



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**COMPARACIÓN DE LAS VERIFICACIONES
CON OCTAVIUS II + 729 Y EPID EN
PLANEACIONES DE CABEZA Y CUELLO Y
PRÓSTATA, REALIZADAS CON TÉCNICA
VMAT**

DANIEL FRANCISCO GONZÁLEZ PACHECO

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2016

COMPARACIÓN DE LAS VERIFICACIONES CON OCTAVIUS II + 729 Y EPID EN PLANEACIONES DE CABEZA Y CUELLO Y PRÓSTATA, REALIZADAS CON TÉCNICA VMAT

DANIEL FRANCISCO GONZÁLEZ PACHECO

Trabajo Final presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física Médica

Director:

M.Sc. Edwin Eduardo Rozo Albarracín

Codirector:

Ph.D. Héctor Fabio Castro Serrato

Línea de Investigación:

Radioterapia

Grupo de Investigación:

Grupo de Física Médica

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2016

A mi familia.

*No retroceder nunca rendirse jamás.
Anónimo.*

Agradecimientos

Agradezco a toda mi familia por el apoyo incondicional durante todo este proceso de formación, especialmente a mi esposa, *Yurani Puertas*.

A todas esas personas que de una u otra manera contribuyeron a la elaboración de este documento, especialmente a mi Director Edwin Rozo, quién estuvo todo el tiempo atento a mis dudas y presto a solucionar cualquier inconveniente, a mi codirector, Héctor Castro, quién siempre fue acertado y oportuno en sus aportes y correcciones.

Al Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá, por permitir mi formación en esa institución, siempre como una mano amiga interesada en la formación de excelentes profesionales, a todo el personal administrativo y clínico, a todos ellos agradezco por sus consejos y colaboración permanente, especialmente en la toma de medidas.

A la profesora María Cristina, quien siempre está interesada en colaborar y aportar de cualquier manera en la formación integral de sus alumnos, al igual que de su bienestar, a Daniel Vacca, Luís Carlos, Oscar Garzón, Jorge Muñoz, Jhony, Marcelita y en especial a todos mis compañeros de semestre, que siempre están dispuestos a atender mis llamadas y solucionar mis dudas.

Al Instituto Nacional de Cancerología, por permitir inicialmente mi formación integral como Físico Médico y su constante apoyo en el desarrollo del presente trabajo.

A todos... los nombrados y olvidados... GRACIAS.-

Resumen y Abstrac

Resumen

En el presente trabajo se realizó la caracterización del detector Octavius Seven29 con el programa VeriSoft, y el detector EPID con su programa Portal Dosimetry, según su uso en el ámbito clínico de la radioterapia, de igual manera se compararon los resultados obtenidos con ambos detectores en el control de calidad de 10 planeaciones de Próstata y 10 de Cabeza – Cuello. Se realizaron pruebas de Repetitividad, Reproducibilidad, Linealidad, Factores de Campo, Dependencia con la Tasa de Dosis, Dependencia Angular, Dependencia con el Tamaño del Volumen a Irradiar, Dependencia con las Caídas de Dosis, Ángulos Críticos, Efecto de Memoria y Efecto de Corrimiento en la Imagen; según detector. Para las planeaciones de Próstata y Cabeza – Cuello, se estudiaron los datos del Índice Gamma, Gamma Máximo y Gamma Promedio con DTA = 3 mm y DD = 3 %, se encontró que ambos detectores cumplen los requerimientos mínimos para su uso en el ámbito clínico, así mismo se encontró que la dependencia angular del Seven29 disminuye en VMAT, el EPID no presentó dependencia angular y los índices gamma del Seven29 son mayores a los obtenidos por EPID.

Palabras Claves: Octavius Seven29, EPID, VMAT, Índice Gamma, Próstata, Cabeza - Cuello.

Abstract

In the present work the characterization of the Octavius Seven29 detector was performed with the VeriSoft program, and the characterization EPID detector with its Portal Dosimetry program, according to its use in the clinical field of radiotherapy, and the results obtained with both detectors were compared in Quality control of 10 Prostate Plans and 10 Head - Neck Plans. Repeatability, Reproducibility, Linearity, Field Factors, Dependence with Dose Rate, Angular Dependence, Dependence on Volume of Radiation,

Dependence with Dose Drop, Critical Angles, Ghosting Effect and Image Lag Effect were performed according to detector. For the Prostate and Head - Neck planning, the data of the Gamma Index, Maximum Gamma and Average Gamma with DTA = 3 mm and DD = 3% were found, in both detectors were found to meet the minimum requirements for use in the clinical setting, it was also found that the angular dependence of Seven29 decreased in VMAT, the EPID showed no angular dependence and the gamma index of Seven29 were higher than those obtained by EPID.

Keywords: Octavius Seven29, EPID, VMAT, Gamma Index, Prostate, Head - Neck.

Contenido

Resumen y Abstrac	IX
Lista de Figuras	XIII
Lista de Tablas	XV
Lista de Abreviaturas	XVII
1. Introducción	1
2. Estado del Arte	5
3. Planteamiento del Problema	7
4. Objetivos	9
4.1 Objetivo General.....	9
4.2 Objetivos Específicos.....	9
5. Justificación	11
6. Marco Teórico	13
6.1 Garantía de Calidad.....	13
6.2 Control de Calidad.....	13
6.3 Arcoterapia de Modulación Volumétrica (Volumetric - Modulated Arc Therapy {VMAT}).....	13
6.4 Índice de Conformidad (IC) e Índice de Homogeneidad (IH).....	14
6.5 Octavius Seven29.....	15
6.6 EPID.....	19
6.7 Unidad de Detección de Imagen (IDU).....	20
6.8 Sistema de Adquisición de Imagen (IAS3).....	21
6.9 Índice Gamma.....	22
7. Metodología	25
7.1 Equipos.....	25
7.2 Mediciones.....	26
7.3 Procedimiento.....	26

7.3.1 FASE I: Reconocimiento.....	27
7.3.2 FASE II: Planeación, Montajes y Pruebas.....	27
7.3.2.1 Caracterización de Octavius II + Seven29.	27
7.3.2.2 Caracterización del EPID.	31
7.3.2.3 Prueba de dependencia con el tamaño del volumen a irradiar.	33
7.3.2.4 Prueba de relación entre la caída de dosis y el análisis gamma.	34
7.3.2.5 Prueba para análisis en ángulos críticos.	35
7.3.2.6 Planeaciones de tratamiento de Cabeza y Cuello y Próstata.	36
8. Resultados y Análisis.....	37
8.1 Caracterización Octavius II + Seven29.	37
8.1.1 Calentamiento y Calibración Cruzada.....	37
8.1.2 Repetitividad.	37
8.1.3 Reproducibilidad.	41
8.1.4 Linealidad.....	42
8.1.5 Factores de Campo.	43
8.1.6 Dependencia Según la Tasa de Dosis.....	44
8.1.7 Dependencia Angular.	46
8.2 Caracterización del EPID.	47
8.2.1 Repetitividad.	47
8.2.2 Reproducibilidad.	50
8.2.3 Linealidad.....	51
8.2.4 Factores de Campo (FC).	52
8.2.5 Saturación y Dependencia Según la Tasa de Dosis.....	54
8.2.6 Dependencia Angular.	55
8.2.7 Efecto de Memoria (<i>Ghosting</i>).....	57
8.2.8 Defecto de Desplazamiento de Imagen (<i>Image Lag</i>).....	58
8.3 Dependencia con el Tamaño del Volumen a Irradiar.	59
8.4 Relación entre Caída de Dosis y Análisis Gamma.	60
8.5 Análisis de Ángulos Críticos.	62
8.6 Planeaciones de Cabeza - Cuello y Próstata.	63
8.6.1 Próstata.	63
8.6.2 Cabeza - Cuello.	66
9. Conclusiones.	71
A. Anexo: Hallazgos Incidentales.	75
Cámara de Octavius Seven729.	75
Daño del Target.	77
Bibliografía.....	81

Lista de Figuras.

Figura 6-1: Esquema general de la técnica de muestreo continuo en la optimización del VMAT..	14
Figura 6-2: Ejemplo gráfico de IC e IH, se muestra en azul el PTV (volumen del blanco a planear) y en rojo el PRV (Volumen a planear de órganos a riesgo)	15
Figura 6-3: Arreglo de cámaras PTW Seven29.	16
Figura 6-4: Diagrama que ilustra el funcionamiento de una cámara de ionización y equilibrio electrónico.	17
Figura 6-5: Regiones de operación de los detectores gaseosos.	18
Figura 6-6: Esquema general del IDU, se observa el área activa (a), estructura general de un pixel (b).	20
Figura 6-7: Disposición de la electrónica del IDU (a), esquema detallado del IDU (b).	21
Figura 6-8: Esquema general del sistema de adquisición de imágenes IAS3.	21
Figura 6-9: Esquema general del Índice Gamma.	22
Figura 7-1: Esquema general del procedimiento.	26
Figura 7-2: Montaje para cámara Pin Point en Calibración Cruzada y Medidas	30
Figura 7-3: Montaje para caracterización de arreglo de cámaras PTW Octavius Seven29	30
Figura 7-4: Esquema para toma de medidas con cámara Pin Point.	31
Figura 7-5: Diseño de estructuras para analizar dependencia con el tamaño del blanco.	33
Figura 7-6: Diseño de estructuras para analizar dependencia entre DVH y Análisis Gamma.	34
Figura 7-7: Diseño de estructuras para comportamiento en ángulos críticos.	35
Figura 7-8: Esquema del montaje de medidas para el PTW-OCTAVIUS II + Seven29 (a) y Esquema del montaje de medidas para el EPID (b).	36
Figura 8-1: Ilustración General para Repetitividad con Seven29.	38
Figura 8-2: Repetitividad 2 UM.	39
Figura 8-3: Repetitividad 3 UM.	39
Figura 8-4: Repetitividad 5 UM.	39
Figura 8-5: Repetitividad 10 UM.	39
Figura 8-6: Repetitividad 50 UM.	39
Figura 8-7: Repetitividad 100 UM.	39
Figura 8-8: Repetitividad 200 UM.	39
Figura 8-9: Repetitividad 300 UM.	39
Figura 8-10: Repetitividad 500 UM.	40

Figura 8-11: Repetitividad de las 729 cámaras de ionización.	40
Figura 8-12: Repetitividad en las 729 cámaras.	41
Figura 8-13: Reproducibilidad.	42
Figura 8-14: Linealidad del Octavius Seven29.	43
Figura 8-15: Factores de Campo para Octavius Seven29 y cámara Pin Point.	44
Figura 8-16: Dependencia de la Dosis con la Tasa de Dosis.	45
Figura 8-17: Complemento ajustando la escala en dependencia de la Tasa de Dosis.	45
Figura 8-18: Dependencia Angular.	46
Figura 8-19: Error Porcentual Cámara Pin Point vs arreglo Octavius Seven29.	47
Figura 8-20: Ilustración General para Repetitividad con Portal.	47
Figura 8-21: Índice de Variación de Pearson según UM Suministradas.	48
Figura 8-22: 2 Unidades Monitor a diferentes tasas de dosis.	50
Figura 8-23: Reproducibilidad en Portal.	51
Figura 8-24: Linealidad Portal.	51
Figura 8-25: Medido vs Esperado.	52
Figura 8-26: Factores de Campo para EPID y cámara Pin Point.	53
Figura 8-27: Saturación y dependencia con la tasa de dosis del EPID.	54
Figura 8-28: Montaje para la dependencia angular del EPID con Índice Gamma y UC. .	55
Figura 8-29: Dependencia angular según las UC reportadas en el centro del detector.	55
Figura 8-30: Dependencia angular del Gamma Promedio.	56
Figura 8-31: Dependencia angular del Índice Gamma.	56
Figura 8-32: Dependencia angular del detector EPID.	56
Figura 8-33: Efecto de memoria en el perfil completo.	57
Figura 8-34: Efecto memoria, tres niveles diferentes: (a) mínimo, (b) medio, (c) máximo.	58
Figura 8-35: Efecto Image Lag.	59
Figura 8-36: Dependencia del índice gamma con el tamaño del volumen a irradiar.	59
Figura 8-37: Comportamiento del Índice Gamma con la caída de dosis.	61
Figura 8-38: Comportamiento en altos gradientes (Borde de Campo) cilindro de 16 cm.	62
Figura 8-39: Dependencia de Índice Gamma en ángulos críticos.	63
Figura 8-40: Resultado Índice Gamma plan No. 7 de Próstata.	65
Figura 8-41: Resultado Índice Gamma plan No. 5 de Cabeza - Cuello.	67
Figura 8-42: Herramientas de VeriSoft y Portal Dosimetry.	68

Lista de Tablas.

