis absorbidas para el corazón con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Corazon								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia
3	13,10	16,30	-3,20	86,90	91,00	-4,10	3,53	11,65	-8,12

Tabla VIII. Dosis absorbidas para Bolsa Intestinal con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Bolsa Intestinal								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia	CT	CBCT	Diferencia
4	19,20	19,10	0,10	103,60	100,30	3,30	10,72	11,14	-0,43
5	24,1	26,5	-2,4	106,4	108,1	-1,7	10,84	13,50	-2,66

Tabla IX Dosis absorbidas para el Recto y la Vejiga con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Recto								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.
6	13,20	12,80	0,40	56,80	52,80	4,00	5,56	5,50	0,06

OARs	Vejiga								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.
6	9,60	10,00	-0,40	19,30	20,10	-0,80	10,00	10,20	-0,20

Tabla X. Dosis absorbidas para Laringe y Medula Espinal con imágenes CT e iCBCT.

OARs	Laringe								
	Dmedia			Dmáx			D ₅₀		
	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.
8	30,40	29,10	1,30	111,80	112,80	-1,00	29,91	27,26	2,66

OARs	Medula Espinal								
	Dmedia			Dmáx			D50		
	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.	CT	CBCT	Dif.
8	27,30	26,70	0,60	118,90	117,70	1,20	3,22	3,08	0,14

res como la dispersión, el endurecimiento del haz y los movimientos Inter fracción de los órganos, entre otros (Xing, Wang y Zhu 2009, p. 36), las principales diferencias entre la distribución de dosis en la planeación con imágenes CT y CBCT se dan desde 2 factores principalmente: Variaciones en la densidad electrónica relativa en imágenes CBCT y en las incertidumbres asociadas a los movimientos de los órganos y a los errores de posicionamiento del paciente (Ma *et al.* 2014b, p. 68).

Debido a las consideraciones anteriores, los resultados de la curva de densidad electrónica CBCT muestran que para tratamientos de metástasis óseas con intención paliativa, es adecuada para la planificación de RT de acuerdo a lo mostrado en la Figura 3, esto se debe principalmente al desarrollo del algoritmo de reconstrucción iterativo de Varian, el algoritmo clínico AcurosXB iCBCT existente en la versión Halcyon 3.0 es capaz de reconstruir imágenes CBCT con suficiente precisión para calcular las dosis, el cual incluye los siguientes elementos en la cadena de reconstrucción (Hu, Arnesen y Aland 2022, p. 025053):

- Calibración HU dependiente del espectro.
- Reducción de dispersión AcurosXB CTS (Wang *et al.* 2018, p. 1914).
- Corrección de saturación del detector.
- Corrección de la forma del haz.
- Corrección revisada del endurecimiento del haz.
- Corrección de ponderación de gradiente (supresión de movimiento).

Se considera que el uso del algoritmo iCBCT para los 8 planes de tratamiento seleccionados, es preciso para el cálculo de dosis especialmente cuando se utiliza en condiciones de dispersión adecuadas. Para los pacientes con metástasis óseas espe-

cialmente en columna, se encontró que el cálculo de la dosis para los conjuntos de estructuras utilizando iCBCT, era acorde a lo presentado en el capítulo de resultados, y las principales variaciones en el tratamiento provienen de los cambios diarios de posicionamiento del paciente, así como las variaciones de la densidad electrónica.

Las distribuciones de dosis se evaluaron mediante el DVH como se presentó en la sección de resultados desde la Tabla IV hasta la Tabla X. Las diferencias de dosis entre los dos planes de tratamiento se cuantificaron mediante la diferencia de las dosis máximas y medias relativas para los OARs. No se observaron diferencias significativas entre los DVH calculados en el CBCT y los calculados en la TC diagnóstico como se puede evidenciar en la evaluación de dosis absorbida relativas en el volumen blanco de acuerdo con la Tabla IV. La relación de UM entregadas en el recálculo de los 8 tratamientos para las imágenes kV-CBCT, presentó una variación mínima de -56.9 UM y máxima de 28.7 UM, con estos valores podemos inferir que la nueva dosis calculada no representa tiempo adicional de tratamiento en máquina.