Tabla 6-1: Características del arreglo PTW Seven29 indicadas por el fabricante.....	16
Tabla 6-2: Niveles de criterio Índice Gamma en campo por campo	23
Tabla 6-3: Niveles de aceptación con parámetros 3 mm - 3 %	24
Tabla 8-1: Valores de la cámara para calibración cruzada.	37
Tabla 8-2: Resultados Obtenidos para la Repetitividad Seven29.....	38
Tabla 8-3: Repetitividad.	41
Tabla 8-4: Resultados obtenidos para Reproducibilidad de la cámara central.	42
Tabla 8-5: Resultados obtenidos para la linealidad del Octavius Seven29.	43
Tabla 8-6: Resultados obtenidos para los factores de salida del Octavius Seven29.....	44
Tabla 8-7: Dependencia del Seven29 con Diferentes Valores de Tasa de Dosis.	45
Tabla 8-8: Repetitividad con Portal.	48
Tabla 8-9: Comparación Reproducibilidad Otros Autores y Repetitividad.....	49
Tabla 8-10: 2 UM a diferentes tasas de dosis.	50
Tabla 8-11: Reproducibilidad en Portal.	51
Tabla 8-12: Resultados de la linealidad del Portal.....	51
Tabla 8-13: Medido vs Esperado.	52
Tabla 8-14: Comparación de la linealidad entre lo medido y lo esperado; con otros autores.	52
Tabla 8-15: Resultados para los factores de salida del EPID y cámara Pin Point.	53
Tabla 8-16: Saturación y dependencia de la tasa de dosis del EPID.	54
Tabla 8-17: Resultados numéricos del Índice Gamma según tamaño de volumen blanco.60	
Tabla 8-18: Comportamiento del Índice Gamma con la caída de dosis.	61
Tabla 8-19: Índice Gamma en Planeaciones de Próstata, los valores de color negro cumplen, los subrayados con color amarillo están en el rango de análisis y acción y los valores de color rojo están fuera de los niveles de aceptación. .	64
Tabla 8-20: Índice Gamma en Planeaciones de Cabeza – Cuello, los valores de color negro cumplen, los subrayados con color amarillo están en el rango de análisis y acción y los valores de color rojo están fuera de los niveles de aceptación.	66

Lista de Abreviaturas.

Abreviatura	Término
AAPM	<i>Asociación Americana de Físicos en Medicina.</i>
BT	<i>Braquiterapia.</i>
CC	<i>Control de Calidad.</i>
Co	<i>Cobalto.</i>
DD	<i>Diferencia de Dosis.</i>
DFD	<i>Distancia Fuente Detector.</i>
DFC	<i>Distancia Fuente Cámara.</i>
DFS	<i>Distancia Fuente superficie.</i>
DTA	<i>Distancia entre dos puntos.</i>
DVH	<i>Histograma Dosis Volumen.</i>
EPID	<i>Dispositivos Electrónicos de Imagen Portal.</i>
ESTRO	<i>European Society for Radiotherapy & Oncology</i>
GC	<i>Garantía de Calidad.</i>
IAS3	<i>Sistema de Adquisición de Imagen</i>
IC	<i>Índice de Conformidad.</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units & Measurements.</i>
IDU	<i>Unidad de Detección de Imagen.</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission.</i>
IH	<i>Índice de Homogeneidad.</i>
IMAT	<i>Arcoterapias de Intensidad Modulada.</i>
IMRT	<i>Radioterapia de Intensidad modulada.</i>
LINAC	<i>Acelerador lineal de Uso Clínico.</i>
OAR	<i>Órganos a Riesgo.</i>
OIEA	<i>Organismo Internacional de Energía atómica.</i>
OMS	<i>Organización Mundial de la Salud.</i>
PTV	<i>Planning Target Volume.</i>
PTW	<i>Physikalisch Technische Werkstätten.</i>
Ra	<i>Radio.</i>
RTOG	<i>Radiation Therapy Oncology Group.</i>

Abreviatura	Término
TC	<i>Tomografía Computarizada.</i>
TCC	<i>Tamaño de Campo Cuadrado.</i>
TECDOC	<i>Colección de Informes Técnicos.</i>
TFT	<i>Transistor de Película Delgada.</i>
TG	<i>Grupo de Trabajo (AAPM).</i>
TPS	<i>Sistema de Planeación del tratamiento.</i>
TT	<i>Teleterapia.</i>
UM	<i>Unidades Monitor.</i>
VMAT	<i>Arcoterapias de modulación Volumétrica.</i>
2D	<i>Dos Dimensiones.</i>
3D	<i>Tres Dimensiones.</i>
3D-CRT	<i>Radioterapia Conformada Tridimensional.</i>

1. Introducción.

El tratamiento de algunas patologías con radiaciones ionizantes en Colombia se ha trabajado desde hace 80 años cuando se inauguró el Instituto de Radio “El Gobierno de la República, presidido por el Doctor Miguel Abadía Méndez, obtuvo del Congreso que se aprobara la Ley 81, la cual autorizó al Ejecutivo para la fundación del *Instituto Nacional de Rádium*” [1].

Colombia fue el primer país en América latina que contó con una fuente radiactiva de 2 gramos de Radio 226 empleada para fines de tratamiento médico. Como es natural la tecnología evolucionó dejando de lado el uso de esta fuente, por razones de protección radiológica, incursionando en el uso de equipos emisores de rayos X, conocidos como equipos de ortovoltaje. De igual manera se incursionó en el uso de nuevas fuentes radiactivas como “Cesio-137 y Cobalto-60” [2], para tratamientos de Teleterapia (TT) mientras se introdujo el Iridio 192 en tratamientos de Braquiterapia (BT) [3]. Posteriormente se incursionó en nuevas tecnologías, como el caso de Aceleradores lineales de uso clínico (CLINAC) [2].

El uso de los diferentes dispositivos se dividió principalmente en dos ramas, la Teleterapia “tratamientos de haces externos en los cuales la fuente de radiación está a una larga distancia del paciente” [2]; esta distancia es variable pero generalmente es de 100 centímetros, según la técnica que se desee trabajar; y la Braquiterapia que hace referencia al “tratamiento mediante fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en los tejidos, ya sea en contacto (BT superficial) en el interior de cavidades (BT endocavitaria) o insertadas en ellos (BT intersticial)” [3].

Una gran ventaja que poseen los aceleradores lineales de uso clínico, con respecto a las fuentes radiactivas, radica principalmente en la capacidad de producir fotones y electrones de altas energías, generalmente en niveles entre 4 MeV a 20 MeV. Esta evolución en la tecnología de pasar de uso de fuentes de radiación de ^{226}Ra a ^{60}Co y posteriormente a aceleradores lineales, hacen necesario llevar a cabo un Programa de Garantía de Calidad,

que se define por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para determinar el resultado del tratamiento” [4].

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha definido control de calidad en radioterapia como: “las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener y/o mejorar la calidad de los tratamientos” [5]. Para realizar adecuadamente un programa de garantía de calidad (GC) es necesario incluir detalles sobre el tipo de pruebas y medidas necesarias en la elaboración de los diferentes controles de calidad (CC) [6, 7].

La importancia del rol de cada participante dentro de la elaboración y entrega de un plan de tratamiento es de suma importancia para la calidad del mismo como lo menciona el OIEA: “La calidad de un tratamiento de radioterapia está íntimamente ligada a factores que pueden clasificarse como clínicos, tales como el diagnóstico, la localización del tumor, la estrategia de tratamiento escogida y la continua re-evaluación de dicho tratamiento; otros son dosimétricos o físicos, tales como la incertidumbre en el cálculo de la dosis, su optimización y su verificación, la idoneidad de los equipos para proporcionar un haz de radiación consistente con la planificación del tratamiento; otros están, finalmente, relacionados con la aplicación práctica del tratamiento de radioterapia y con el manejo del paciente” [5].

Al realizar los diferentes controles de calidad es necesario tener en cuenta algunos factores de importancia como la técnica que se emplea para la entrega del tratamiento, puesto que entre más avanzada sea la técnica más riguroso se hace su control de calidad. En la actualidad, los centros de referencia se inclinan por el uso de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y las arcoterapias de modulación volumétrica (VMAT), en las que es necesario contar con altos índices de precisión mecánica, dosimétrica y de un plan de tratamiento que se adecue a dichas técnicas, que buscan la mayor cobertura de dosis prescrita en la patología o volumen a irradiar, pero entregar la menor dosis posible a los tejidos circundantes; por ejemplo: “El apartado más importante de la evaluación de la calidad para IMRT en lo referente al colimador es la calibración de la posición de las láminas” [8].

Existen parámetros para evaluar la calidad de estas planeaciones, como el índice de conformidad (IC), que lo define el OIEA como: “el cociente entre volumen tratado y el volumen del PTV (Planning Target Volume). Esta definición del IC asume que el volumen tratado abarca por completo al PTV. Nótese que el volumen tratado es el volumen de tejido que recibe al menos la dosis seleccionada y especificada por el equipo de oncología

radioterápica como aquella apropiada para alcanzar el propósito del tratamiento, radical o paliativo” [9]. El PTV es el volumen blanco de planeación, o volumen que se desea irradiar. De igual manera está el índice de homogeneidad, que “como su nombre lo indica determina la homogeneidad de la dosis dentro del PTV” [10].

Las planeaciones son aceptadas por el cuerpo médico cuando los órganos a riesgo (OAR) cumplen con los límites permitidos de dosis [11, 12], y los valores obtenidos en los índices de conformidad y homogeneidad son aceptables. De allí se prosigue con el control de calidad, que se realiza colocando algunos dispositivos de medida especializados, como arreglos de cámaras de ionización, diodos o películas radiográficas que se colocan en el equipo de tratamiento (*acelerador lineal*) en las mismas condiciones de tratamiento y entregando el plan realizado en el Sistema de Planeación del Tratamiento (TPS). Finalmente se compara el resultado medido en el acelerador lineal con el planeado por el software (TPS) [13, 14].

El criterio más usado para el control de calidad de las planeaciones se conoce como el Índice Gamma o prueba gamma, que consiste en una evaluación que tiene en cuenta la variación de la dosis en una determinada distancia; así pues, los parámetros de referencia son $DD = 3\%$ y $DTA = 3\text{ mm}$, dentro de este control de calidad se toma un total de puntos que equivaldrán al 100 %, en los cuales se realiza dicha evaluación gamma; para aprobar el plan es necesario que el 95 % de los puntos que se evaluaron cumplan el Índice Gamma [14-16].

En éste trabajo se comparó dos diferentes arreglos de detectores de radiación ionizante utilizados en el ámbito clínico: Octavius Seven29, que consta de 729 cámaras de ionización abiertas diseñadas para la detección de fotones con energías entre 2.5 MeV hasta 25 MeV, con su programa para análisis de datos VeriSoft y el detector EPID (*Electronic Portal Imaging Device*), diseñado para la detección de fotones con energías de uso terapéutico entre 4 MeV hasta 25 MeV, el cual consta de una matriz de fotodiodos de 40 cm x 30 cm, con tamaño de pixel de 0.39 mm x 0.39 mm con su respectivo programa para análisis de datos “Portal Dosimetry”. Según los resultados de la prueba gamma que arrojaron diferentes pruebas, se determinó las ventajas y desventajas de cada detector con respecto al otro en el control de calidad de las planeaciones de Próstata y Cabeza - Cuello, con lo anterior se pudo optimizar el uso de los dos detectores en cuestión, generando un continuo mejoramiento de la calidad, especialmente en lo referente a los procesos de evaluación y control de calidad en las planeaciones de paciente específico.

2.Estado del Arte.

En la actualidad es muy común el uso de diferentes dispositivos en el control de calidad de las planeaciones, tanto para IMRT como VMAT [17, 18]; así mismo se encuentra documentación y artículos donde se comparan entre si algunos aspectos de dichos dispositivos [13], como es la evaluación del Índice Gamma [19]. Esta prueba busca evaluar que tanto difiere una distribución de dosis planeada con respecto a la distribución que realmente será entregada. En términos usados en la práctica se tiene el referente de 3 mm - 3 %, lo cual indica que al tomar un punto base generará un espacio de análisis de radio 3 mm, donde la dosis puede variar hasta un máximo de 3 % según lo descrito por [16]; usando este criterio se evalúa la calidad de la distribución de las dosis sobre el dispositivo de medida, simulando el plan que se entregará al paciente según la técnica usada [15, 16].

El uso de dispositivos de medida apropiados en los controles de calidad es de suma importancia para garantizar la entrega de un buen tratamiento sobre un paciente. Se han hecho algunos estudios con varios dispositivos como el EPID: *Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pretratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada* [20] o *Configuración y puesta en servicio de un sistema electrónico de imágenes portales para la verificación dosimétrica de planes de tratamiento con técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT y VMAT)* [21], con películas radiocrómicas: *Comparación de las técnicas de Terapia Conformada Dinámica (IMRT) y Arcoterapia (VMAT) mediante el uso de películas radiocrómicas: Casos de próstata y cabeza-cuello* [18] y arreglo de cámaras de ionización: *Análisis Gamma en Tres Dimensiones para la Verificación de Planes de Tratamiento de Cáncer de Próstata con Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)* [22].

Existen algunos trabajos internacionales donde se caracteriza un dispositivo de medida, ya sea arreglo de cámaras, películas, diodos o Dispositivos Electrónicos de Imagen Portal (EPID) [23-33].

Hay publicaciones internacionales [13, 19], donde se compara el comportamiento de diferentes dispositivos utilizados en el control de calidad de las planeaciones.

La ausencia de publicaciones en Colombia al respecto (*comparación entre arreglo de cámaras y EPID*) generó una motivación razonable para realizar una comparación entre los dispositivos de medida que se encuentran en el Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle, del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá: simulador PTW OCTAVIUS II + Seven29 (arreglo de cámaras en 2D PTW Seven29 con Simulador de agua sólida de forma octogonal) y un EPID (Incluido en el Acelerador lineal Varian iX Silhouette). El objetivo fue determinar cómo optimizar su uso, en pro del aseguramiento de la calidad de los tratamientos.

3.Planteamiento del Problema.

Si bien algunos documentos recomiendan realizar el control de calidad sobre las planeaciones de los tratamientos en radioterapia, como es el TECDOC 1151 del OIEA [5] y por otra parte, el documento TG-40 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) [34], pocos hacen referencia a técnicas como IMRT [14, 35, 36].

De hecho, no se ha estandarizado o tomado un consenso en el procedimiento o dispositivo para realizar dichas pruebas. En la actualidad hay gran variedad de dispositivos como: películas radiográficas, películas radiocrómicas, arreglos de cámaras, arreglos de diodos y algunos dispositivos que se encuentran en los aceleradores lineales para radioterapia conocidos como EPID (*Electronic Portal Imaging Device*) que pueden utilizarse [19]. Por lo tanto, sería adecuado determinar cuál de todos estos dispositivos es la mejor opción.

Desafortunadamente cada uno de los detectores mencionados tiene sus ventajas y desventajas con respecto a los demás. Por ejemplo, las películas, cuentan con una gran resolución, pero su uso en ocasiones puede ser tedioso y se debe tener una buena disposición de tiempo, al igual se hace necesario tener o adquirir un escáner de alta calidad que permita leer las placas, sacrificando lo menos posible la pérdida de resolución, ya que el escáner no tiene la misma resolución que las placas [13, 19]. Se tienen dispositivos un poco más prácticos y versátiles como el arreglo de detectores PTW OCTAVIUS Seven29, que consiste en un arreglo de 729 cámaras de ionización, con una separación entre ellas de 1 cm; pero su resolución no es la mejor de todas [26]. Hay algunos dispositivos similares como el Map Check, el cual tiene un arreglo de diodos, mejorando en el centro del campo un poco la resolución del PTW OCTAVIUS Seven29. Los dispositivos EPID, tienen una resolución menor que las placas, pero mayor que los arreglos Map Check y PTW OCTAVIUS Seven29 [13, 19].

El requerimiento de los organismos internacionales como OIEA, ESTRO y la AAPM de realizar un control de calidad a las planeaciones presenta el problema práctico que implica determinar cuál es el dispositivo más adecuado para éste propósito. Este inconveniente se presenta actualmente en el Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá, donde su Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle, cuenta con un dispositivo PTW OCTAVIUS II

+ Seven29 (*arreglo de cámaras Seven29 más Simulador de agua sólida de forma octogonal*) y un EPID (*Incluido en el Acelerador lineal Varian iX Silhouette*).

Con el fin de resolver éste dilema se planteó el presente trabajo, en el cual se realizó la caracterización de los dos detectores para conocer cómo responden a la radiación bajo determinadas condiciones y pruebas específicas, posteriormente se comparó los resultados obtenidos del Índice Gamma entre los dos sistemas de verificación disponibles en el centro: Verisoft y Portal Dosimetry, con el fin de determinar cómo optimizar su uso, generando una mejora continua en los procesos de garantía de calidad.

4. Objetivos.

4.1 Objetivo General.

- Realizar una comparación de los resultados obtenidos entre PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID, en el control de calidad de planeaciones para cabeza y cuello y próstata, utilizando la técnica de VMAT, con el fin de optimizar su uso, en el aseguramiento de la calidad de los tratamientos.

4.2 Objetivos Específicos.

- Caracterizar los diferentes dispositivos de medida (PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID), para determinar las limitaciones y ventajas en su uso clínico.
- Evaluar la respuesta de los dispositivos de medida (PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID) según tamaño del volumen blanco a irradiar, para determinar si existe alguna limitación en volúmenes delimitados usualmente en el ámbito clínico.
- Determinar si existe alguna dependencia entre la respuesta de la evaluación Gamma y la caída de dosis, para las medidas obtenidas por los dispositivos PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID, en la evaluación de planes de intensidad modulada VMAT, con el fin de obtener un criterio que permita aceptar algunos valores del Índice Gamma que se encuentren por debajo de los requerimientos soportados en la bibliografía.
- Evaluar la respuesta del PTW OCTAVIUS II + Seven29 en condiciones donde se entregue una mayor tasa de dosis en regiones cercanas a 90 y 270 grados, con respecto a la tasa de dosis entregada en regiones cercanas a 0 y 180 grados, con el fin de correlacionar la dependencia angular reportada en la literatura con los valores obtenidos en el EPID.
- Analizar los resultados obtenidos en el control de calidad a planeaciones de Cabeza y Cuello y Próstata con los diferentes dispositivos de medida (PTW OCTAVIUS II +

Seven29 y EPID), para encontrar la idoneidad del uso de cada dispositivo en situaciones clínicas.

5. Justificación.

En el desarrollo de las diferentes actividades en medicina la prioridad siempre es el paciente, y en esta ocasión no hay excepción, se debe garantizar que las diferentes etapas del tratamiento con uso de radiaciones ionizantes sean las adecuadas y que cuenten con la calidad requerida, es por eso que se siguen lineamientos y recomendaciones internacionales de entidades, estamentos u organizaciones como la OIEA, ESTRO y AAPM, que son referente mundial en dichos aspectos.

La Garantía de Calidad es muy amplia y abarca muchos aspectos que son necesarios, uno de ellos hace referencia al control de calidad de equipos, dispositivos de medida, software y procedimientos, entre otros; uno de los procedimientos a realizar en los tratamientos con radiaciones ionizantes es la planeación, que se realiza en un software especializado y es allí donde se determina cual será la energía y la configuración de campos más adecuados para una entrega de dosis uniforme al blanco deseado, con el mínimo compromiso de los órganos sanos que no se desean irradiar.

Es necesario, garantizar que dichas planeaciones puedan ser realizadas por el equipo (acelerador), razón por la cual se realizan medidas con dispositivos especializados como PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID que cumplen ésta tarea y evalúan mediante diferentes parámetros como el Índice Gamma si la distribución de dosis medida es la que realmente se planeó en el software, a lo anterior hay que agregar las ventajas y desventajas de cada dispositivo específico y de esta manera sacar el máximo potencial de cada uno, teniendo en cuenta su resolución, costo, si es práctico y los resultados que entrega, entre otros.

Es de vital importancia determinar y conocer las limitaciones de cada dispositivo, para evaluar los resultados que entrega y optimizar su uso, así mismo poder tomar decisiones de fondo en cuanto a la aceptación de un determinado plan. Por eso la importancia de trabajos donde se puedan conocer y comparar diferentes dispositivos de medida para el control de calidad de las planeaciones; que permitan determinar hasta donde sus resultados son confiables o no, y en qué casos puede ser mejor el uso de uno o de otro dispositivo, sacando el máximo provecho a sus características propias.

6.Marco Teórico.

6.1 Garantía de Calidad.

La garantía de calidad (GC) se puede definir como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” [4], la garantía de calidad se aplica en un ámbito más global, se debe tener en cuenta incluso desde la puesta en marcha de un servicio de radioterapia [37], los programas de garantía de calidad también contemplan la posibilidad de realizar auditorías externas y evaluación de la idoneidad del personal asociado al servicio [38, 39], a diferencia del control de calidad que se encuentra contenido dentro de los requerimientos de la garantía de calidad y se asocia más con el funcionamiento adecuado del acelerador lineal [5].

6.2 Control de Calidad.

Son todas “las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener y/o mejorar la calidad de los tratamientos” [5], como ejemplo más claro todos los procedimientos a realizar en el control diario, semanal, mensual, semestral y anual; recomendados por el OIEA dentro de su publicación *TECDOC-1151: Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*; es de vital importancia respetar estos controles, mas aún cuando se trabaja técnicas donde se module la intensidad del haz (*IMRT* y *VMAT*), que requieren de mayor precisión, en especial la última donde debe existir una perfecta sincronización entre el movimiento del gantry, el desplazamiento de las multihojas y la variación de la tasa de dosis [5].

6.3 Arcoterapia de Modulación Volumétrica (Volumetric - Modulated Arc Therapy {VMAT}).

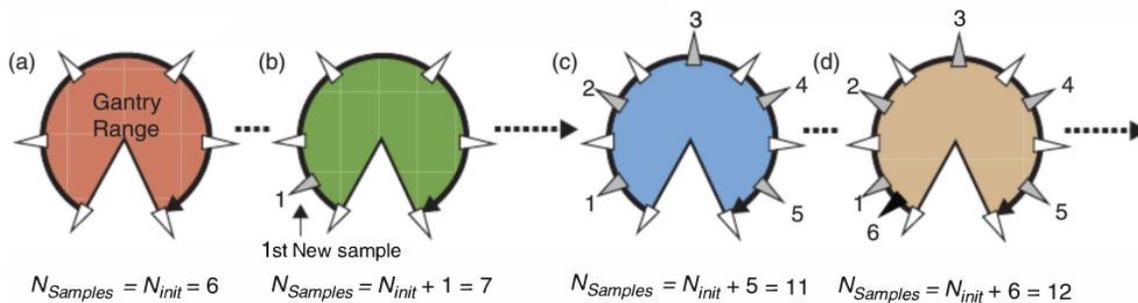
Se trata de una técnica para la entrega de los tratamientos en radioterapia externa que surge de la evolución progresiva desde el uso de campos abiertos con protecciones en plomo

(*Radioterapia Convencional*), que evolucionó a la conformación de los campos mediante el uso de multiláminas (*3D-CRT o Radioterapia Conformal*) y pasando posteriormente a técnicas más complejas como la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), arcoterapias de intensidad modulada (IMAT) y finalmente las arcoterapias de modulación volumétrica (VMAT).

En un procedimiento de VMAT, hay una variación constante en la tasa de dosis, como también en el movimiento de las multihojas y la rotación del gantry, la conformación de las dosis en el volumen blanco se logra mediante la entrega de radiación modulada en un número de ángulos discretos del gantry; teniendo en cuenta las limitaciones de movimiento de las multiláminas, por lo cual es importante optimizar las formas de campo y las intensidades del haz [2].

Para el TPS representa un reto realizar una optimización para todos los ángulos, una solución práctica se planteó en 2008, postulando una técnica llamada muestreo continuo, que propone una optimización dividiendo un arco en pocos ángulos y posteriormente generar optimizaciones para ángulos más pequeños contenidos dentro de los primeros, que modifican la forma del campo y a su vez modulan la fluencia del haz [2, 40].

Figura 6-1: Esquema general de la técnica de muestreo continuo en la optimización del VMAT. Tomado y modificado de [2].



Algunas de las ventajas que se han observado en VMAT, es la reducción en el tiempo de tratamiento por sesión, la disminución de las unidades monitor (UM) empleadas en el tratamiento y una mejor conformación de la dosis en el volumen blanco, algunos índices para mostrar la calidad de éstas planeaciones han sido sugeridos por organizaciones internacionales como el OIEA [2, 41].

6.4 Índice de Conformidad (IC) e Índice de Homogeneidad (IH).

El índice de conformidad y el índice de homogeneidad son dos especificaciones independientes que dan un referente de la calidad de la distribución de la dosis absorbida;

el índice de conformidad (IC), se plantea principalmente cuando la totalidad del volumen a irradiar (PTV) recibe la dosis prescrita (*Volumen Tratado*) y se presenta en un cociente entre estos dos valores [9, 41].