Las variaciones en la técnica de adquisición de las imágenes CT y CBCT podrían mostrar variaciones en los resultados obtenidos, sin embargo, se ha mostrado que la curva de calibración de densidad UH fue estable con respecto a variaciones entre la matriz de resolución de adquisición, el espesor de corte, el tiempo de exposición y la corriente. Las variaciones en el Voltaje desde 100 a 140 KV mostraron una diferencia significativa solo a altas densidades como el hueso cortical (Cozzi *et al.* 1998, p. 335).

Estudios relacionados con la planificación de tratamientos usando imágenes CBCT en otras regio-

nes por ejemplo en pelvis, han mostrado ser exactos para el cálculo de dosis teniendo en cuenta adecuadas condiciones de dispersión y control en variaciones de los cambios anatómicos tales como llenado de vejiga y recto, adicionalmente del contorno externo del paciente ((Jarema y Aland 2019, p. 112)

CONCLUSIONES

En el presente estudio, los autores llevaron a cabo una validación del cálculo de dosis en conjuntos de estructuras de imágenes diagnósticas CT e imágenes del kV-CBCT del acelerador lineal Halcyon V3.0 utilizando el algoritmo de reconstrucción clínico AcurosXB iCBCT de Varian, en particular, los cambios en la condición de dispersión tuvieron un efecto mayor en las CBCT que en las CT. Las imágenes iCBCT podrían ser una alternativa para el tratamiento rápido y oportuno de metástasis óseas, sin embargo, debido a las variaciones en las condiciones de dispersión, esto requerirá superar la incertidumbre inherente que se produce debido al uso de un haz cónico en comparación con un haz tipo Fan, así como los cambios en las condiciones del paciente.

En el futuro, se investigara el uso de imágenes iCBCT de calidad diagnóstico de tecnología Hypersight para la planificación de tratamientos no solo con intención paliativa si no en otras regiones del cuerpo con intención curativa.

ABSTRACT: New technologies for the treatment of cancer with ionizing radiation are of particular interest in improving image quality for proper patient positioning with image-guided radiation therapy IGRT systems. IGRT image-guided radiation therapy systems. The Halcyon system features cone beam computed tomography CBCT imaging. These images could be an option for scenarios where a CT scan is not available or the equipment is under repair or maintenance especially for is under repair or maintenance, especially for palliative scenarios. The difference in the The difference in dose distribution in CT and CBCT images was analyzed in this study. The results showed differences in Hounsfield UH units, although not statistically significant, the irradiated volume showed maximum differences of 3.92%, which is the maximum difference of 3.92%. Differences of 3.92%, which does not exceed the 4% allowed for palliative treatments. As for the doses dispersed to healthy tissue the difference does not exceed the 4% allowed for palliative treatments. Our study showed that CBCT imaging can be an alternative for the treatment of metastases. an alternative for the treatment

of bone metastases, however, these images cannot yet replace the CT images used for dose calculation. CT images used for dose calculation in radiotherapy.

KEYWORDS: Computed tomography, cone beam computed tomography, bone metastasis, Radiotherapy.