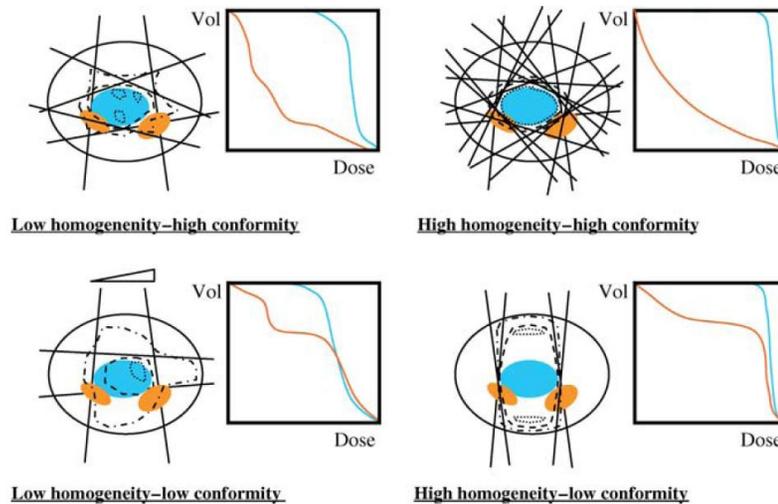
$$IC = \frac{\text{Volumen Tratado}}{\text{Volumen del PTV}} \quad (1)$$

El índice de homogeneidad por su lado caracteriza que tan homogénea es la distribución de la dosis dentro del volumen a irradiar [41].

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (2)$$

Donde $D_{2\%}$, es la dosis que recibe el 2 % del volumen a irradiar, $D_{98\%}$ y $D_{50\%}$ funcionan de manera análoga al $D_{2\%}$.

Figura 6-2: Ejemplo gráfico de IC e IH, se muestra en azul el PTV (volumen del blanco a planear) y en rojo el PRV (Volumen a planear de órganos a riesgo). Tomado y modificado de [41].

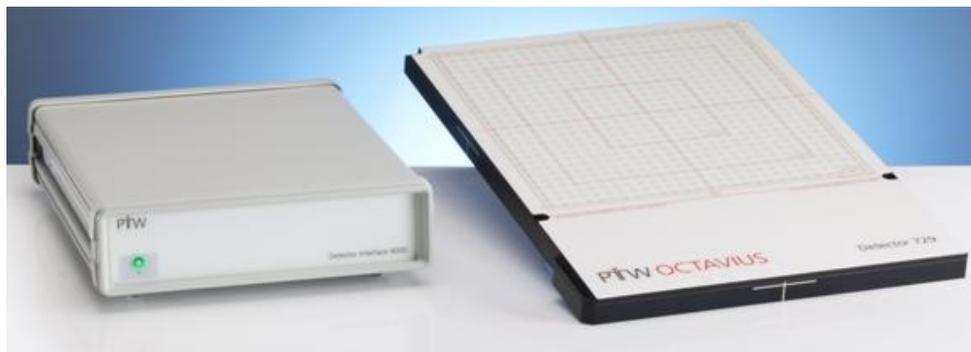


6.5 Octavius Seven29.

El Octavius Seven29, fabricado por PTW-Freiburg, es un arreglo bidimensional de 729 cámaras de ionización abiertas dispuestas en una matriz de $27 \times 27 \text{ cm}^2$, con una separación entre sus centros de 1 cm, las dimensiones de cada una de ellas es de $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ para un volumen de aire de 0.125 cm^3 , el dispositivo está diseñado para medir dosis (Gy) y tasa de

dosis (Gy/min) y se recomienda su uso en campos de tamaño desde 2x2 cm² hasta 27x27 cm² [42].

Figura 6-3: Arreglo de cámaras PTW Seven29. Tomado y modificado de [42].



Las cámaras funcionan a un voltaje de 1000 V, y el punto efectivo de medida se encuentra a 7.5 mm por debajo de la superficie, entre algunas de sus características según fabricante [42], se tiene:

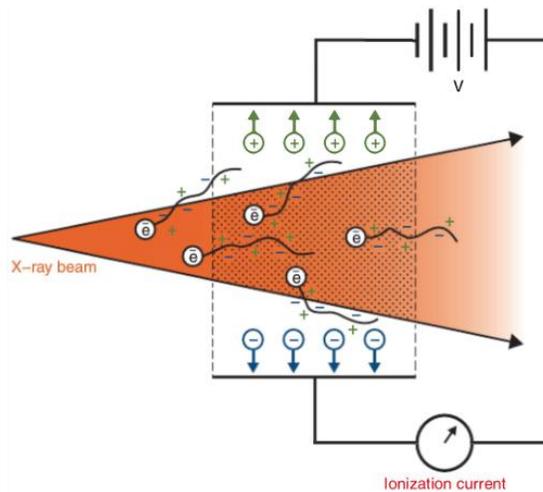
Tabla 6-1: Características del arreglo PTW Seven29 indicadas por el fabricante.

Estabilidad a Largo Plazo	$\leq \pm 1$ % por Año
Dependencia con la Energía (Referido a ⁶⁰ Co)	6 MeV ≤ 2 % 18 MeV ≤ 5 %
Dependencia con la Humedad	Variación de la Respuesta $\leq \pm 0.5$ %
Repetitividad	$\leq \pm 0.5$ %
Desviación de Linealidad de Dosis	$\leq \pm 0.5$ %
Punto efectivo de Medida	0.75 cm Por debajo de la Superficie del Arreglo
Rango nominal de energía	2.5 MeV ... 25 MeV
Tamaños de Campo	2 cm x 2 cm 27 cm x 27 cm
Resolución	
Tasa de dosis	0.1 mGy/min
Dosis	0.1 mGy
Tasa de dosis máxima a exposición continua	1.0 Gy/s (para 99,0 % de saturación)
Dosis máxima por pulso de radiación	0.73 mGy (para 99,0 % de saturación)
Tiempo de colección iónica	156.0 μ s
Condiciones de Referencia	
Temperatura	20 °C
Humedad	50 %

Las cámaras de ionización se usan tanto en radioterapia como en radiodiagnóstico, y se usan para determinar la dosis absorbida (dosímetro), para todo dosímetro es necesario analizar algunas características como: precisión, exactitud, linealidad, dependencia con la tasa de dosis, dependencia con la energía, dependencia direccional, resolución espacial, tamaño físico, conveniencia de la lectura y conveniencia de uso entre otros [43].

Una cámara de ionización se constituye básicamente por un recinto de gas que se puede encontrar a presión ambiente (cámara abierta) o en condiciones de presión controlada (cámara cerrada) y donde se dispone de dos electrodos a los que se aplica una tensión de polarización, existen de diferentes formas como cilíndricas y plano paralelas [2, 43-46].

Figura 6-4: Diagrama que ilustra el funcionamiento de una cámara de ionización y equilibrio electrónico. Tomado y modificado de [2].

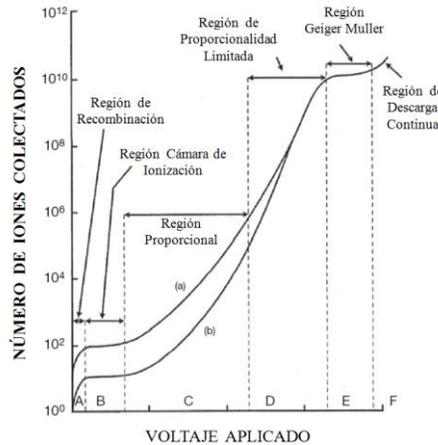


Teniendo en cuenta que en condiciones normales en el volumen de aire que se encuentra entre los dos electrodos no circula ninguna corriente, se tiene que en caso contrario si el aire allí contenido se ioniza, el campo eléctrico guiará los iones y electrones liberados hacia los electrodos de carga contraria generando una corriente o impulso que puede ser medido [46].

Dependiendo del diseño y del voltaje aplicado a los electrodos el detector podrá operar en tres diferentes regiones, región de ionización, región proporcional o en la región Geiger Muller, ver **Figura 6-5**. En la región de recombinación los bajos voltajes permiten pérdida de la información debida a la recombinación de los iones y electrones, por lo cual no se recomienda trabajar en esta región, al igual que en la región de proporcionalidad limitada que es muy inestable, la región de cámara de ionización es la más utilizada en dosimetría, ya que permite tener variaciones de voltaje obteniendo el mismo resultado, las corrientes

producidas suelen ser pequeñas por lo cual es necesario en muchos casos el uso de amplificadores de la señal, en la región proporcional, los iones primarios adquieren la aceleración suficiente para desligar otros iones (secundarios), a medida que aumente el voltaje el número de iones secundarios aumentará de una manera proporcional, en la región de Geiger Muller, el voltaje es tan alto que literalmente se generan cascadas o avalanchas de iones, perdiendo la proporcionalidad con el número de iones primarios. [2]

Figura 6-5: Regiones de operación de los detectores gaseosos. Tomado y modificado de [43].



El flujo constante de radiación ionizante sobre el detector producirá una corriente medible que es proporcional a la dosis absorbida por el gas, utilizando factores de corrección adecuados se puede determinar la dosis en el medio gaseoso que se coloque en la cámara [43, 46, 47].

La dosis absorbida se define como la cantidad de energía que se deposita por unidad de masa y se expresa en J/kg o Gray. [44]

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3)$$

Una de las teorías más utilizadas para determinar la dosis absorbida con cámaras de ionización es la de Bragg-Gray, en la cual se deben cumplir dos hipótesis: la primera que la cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas que inciden sobre ella y la segunda que la dosis absorbida en la cavidad se debe únicamente a las interacciones de las partículas cargadas que la cruzan [2, 43-45].

$$D_m = \frac{Q}{m_g} W (\bar{S}_g^w) \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_w^m \quad (4)$$

Donde Q es la carga colectada, m es la masa del gas, W es la relación entre la energía y la carga al generar un par electrón-ion 33.97 J/C, \bar{S}_g^w es la relación entre los poderes de frenado másico del material de la pared de la cámara y del gas contenido, $(\bar{\mu}_{ab}/\rho)_w^m$ es la relación entre los coeficientes de absorción del medio y el material de la pared de la cámara [2, 43-45].

6.6 EPID.

Se trata de un dispositivo de obtención de imágenes con fotones de MeV usados en radioterapia, es decir, entre 4 MeV y 25 MeV, más conocido por EPID, por el significado de su sigla en inglés Electronic Portal Imaging Device, su uso más frecuente es en el posicionamiento de pacientes, al comparar con una imagen de referencia, aunque su calidad no es tan buena como la obtenida por kilovoltaje; ésta comparación se hace tomando como referencia estructuras óseas o marcas radiopacas [31].

El EPID puede realizar otro tipo de tareas como en la verificación de los planes pre-tratamiento [20, 21, 30, 31], dosimetría portal [32], al igual que control de calidad para el colimador y multiláminas [48].

En este caso específico el EPID se encuentra ubicado sobre un brazo robótico E (Exact Arm), que permite mover la unidad de detección de imagen (IDU) con movimientos verticales desde 2.5 cm por arriba del isocentro, hasta 82 cm por debajo del isocentro; ± 16 cm lateralmente y 24 cm longitudinalmente en sentido craneal y 20 cm en sentido caudal, dependiendo de la posición vertical [20, 21, 31].

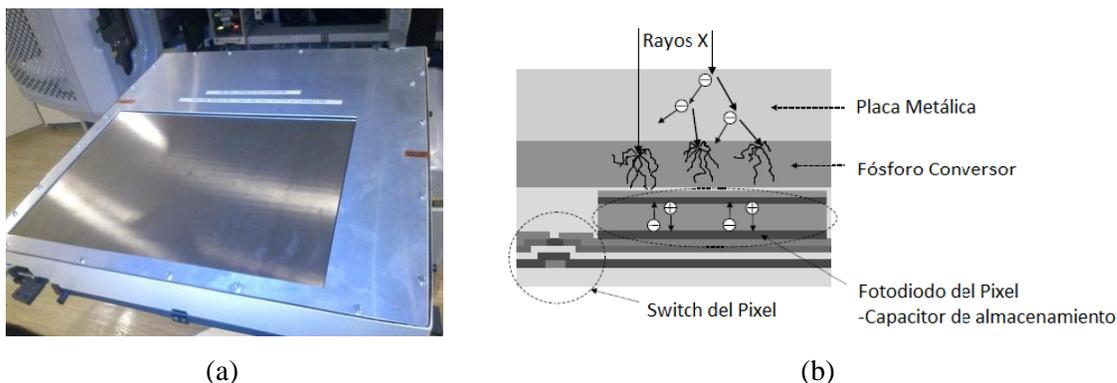
El EPID aS1000 tiene un área sensible o activa de 30x40 cm², 30 cm en sentido longitudinal y 40 cm en sentido trasversal ver **Figura 6-6a**, con una matriz de 768x1024 pixeles, dando un tamaño de pixel de 0.39x0.39 mm² [49].

El dispositivo electrónico se divide principalmente en cinco partes ver **Figura 6-6b**:

1. Una lámina de cobre de 1 mm de gruesa, que cumple la función de generar build-up o equilibrio electrónico, además de blindar cierta cantidad de radiación dispersa [20, 21, 28, 29, 31, 49, 50].

2. Una pantalla de centelleo de fósforo de 0.34 mm de grosor hecha con oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio ($Gd_2O_2S:Tb$), encargada de generar un número proporcional de fotones del espectro visible, producidos al excitarse el material con el paso de la radiación incidente [20, 21, 31, 49, 50].
3. Una matriz de detectores de silicio amorfo, cada uno hecho con un fotodiodo y un transistor delgado de película (TFT); el fotodiodo genera mediante efecto fotoeléctrico pares electrón-hueco en cantidades proporcionales al flujo de radiación luminosa recibida y la carga generada es almacenada en el diodo, los TFTs funcionan como un interruptor entre el diodo, la electrónica de selección, y la electrónica de lectura [20, 21, 31, 49, 50].
4. Un sistema adecuado de electrónica que permita determinar la carga colectada en los elementos capacitivos de cada pixel. [20, 21, 31, 50].
5. Un sustrato de vidrio con un grosor de 1 mm en el cual se encuentran todos los circuitos electrónicos [20, 21, 31, 50].

Figura 6-6: Esquema general del IDU, se observa el área activa (a), estructura general de un pixel (b). Tomado y modificado de [20].

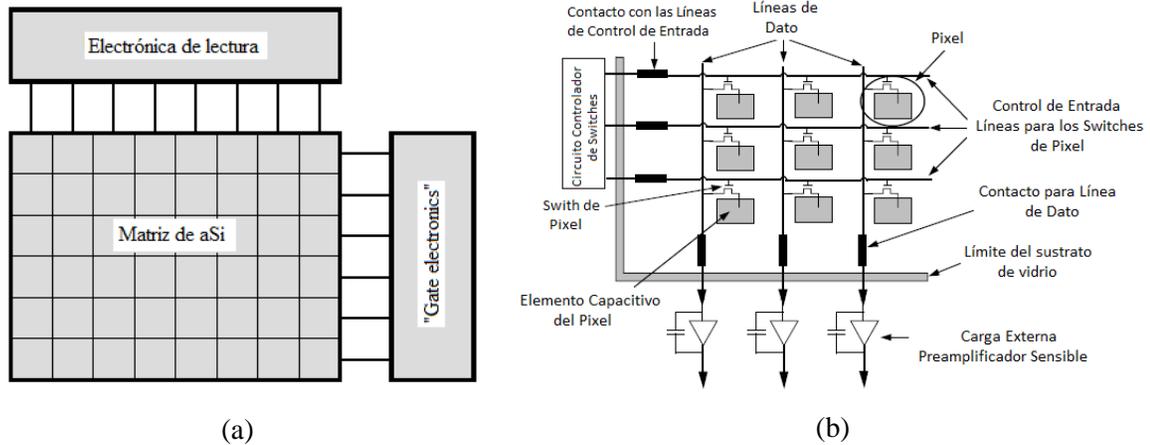


6.7 Unidad de Detección de Imagen (IDU).

Se compone de una matriz de detectores, una electrónica de selección (Gate Electronics) y una electrónica de lectura, ver **Figura 6-7a**, la electrónica de selección, escoge una sola columna a la vez, entonces todos los TFTs de dicha columna son asequibles desde la electrónica de lectura, que lleva la carga eléctrica acumulada en los elementos capacitivos de los pixeles hasta los amplificadores de carga que se encuentran en la electrónica de lectura, donde la señal es transformada a una señal digital y se genera una polarización en los TFTs, dejándolos nuevamente inactivos, haciendo que la electrónica de selección

escoja una nueva columna; el resultado final de la lectura de todas las columnas se conoce como *frame*, ver **Figura 6-7b** [20, 21, 31, 50].

Figura 6-7: Disposición de la electrónica del IDU (a), esquema detallado del IDU (b). Tomado y modificado de [20].

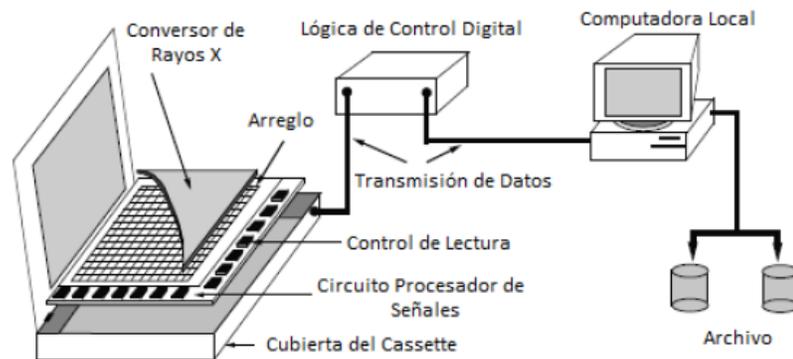


6.8 Sistema de Adquisición de Imagen (IAS3).

El aS1000 hace parte de IDU, pero éstos dos pertenecen a un sistema aún mayor conocido como el Sistema de Adquisición de Imagen (IAS3) [20, 31, 49].

EL IAS3 se compone de una matriz de detectores, un sistema electrónico que controla el funcionamiento, adquisición y procesamiento de las señales análogas producidas por la matriz (*lógica de control digital e interface*) y un sistema informático encargado de realizar el *proceso de sincronización* que consiste en enviar instrucciones a la interface, la cual responde generando los datos digitales que posteriormente serán procesados para mostrar y almacenar las imágenes digitales obtenidas [20, 21, 31].

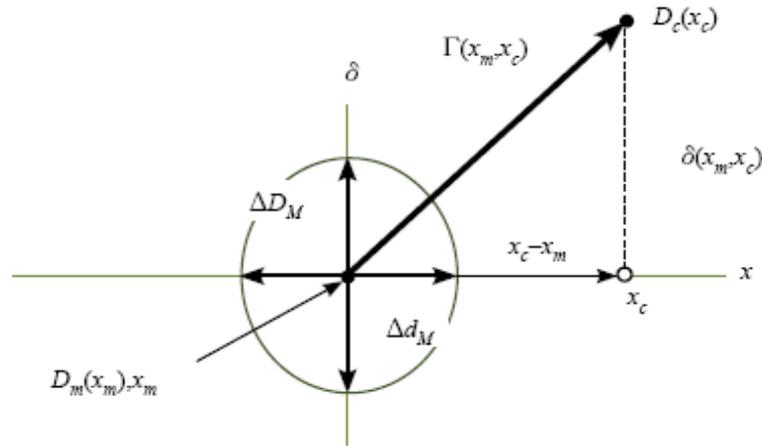
Figura 6-8: Esquema general del sistema de adquisición de imágenes IAS3. Tomado y modificado de [20].



6.9 Índice Gamma .

La evaluación de matrices 3D, planos y perfiles donde se comparan datos experimentales y calculados se puede realizar con criterio de distancia-diferencia de dosis absorbida [16], estableciendo unas tolerancias por ejemplo dosis 3 % y distancia 3 mm, ver **Figura 6-9** [15, 16, 51].

Figura 6-9: Esquema general del Índice Gamma. Tomada y modificada de [16, 51].



Tomando como base un punto de medida dosis absorbida-posición $(D_m(x_m), x_m)$ y un punto calculado $(D_c(x_c), x_c)$ el vector que los une debe estar dentro del elipsoide de tolerancia definido por ΔD_M , Δd_M , el módulo de dicho vector se denomina gamma (γ), y debe ser menor que 1 para que se cumpla el criterio establecido [15, 16, 51].

$$\Gamma(x_m, x_c) = \sqrt{\left(\frac{x_m - x_c}{\Delta d_M}\right)^2 + \left(\frac{D_m(x_m) - D_c(x_c)}{\Delta D_M}\right)^2} \quad (5)$$

Sobre el porcentaje de puntos que cumplen que el γ sea menor que 1 se establecen los criterios para determinar la calidad del plan. Cuando se utiliza una aplicación o programa que realice el análisis gamma aplicado a dos matrices VeriSoft (Seven29) o Portal Dosimetry (EPID) que se quieren comparar, es muy importante tener cuidado con dos aspectos fundamentales:

- La resolución de las matrices puede influir en el resultado final [51].
- El resultado depende mucho del punto de prescripción, en el caso de una matriz de dosis absorbida para un plan completo, parece claro identificar el 100% con la dosis prescrita, pero en el caso de comparar planos de dosis no homogéneos e individuales

(por haz), el resultado varía mucho según se elija la normalización: en el máximo, en la media o en un punto significativo de la distribución [51].

La mayoría de la bibliografía hace referencia a los parámetros seleccionados del Índice Gamma 3 mm - 3 % [14, 21, 52, 53], por otro lado, se hace alusión a la posibilidad de variar dichos parámetros de una manera específica como 3 mm – 4 % o 3 mm – 5 %, [52-54], de manera particular [54] propone una tabla con diferentes niveles de tolerancia de la prueba gamma en dosimetría en vivo con un detector EPID para patologías de cáncer de próstata [54].

Tabla 6-2: Niveles de criterio Índice Gamma en campo por campo, tomado y modificado de [21, 54].

Nivel	γ promedio	γ máximo	DD (%) y DTA (mm)		Índice Gamma
			Promedio	Máximo	
Estricto	≤ 0.50	≤ 1.33	$\pm 1.5 \% - 1.5 \text{ mm}$	$\pm 4.0 \% - 4.0 \text{ mm}$	99 %
Medio	≤ 0.67	≤ 2.00	$\pm 2.0 \% - 2.0 \text{ mm}$	$\pm 6.0 \% - 6.0 \text{ mm}$	95 %
Fácil	≤ 0.83	≤ 2.67	$\pm 2.5 \% - 2.5 \text{ mm}$	$\pm 8.0 \% - 8.0 \text{ mm}$	90 %
Muy fácil	≤ 1.00	≤ 3.33	$\pm 3.0 \% - 3.0 \text{ mm}$	$\pm 10.0 \% - 10.0 \text{ mm}$	80 %

La **Tabla 6-2** hace referencia a la calidad que se le exige al plan que es evaluado, el nivel *estricto* equivale a un plan con un mínimo de errores, mientras que el nivel *muy fácil* es más flexible y permisible en el porcentaje de puntos que no cumplen los requerimientos del índice gamma, γ *promedio* indica el valor promedio de índice gamma obtenido del total de puntos evaluados y exige que sea igual o menor al que figura en la **Tabla 6-2** según el nivel de evaluación deseado, de manera análoga el γ *máximo* es el valor del punto evaluado que obtuvo el dato de índice gamma más alto en todo el plan, los valores de DD y DTA promedio y máximo indican el rango de acción en el cual se puede maniobrar de tal forma que se logre el mejor resultado o por otra parte establecer como protocolo del centro valores fijos que se encuentren dentro de dicho rango, ya sea por experticia o por tener algún referente con otro centro o bibliografía, el valor de *índice gamma* reportado en la **Tabla 6-2** muestra el porcentaje de puntos evaluados que cumplieron los requerimientos de DD y DTA establecidos en la evaluación, finalmente teniendo en cuenta los valores reportados se aceptará o no el plan evaluado.

Para el presente trabajo se tomarán los niveles de aceptación y acción propuestos por [21], en todos los casos se tomaron los parámetros de DTA = 3 mm y DD = 3 %.

Tabla 6-3: Niveles de aceptación con parámetros 3 mm - 3 %, tomado de [21].

Nivel	γ promedio	γ máximo	Índice Gamma < 1
Tolerancia	≤ 0.67	≤ 2.00	$\geq 95 \%$
Acción	≤ 0.83	≤ 2.67	$\geq 90 \%$

Todo lo que este dentro del nivel de tolerancia será aceptado, lo que supere dichos valores pero este dentro del nivel de acción se estudiará en detalle para determinar si es viable el plan o si por el contrario es necesario realizarlo nuevamente, finalmente todo plan que supere el nivel de acción es rechazado y será necesario realizar nuevamente la planeación.

7. Metodología.

Se compararon los resultados de las verificaciones de los planes obtenidos mediante el Índice Gamma de los 2 dispositivos: el sistema PTW OCTAVIUS II + Seven29 (*arreglo de cámaras Seven29 más Simulador de agua sólida de forma octogonal*) y el EPID que viene incluido en el acelerador lineal Varian iX Silhouette. También se buscó determinar la relación entre las caídas de dosis y el resultado obtenido del Índice Gamma con cada dispositivo y se analizó la respuesta de los dispositivos según fue el tamaño del volumen a irradiar.