BIBLIOGRAFIA

- Cozzi, L.; Fogliata, A.; Buffa, F. y Bieri, S. (1998). Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology* [en línea]. 48(3), 335-338. Disponible en: doi: 10.1016/s0167-8140(98)00072-3.
- Fogliata, A.; Nicolini, G.; Clivio, A.; Vanetti, E. y Cozzi, L. (2011). Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media. *Radiation Oncology* [en línea]. 6(1). [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1186/1748-717x-6-82.
- Hoffmann, L.; Alber, M.; Söhn, M. y Elström, U.V. (2018). Validation of the Acuros XB dose calculation algorithm versus Monte Carlo for clinical treatment plans. *Medical Physics* [en línea]. 45(8), 3909-3915. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1002/mp.13053.
- Hu, Y.; Arnesen, M. y Aland, T. (2022). Characterization of an advanced cone beam CT (CBCT) reconstruction algorithm used for dose calculation on Varian Halcyon linear accelerators. *Biomedical Physics & Engineering Express* [en línea]. 8(2), 025023. Disponible en: doi: 10.1088/2057-1976/ac536b
- Jarema, T. y Aland, T. (2019). Using the iterative kV CBCT reconstruction on the Varian Halcyon linear accelerator for radiation therapy planning for pelvis patients. *Physica Medica* [en línea]. 68, 112-116. Disponible en: doi: 10.1016/j.ejmp.2019.11.015.
- Ma, C.; Cao, J.; Yin, Y. y Zhu, J. (2014b). Radiotherapy dose calculation on KV cone-beam CT image for lung tumor using the CIRS calibration. *Thoracic Cancer* [en línea]. 5(1), 68-73. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1111/1759-7714.12055.
- Najarian, K.; Ward, K.R. y Shirani, S. (2013). Biomedical Signal and Image Processing for Clinical Decision Support Systems. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* [en línea]. 2013, 1-2. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1155/2013/578320.
- Peng, J.; Li, H.; Laugeman, E.; Mazur, T.; Lam, D.; Li, T.; Sun, B.; Hu, W.; Dong, L.; Hugo, G.D.; Mutic, S. y Cai, B. (2020). Long-term Inter-protocol kV CBCT image quality assessment for a ring-gantry linac via automated QA approach. *Biomedical Physics & Engineering Express* [en línea]. 6(1), 015025. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1088/2057-1976/ab693a

- QUART - seit über 40 Jahren Anbieter für Komplettlösungen in der Radiologischen Qualitätssicherung | QUART GmbH Röntgen Qualitätssicherung [en línea], (sin fecha). *QUART - seit über 40 Jahren Anbieter für Komplettlösungen in der Radiologischen Qualitätssicherung | QUART GmbH Röntgen Qualitäts-sicherung*. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: <http://www.quart.de>
- Richter, A.; Hu, Q.; Steglich, D.; Baier, K.; Wilbert, J.; Guckenberger, M. y Flentje, M. (2008). Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiation Oncology* [en línea]. 3(1). [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1186/1748-717x-3-42
- Richter, A.; Hu, Q.; Steglich, D.; Baier, K.; Wilbert, J.; Guckenberger, M. y Flentje, M. (2008). Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiation Oncology* [en línea]. 3(1). Disponible en: doi: 10.1186/1748-717x-3-42
- Rong, Y.; Smilowitz, J.; Tawatia, D.; Tomé, W.A. y Paliwal, B. (2010). Dose Calculation on KV Cone Beam CT Images: An Investigation of the Hu-Density Conversion Stability and Dose Accuracy Using the Site-Specific Calibration. *Medical Dosimetry* [en línea]. 35(3), 195-207. Disponible en: doi: 10.1016/j.meddos.2009.06.001
- Schneider, U.; Pedroni, E. y Lomax, A. (1996). The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* [en línea]. 41(1), 111-124. Disponible en: doi: 10.1088/0031-9155/41/1/009
- Wang, A.; Maslowski, A.; Messmer, P.; Lehmann, M.; Strzelecki, A.; Yu, E.; Paysan, P.; Brehm, M.; Munro, P.; Star-Lack, J. y Seghers, D. (2018). Acuros CTS: A fast, linear Boltzmann transport equation solver for computed tomography scatter - Part II: System modeling, scatter correction, and optimization. *Medical Physics* [en línea]. 45(5), 1914-1925. Disponible en: doi: 10.1002/mp.12849
- Xing, L.; Wang, J. y Zhu, L. (2009). MO-D-304A-03: Noise Suppression in Scatter Correction for Cone-Beam CT. *Medical Physics* [en línea]. 36(6Part20), 2697. [Consultado el 9 de septiembre de 2023]. Disponible en: doi: 10.1118/1.3182232
- Yoo, S. y Yin, F.-F. (2006). Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics* [en línea]. 66(5), 1553-1561. Disponible en: doi: 10.1016/j.ijrobp.2006.08.031.

Autor de correspondencia

Alexandra Pabón Girón MSc

Física médica

Líder unidad de radioterapia

clínica los Nogales

Bogotá, Colombia

E-mail: chemyalex22@gmail.com

Recibido: 1 de Septiembre, 2023

Aceptado: 25 de Septiembre, 2023