Los planes se realizaron en el Sistema de Planeación del Tratamiento (TPS) ECLIPSE™ V11 (Varian Medical Systems, Palo Alto California). Una vez establecido el TPS como referencia se caracterizaron los 2 dispositivos de medida con algunas pruebas específicas como: Repetitividad, Reproducibilidad, Linealidad, Factores de Campo, Dependencia con la Tasa de Dosis, Dependencia Angular, Dependencia con el Tamaño del Volumen a Irradiar y Dependencia con las Caídas de Dosis.

Posteriormente se seleccionaron 10 planeaciones de Próstata y 10 de cabeza - Cuello para llevar a cabo las pruebas de control de calidad en los dos dispositivos PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID, finalmente se compararon los resultados obtenidos del Índice Gamma de un detector con el otro tomando como base el criterio de DTA = 3 mm y DD = 3 % y se elaboró el correspondiente análisis de los resultados obtenidos.

Este trabajo se desarrolló en las instalaciones del Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle, del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá.

7.1 Equipos.

- Acelerador lineal Varian iX Silhouette.
- Sistema de planeación ECLIPSE™ V11 (Varian Medical Systems, Palo Alto California) [55].
- Cámara de Ionización (PTW Pin Point 31014 de 0.015 cm³) [56].
- Electrómetro (PTW - UNIDOS E) [57].

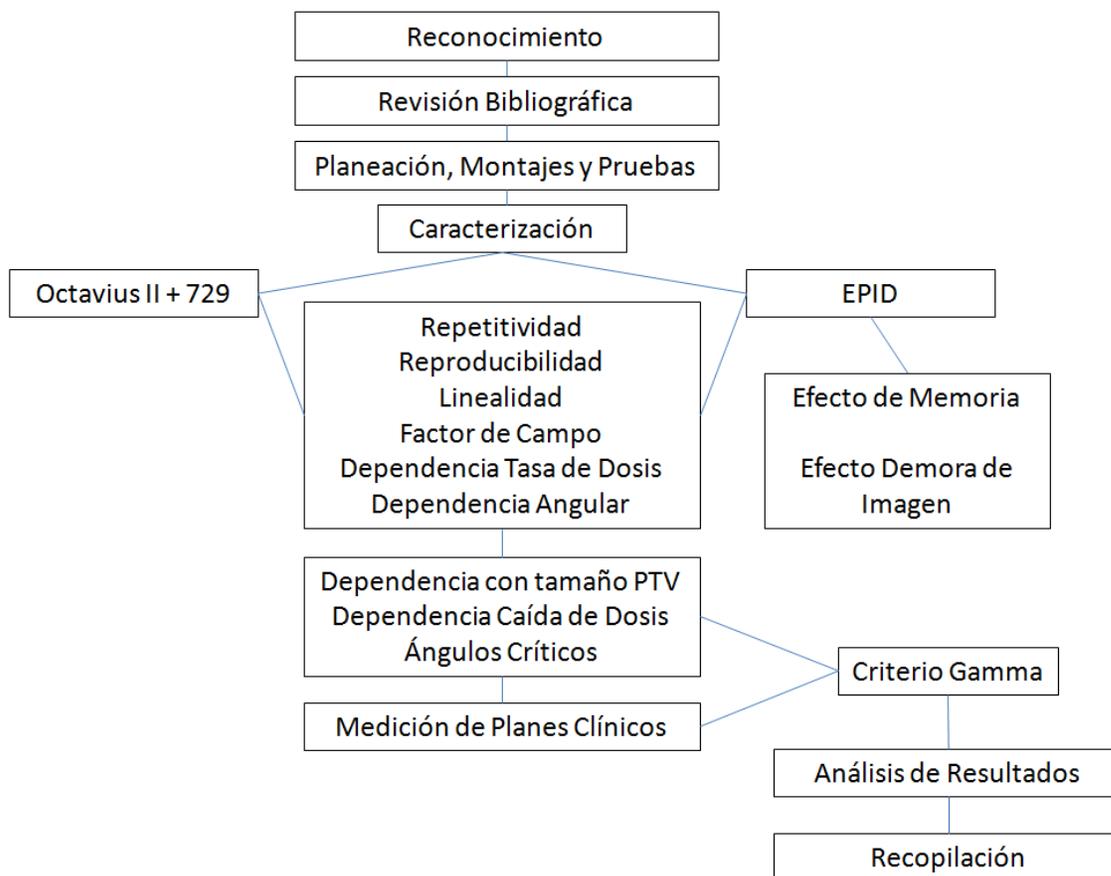
- Arreglo de detectores 2D (PTW Seven29) [42].
- Simuladores de Agua sólida (PTW - RW3 Maniquí de Láminas T29672) [58].
- Simulador de Agua Sólida (PTW OCTAVIUS T40054) [59].
- Dispositivo de medida EPID, incluido en el acelerador [60].
- Software VeriSoft 5.1 (5.1.0.35), para análisis de datos obtenidos por PTW Seven29 [61].
- Software Portal Dosimetry V11, para análisis de datos obtenidos por EPID [49, 62].

7.2 Mediciones.

Todas las medidas se tomaron según la disponibilidad de tiempo del acelerador lineal, es decir en horas de la tarde noche y los fines de semana. Las medidas para la caracterización de los dos detectores Octavius Seven29 y EPID se hicieron según los montajes propuestos más adelante. Las mediciones para el control de calidad de las planeaciones, se realizaron en condiciones similares a las del tratamiento.

7.3 Procedimiento.

Figura 7-1: Esquema general del procedimiento.



7.3.1 FASE I: Reconocimiento.

Se identificó las instalaciones y los equipos existentes en el Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle, del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá. Estos equipos se están utilizando actualmente en el control de calidad de las planeaciones de los tratamientos de radioterapia.

7.3.2 FASE II: Planeación, Montajes y Pruebas.

Familiarización con el software o TPS utilizado en la institución para la planeación de los tratamientos de radioterapia y los montajes experimentales que fueron necesarios para cada una de las pruebas que se ejecutaron en el control de calidad.

- En esta fase también se incluyó la programación de los controles de calidad y las pruebas necesarias para el desarrollo exitoso del trabajo, teniendo en cuenta la disponibilidad del acelerador lineal (*tratamientos, controles de calidad preventivos y correctivos, etc.*); al igual que los dispositivos de medida y el personal que manipuló los equipos.

7.3.2.1 Caracterización de Octavius II + Seven29.

Planeación:

1. *Calentamiento y Calibración Cruzada:* El procedimiento de calentamiento y calibración cruzada se realizó con el fin de disminuir los errores por pequeñas variaciones en la dosimetría del equipo y de ésta manera abordar más acertadamente el desempeño del dispositivo de medida.

- El primer paso a tener en cuenta fue el calentamiento, que se realizó según las recomendaciones del fabricante, específicamente para la prueba de repetitividad [42], que incluye dejar el detector al menos media hora en el bunker para equilibrar su temperatura, además, dejar el electrómetro encendido 15 minutos antes de ser irradiada la matriz de detectores, posteriormente se irradió el arreglo con un haz de fotones de 6 MeV en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con 300 UM; antes de realizar la calibración cruzada. Para las demás pruebas el calentamiento se realizó dejando el detector 5 minutos en el bunker e irradiando la matriz en un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ con 600 UM, en ambos casos se utilizó una tasa de dosis de 300 UM/min con una distancia fuente detector de 100 cm, el montaje se describe en la *Figura 7-3*.

- Segundo, fue necesario tomar un valor esperado de dosis, que se obtuvo irradiando la cámara de ionización (*PTW Pin Point 31014*) con un haz de fotones de 6 MeV, tasa de dosis de 300 UM/min y 100 UM en un campo cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia fuente cámara de 100 cm, para el montaje se usó el simulador de agua sólida (*PTW - RW3 Maniquí de Láminas T29672*), junto con el adaptador de agua sólida para cámara Pin Point PTW - 29672/U24, el montaje para la toma de medidas se describe en la **Figura 7-2**; la medida de la dosis de referencia se obtuvo del valor medio de 30 datos consecutivos con su desviación estándar.
 - Posteriormente el valor de la dosis esperado obtenido con la cámara de ionización, se introdujo en el software VeriSoft [61] y se irradió la matriz de detectores con un haz de fotones de 6 MeV, tasa de dosis de 300 UM/min y entregando 100 UM en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia fuente detector de 100 cm, de ésta manera el software VeriSoft calculó automáticamente el valor de calibración cruzada, el montaje se describe en la **Figura 7-3** [13].
2. *Verificación de Repetitividad*: Se realizó irradiando el arreglo de detectores Octavius Seven29 con un haz de fotones de 6 MeV, tasa de dosis de 300 UM/min en un campo fijo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$, a una distancia fuente cámara de 100 cm y (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500 UM), el proceso de calentamiento se realizó según las recomendaciones del fabricante del arreglo, cada dato de UM se repitió 30 veces consecutivas, en el caso específico de 500 UM el procedimiento de calentamiento se realizó con 600 UM y además se irradió con tasa de dosis de 600 UM/min, los resultados obtenidos del valor medio y desviación estándar de la cámara central se compararon mediante el índice de Pearson; con lo anterior se analizó la precisión y exactitud del dispositivo. De manera análoga se verificó la repetitividad para las Seven29 cámaras del arreglo, tomando los últimos 10 datos de la prueba de repetitividad para 300 UM.
3. *Verificación de Reproducibilidad*: Se realizó tomando como base el índice de variabilidad de Pearson para medidas que se tomaron bajo las mismas condiciones pero a diferentes intervalos de tiempo, medio (*semanas*) y largo plazo (*meses*), para el presente trabajo se irradió la matriz 2D con un haz de fotones de 6 MeV, tasa de 300 UM/min y 100 UM una vez por semana, con una distancia fuente cámara (DFC) de 100 cm, en un campo fijo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, cada dato se tomó de un promedio de 10 valores [24-26].
4. *Verificación de Linealidad*: La linealidad de la dosis se evaluó para un haz de fotones de 6 MeV a una distancia fuente cámara de 100 cm, irradiando la matriz 2D con un tamaño de campo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$ y unidades monitor así (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y

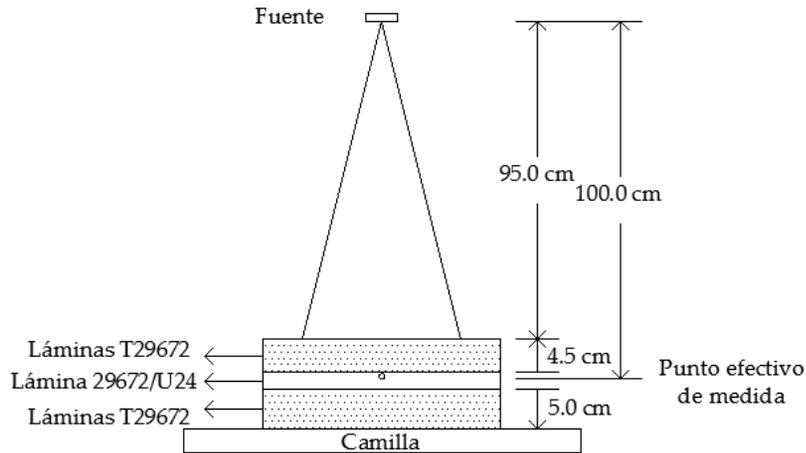
500 UM), cada dato se tomó de un promedio de 10 medidas, el montaje se ilustra en la **Figura 7-3** [13, 25, 26].

5. *Verificación de Factores de Campo:* El rendimiento de la matriz 2D según sea el tamaño de campo se realizó irradiando el dispositivo de medida (Octavius Seven29) y una cámara de ionización Pin Point con un haz de fotones de 6 MeV en campos fijos entre $2 \times 2 \text{ cm}^2$ hasta $27 \times 27 \text{ cm}^2$, 100 UM, tasa de dosis de 600 UM/min y una distancia de la fuente a la cámara (DFC) de 100 cm, cada dato para el factor de salida se tomó de un promedio de 10 medidas en el caso del arreglo Seven29 y en el caso de la cámara fueron 5 medidas [13, 24-26].
6. *Verificación de Dependencia Según la Tasa de Dosis:* Para verificar el rendimiento del arreglo de cámaras Octavius Seven29 según la tasa de dosis, se irradió el dispositivo con fotones de 6 MeV, a una distancia fuente cámara de 100 cm, en un campo fijo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, entregando 100 UM con diferentes tasas de dosis así (100, 200, 300, 400, 500 y 600 UM/min), cada dato se tomó de un promedio de 10 medidas [26].
7. *Verificación de Dependencia Angular:* Se realizó tomando una Tomografía Computarizada (TC) del simulador Octavius II homogéneo (Base con sonrisa roja), con la cámara Pin Point en el centro, ver **Figura 7-4a** y posteriormente con ayuda del TPS (*Treatment Planning System*) Eclipse, se programó una dosis de 50 cGy en el isocentro con un haz de fotones de 6 MeV, una distancia fuente cámara de 100 cm, en un campo fijo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, éste procedimiento se realizó cada 10° , de 0° a 180° , hasta completar medio arco, irradiando con las UM establecidas por el TPS para cada ángulo específico, en cada angulación del Gantry se tomaron dos datos; para evitar la camilla se dio media vuelta al simulador para los ángulos entre 120° y 180° , tal como se observa en la **Figura 7-4b**, y los datos se duplican para la otra mitad, y así graficar un arco completo, el procedimiento es análogo para las medidas tomadas con el detector Octavius Seven29 pero usando la base compensada (Base con sonrisa negra) del simulador Octavius II, ver **Figura 7-8a**, todos los valores obtenidos se normalizaron a 50 cGy [13, 23, 26, 63].

Montajes:

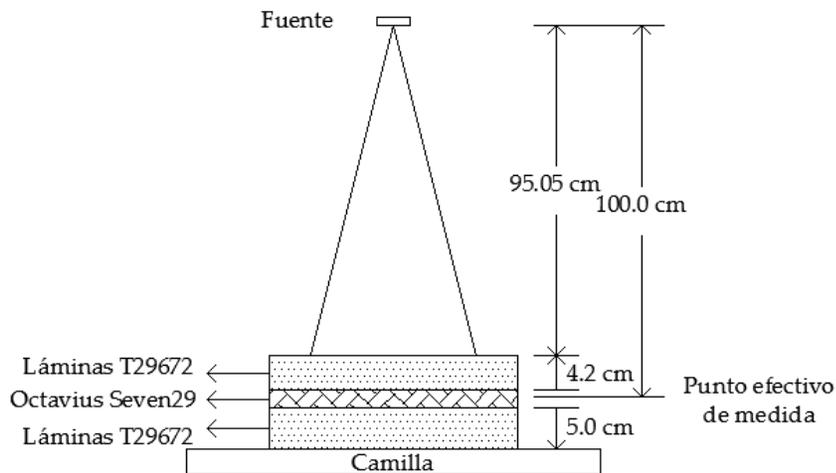
La obtención de los valores necesarios para realizar la calibración cruzada del detector Seven29 se realizó con una cámara de ionización Pin Point y usando un juego de láminas de agua sólida mediante el montaje ilustrado en la **Figura 7-2**. El mismo montaje experimental se utilizó para la toma de datos donde se requirió el uso de la cámara de ionización y el juego de láminas, como por ejemplo en la medida de los factores de campo con Pin Point.

Figura 7-2: Montaje para cámara Pin Point en Calibración Cruzada y Medidas, tomada y modificada de [26].



Las pruebas de: Calibración Cruzada, Repetitividad, Reproducibilidad, Linealidad, Factores de Campo y Dependencia con la Tasa de Dosis, se realizaron bajo el siguiente montaje:

Figura 7-3: Montaje para caracterización de arreglo de cámaras PTW Octavius Seven29, tomada y modificada de [26].



Para la última prueba, es decir, la verificación de la dependencia angular el montaje con cámara Pin Point se muestra en la **Figura 7-4** y de manera análoga el montaje con el arreglo de detectores Seven29, se puede observar en la **Figura 7-8a**.

Figura 7-4: Esquema para toma de medidas con cámara Pin Point.



7.3.2.2 Caracterización del EPID.

Planeación:

1. *Verificación de Repetitividad:* Para esta prueba se tomó como referencia el valor medio con su desviación estándar, irradiando 30 veces el EPID bajo las mismas condiciones como son: una distancia fuente detector de 100 cm, energía de fotones de 6 MeV, un campo fijo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$, con tasa de dosis de 600 UM/min y (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500 UM), lo anterior para analizar la estabilidad del dispositivo mediante el Índice de Pearson [17].
2. *Verificación de Reproducibilidad:* Se evaluó según el índice de Variabilidad de Pearson para medidas que se tomaron bajo las mismas condiciones pero a diferentes intervalos de tiempo, medio (semanas) y largo plazo (meses), para el presente trabajo se irradió el EPID una vez por semana, con una distancia fuente detector de 100 cm, con una energía de 6 MeV en un campo fijo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, tasa de dosis de 600 UM/min y 50 UM, cada dato se tomó según disponibilidad del Acelerador [20, 21, 30-32].
3. *Verificación de Linealidad:* La linealidad de la dosis se evaluó para fotones de energía de 6 MeV, irradiando el EPID a una distancia fuente detector de 100 cm, con un tamaño de campo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$, con tasa de dosis de 600 UM/min y unidades monitor así (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500 UM), cada dato se tomó de un promedio de 30 medidas [17, 20, 21, 28-32].
4. *Verificación de Factores de Campo:* El rendimiento del EPID según sea el tamaño de campo se elaboró irradiando el dispositivo de medida a una distancia fuente detector (DFD) de 100 cm con una energía de 6 MeV en campos fijos entre $2 \times 2 \text{ cm}^2$ hasta $30 \times 30 \text{ cm}^2$, tasa de 500UM/min y entregando 100 UM, cada dato se sacó de un promedio de 10 medidas [20, 21, 28, 30, 32, 33], esta verificación se hizo también con una cámara

PTW PinPoint a una profundidad de 8.0 mm en tanque de agua (*PTW - SCANLIFT*) cada dato se obtuvo del promedio de 3 medidas consecutivas, todos los datos se normalizaron al tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [30].

5. *Verificación de Saturación y Dependencia según la Tasa de Dosis:* Para verificar el rendimiento del EPID según la tasa de dosis, se irradió el dispositivo con fotones de energía de 6 MeV, a una distancia fuente detector de 100 cm, en un campo fijo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, entregando 150 UM con diferentes tasas de dosis así (100, 200, 300, 400, 500 y 600 UM/min), cada dato se promedió de 10 medidas [20, 21, 28, 31].
6. *Verificación de Dependencia Angular:* Se realizó programando 50 UM, para un haz de fotones de energía de 6 MeV, con una distancia fuente detector (DFD) de 100 cm, en un campo fijo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, este procedimiento se elaboró cada 10° hasta completar un arco completo, se decidió no hacer la verificación con campos modulados como se propone en la bibliografía [20, 31], para evitar la posible introducción de un error por las multihojas; para ésta prueba en especial hay dos montajes, en el primero se colocó la herradura y en ella una bandeja con agujeros y se irradió el detector como se mencionó anteriormente, extrayendo el valor reportado de unidades de calibración en el centro de cada imagen, el valor de Índice Gamma al igual que el dato de Gamma Promedio, con un criterio de 1 mm - 1 % en los casos requeridos, comparando todos los ángulos descritos con la imagen tomada en 0° , en el segundo montaje se quitó la tapa de fibra de vidrio y se colocó una hoja de papel milimetrado sobre el EPID, con el fin de realizar una inspección visual del desplazamiento mecánico del detector con respecto a la retícula del campo luminoso, también se realizó cada 10° hasta completar un arco.
7. *Verificación Efecto de Memoria (Ghosting):* Se realizó tomando dos campos consecutivos con una distancia fuente detector de 100 cm, energía de fotones de 6 MeV, pero con diferente tamaño de campo y diferente número de unidades monitor, se hizo en tres partes diferentes, pero todas se normalizaron a un valor medio obtenido en los campos de mayor tamaño [20, 21, 28-32].
 - Diferencia máxima de UM: el primer campo tuvo dimensiones de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se irradió con 500 UM, el segundo campo tenía una dimensión de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y fue irradiado con 10 UM, al finalizar se comparó el segundo campo irradiado, con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ que fue irradiado previamente con 10 UM.
 - Diferencia media de UM: el primer campo se diseñó con dimensiones de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se irradió con 50 UM, el segundo campo a irradiar tenía una dimensión de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y se le entregó 10 UM, al finalizar se comparó el segundo campo, con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ irradiado previamente con 10 UM.

- Diferencia mínima de UM: el primer campo con dimensiones de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ se irradió con 50 UM, el segundo campo, de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ fue irradiado con 50 UM, al finalizar se comparó el segundo campo, con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ irradiado previamente con 50 UM.
8. *Verificación Efecto de Demora o Corrimiento de la Imagen (Image Lag)*: Éste efecto se evaluó para fotones de energía de 6 MeV, irradiando el EPID a una distancia fuente detector de 100 cm, con un tamaño de campo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$, con tasa de dosis de 600 UM/min y unidades monitor así (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500 UM), cada dato se tomó de un promedio de 30 medidas [20, 21, 32].

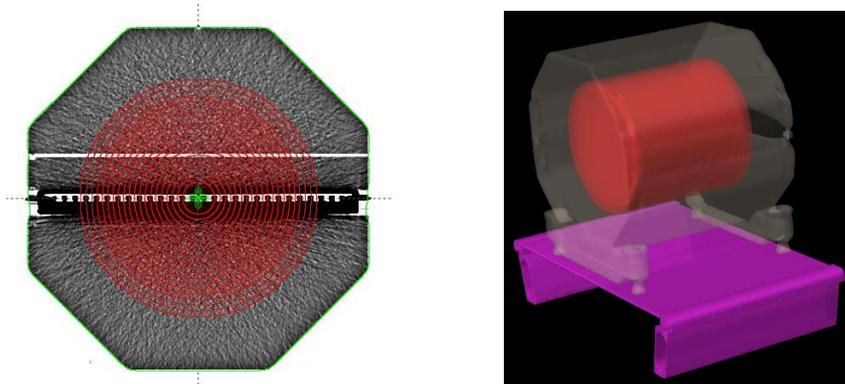
Montajes:

Para todas las pruebas propuestas en la caracterización del EPID excepto dependencia angular, se tuvo en cuenta el montaje descrito en la *Figura 7-8b*.

7.3.2.3 Prueba de dependencia con el tamaño del volumen a irradiar.

Planeación:

Figura 7-5: Diseño de estructuras para analizar dependencia con el tamaño del blanco.



Se diseñaron estructuras concéntricas de diferente tamaño pero misma forma, con el fin de observar el resultado del Índice Gamma según sea el tamaño del volumen o estructura a irradiar y determinar si existe algún tipo de relación, éstas estructuras tienen forma de cilindro con una longitud similar a su diámetro con valores que varían desde 3 cm hasta 22 cm con pasos de 1 centímetro, cada una de esas estructuras se planeó a diez 10 sesiones con una dosis de 200 cGy por fracción que fue entregada en 2 arcos y una rejilla de cálculo de 2 mm, todos los planes se elaboraron cumpliendo un índice de conformación de 1.05.

Montajes:

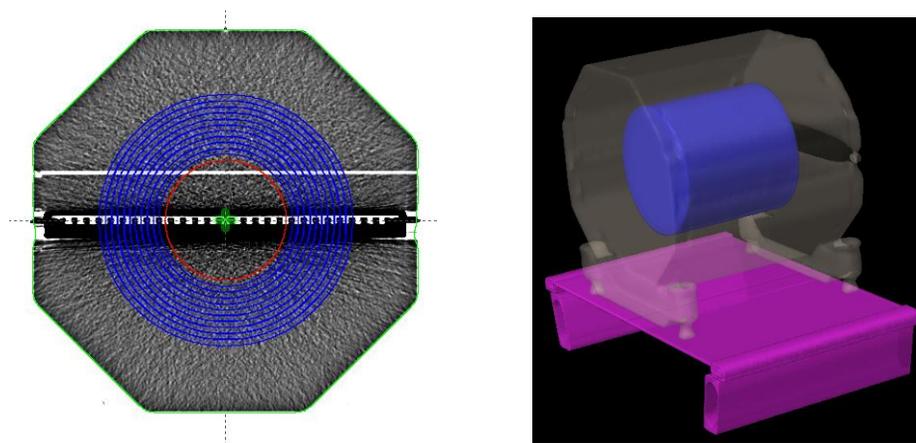
El montaje para la presente prueba se ilustra en la **Figura 7-8**, tanto para el PTW OCTAVIUS II + Seven29 como para el EPID.

7.3.2.4 Prueba de relación entre la caída de dosis y el análisis gamma.

Planeación:

Tomando como base el cilindro con diámetro de 10 cm por 10 cm de largo, se crearon otras estructuras de control a su alrededor en forma de anillo con un ancho igual a 0.5 cm (Color Azul) ver **Figura 7-6**, que permiten modelar diferentes caídas de dosis para un mismo blanco, de tal forma que se puede evaluar si existe alguna relación con el resultado del Índice Gamma, la planeación se realizó con energía de 6 MeV, una rejilla de cálculo de 2 mm y una dosis por sesión de 200 cGy que se entregó en 2 arcos. En total fueron 8 planes; en el primer plan el anillo tuvo un ancho de 0.5 cm y se colocó a una distancia de 0.5 cm del volumen a irradiar; para los demás planes la distancia de los anillos desde el cilindro rojo (volumen a irradiar) fue: 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5 y 4.0 cm, la dosis deseada al 95% del volumen de cada anillo azul fue de 150 cGy.

Figura 7-6: Diseño de estructuras para analizar dependencia entre DVH y Análisis Gamma.

Montajes:

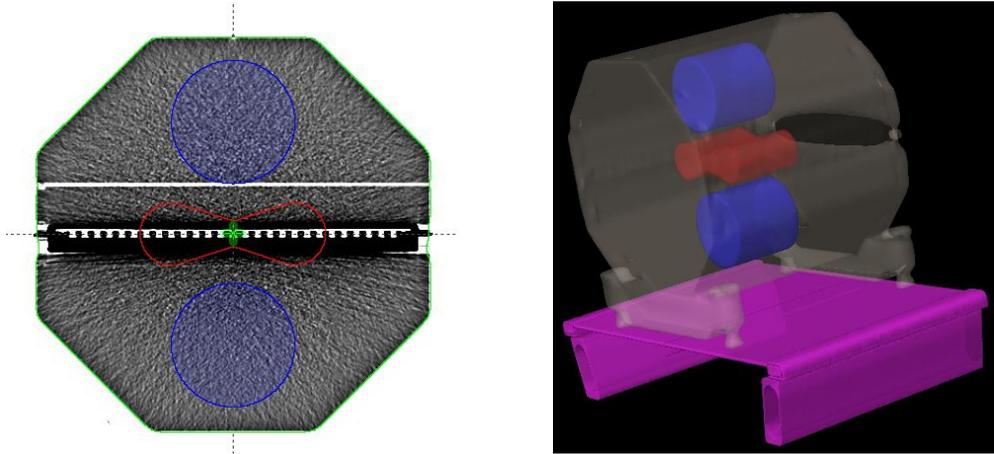
El montaje para la presente prueba se ilustra en la **Figura 7-8**, tanto para el PTW OCTAVIUS II + Seven29 como para el EPID.

7.3.2.5 Prueba para análisis en ángulos críticos.

Planeación:

Se diseñó una estructura en forma de corbatín (Volumen a irradiar) que se elaboró con 2 cilindros de 5 cm de diámetro por 10 cm de largo, que se encuentran separados por una distancia de 10 cm entre sus centros, ver **Figura 7-7**.

Figura 7-7: Diseño de estructuras para comportamiento en ángulos críticos.



Además de un cilindro de 2 cm de diámetro por 10 cm de largo ubicado en el centro y uniéndolos como se muestra en la **Figura 7-7** (Color Rojo), agregando como estructuras a riesgo 2 cilindros de 10 cm de diámetro por 10 cm de largo (Color Azul) que se encuentran separadas 19 cm desde sus centros, el corbatín se planeó con energía de 6 MeV, rejilla de cálculo de 2 mm, diez 10 sesiones con una dosis de 200 cGy por fracción que se entregó en 2 arcos entre 200° y 160°, con una zona prohibida entre 340° y 20°; en la cual el acelerador no entregará ninguna unidad monitor, además se buscaba generar una mayor tasa de dosis en cercanías a ángulos críticos de 90° y 270°.

Montajes:

El montaje para la presente prueba se ilustra en la **Figura 7-8** tanto para el PTW OCTAVIUS II + Seven29 como para el EPID.

7.3.2.6 Planeaciones de tratamiento de Cabeza y Cuello y Próstata.

Planeación:

Fueron necesarias un total de veinte 20 planeaciones en pacientes, dispuestas así: 10 planeaciones de cabeza y cuello al igual que 10 planeaciones para próstata todas con la técnica de VMAT, a las cuales se realizó su respectivo control de calidad con los 2 dispositivos de medida que cuenta el Instituto de Oncología Carlos Ardila Lülle, del Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá, es decir, el PTW OCTAVIUS II + Seven29 y EPID.

Montajes:

Los montajes necesarios para los controles de calidad de las planeaciones se describen a continuación: en el caso del PTW-OCTAVIUS II + Seven29 se introdujo la matriz de detectores Octavius Seven29 dentro del simulador octogonal equivalente a agua Octavius II, verificando que se colocara en la misma posición de la TC, nivelando el simulador, garantizando una distancia fuente superficie (DFS) de 84 cm y una distancia fuente cámara de 100 cm.

Figura 7-8: Esquema del montaje de medidas para el PTW-OCTAVIUS II + Seven29 (a) y Esquema del montaje de medidas para el EPID (b).



(a)



(b)

En el caso del EPID sólo se necesita garantizar una distancia fuente detector de 100 cm.

8. Resultados y Análisis.

8.1 Caracterización Octavius II + Seven29.

8.1.1 Calentamiento y Calibración Cruzada.

En el proceso para obtener la dosis de referencia utilizada en la calibración cruzada se tomó un total de 30 datos con la cámara Pin Point en cada valor de voltaje y 4 medidas para presión y temperatura, ver *Figura 7-2*, referenciando los resultados a continuación:

Tabla 8-1: Valores de la cámara para calibración cruzada.

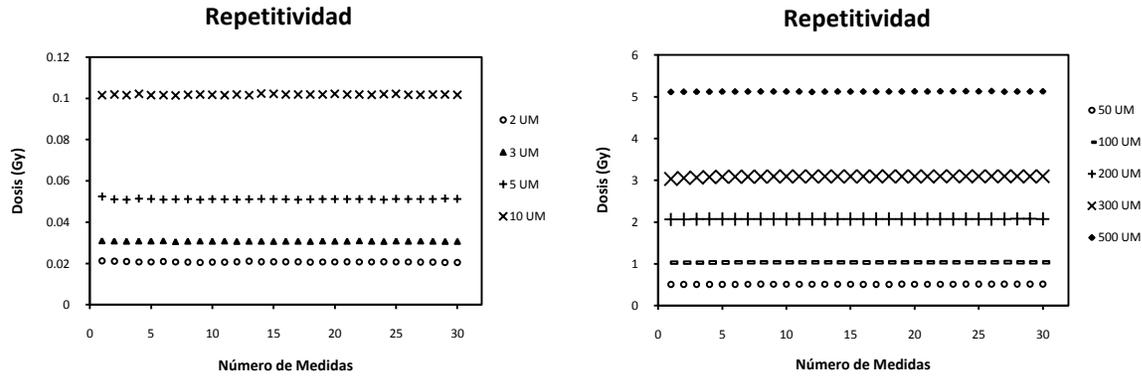
Voltaje	+300 V	+150 V	- 300 V	Medio
Valor Medio	0.2882	0.2877	0.2912	
Desviación Estándar	0.0007	0.0004	0.0006	
Presión [mmHg]	569.0 ± 0.5	569.0 ± 0.5	569.0 ± 0.5	569.0 ± 0.5
Temperatura [°C]	21.2 ± 0.1	21.4 ± 0.1	21.5 ± 0.1	21.3 ± 0.2
Temperatura Inicial [°C]	21.0 ± 0.1			
Presión Inicial [mmHg]	569.0 ± 0.5			
Corrección K_{TP}	1.345 ± 0.003			
Corrección K_{pol}	1.005 ± 0.001			
Corrección K_{ion}	1.001 ± 0.001			
Corrección K_{Q-Q_0}	0.9917			
Corrección N_{DW}	2.395 Gy/nC			
Dosis de referencia para la calibración cruzada	0.925 ± 0.007 Gy			

8.1.2 Repetitividad.

En la *Figura 8-1*, se esquematiza el comportamiento de la repetitividad de la cámara central para diferentes unidades monitor (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500); por facilidad visual se separó en 2 gráficas, con la finalidad de evitar la superposición de los datos debida a la escala, en la primera, que se encuentra a la izquierda, se graficó el comportamiento para 2, 3, 5 y 10 UM, en la segunda, que se encuentra a la derecha, se ilustra el comportamiento para 50, 100, 200, 300 y 500 UM, mostrando una buena

estabilidad, comparable con la reportada en la bibliografía [25], los resultados numéricos se describen en la **Tabla 8-2**.

Figura 8-1: Ilustración General para Repetitividad con Seven29.



En la **Tabla 8-2** se tiene el valor medio de 30 datos consecutivos reportados por la cámara central del detector, con su respectiva desviación estándar, el índice de Pearson indica la variabilidad de las medidas según las referencias del fabricante (IEC 60731 “International Electrotechnical Commission”) [64], el valor reportado para el error porcentual se hace entre los valores máximo y el mínimo encontrado dentro de los 30 datos tomados.

Tabla 8-2: Resultados Obtenidos para la Repetitividad Seven29.

UM	Valor Medio	Desviación Estándar	Índice de Pearson	Error % entre Max-Min
2	0.0207	0.0002	0.9 %	± 3.8 %
3	0.0308	0.0001	0.3 %	± 1.3 %
5	0.0512	0.0003	0.5 %	± 2.9 %
10	0.1018	0.0002	0.2 %	± 0.7 %
50	0.511	0.002	0.4 %	± 1.6 %
100	1.035	0.003	0.3 %	± 1.2 %
200	2.072	0.003	0.1 %	± 0.8 %
300	3.09	0.01	0.5 %	± 2.1 %
500	5.124	0.005	0.09 %	± 0.4 %

Para la toma de datos en 2, 3, 5, 10, 50, 100, 200 y 300 UM se utilizó el calentamiento del arreglo según recomendaciones del fabricante; si bien el resultado obtenido en 2 UM supera el índice de variabilidad reportado por el fabricante ($\pm 0.5 \%$), se observa que solamente 3 datos quedan por fuera del rango definido por la desviación estándar; en el caso de 500 UM, se realizó un calentamiento diferente irradiando el detector con 600 UM en un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ antes de realizar la calibración cruzada, encontrando resultados positivos, como se puede evidenciar tanto en la **Tabla 8-2** como en la **Figura 8-10**.

Figura 8-2: Repetitividad 2 UM.

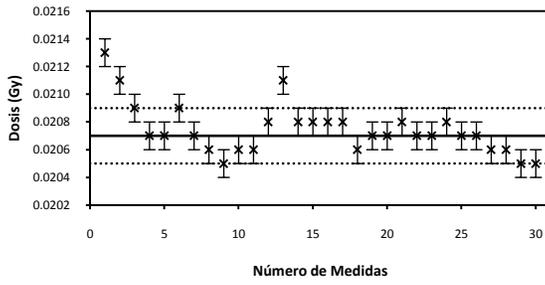


Figura 8-3: Repetitividad 3 UM.

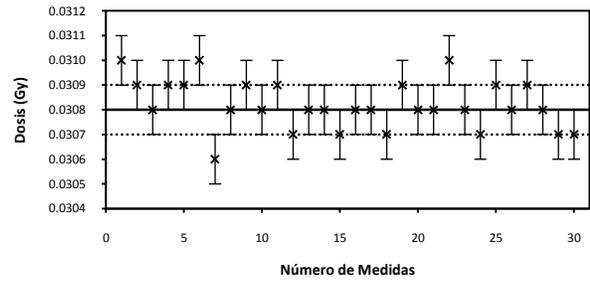


Figura 8-4: Repetitividad 5 UM.

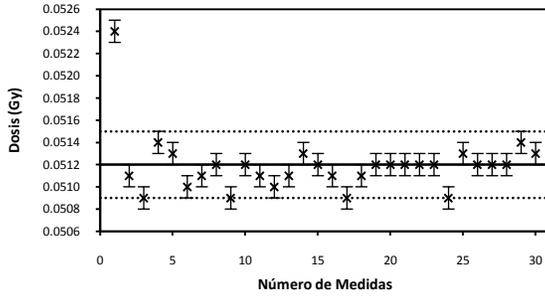


Figura 8-5: Repetitividad 10 UM.

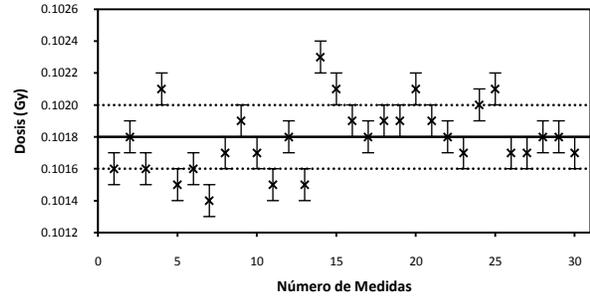


Figura 8-6: Repetitividad 50 UM.

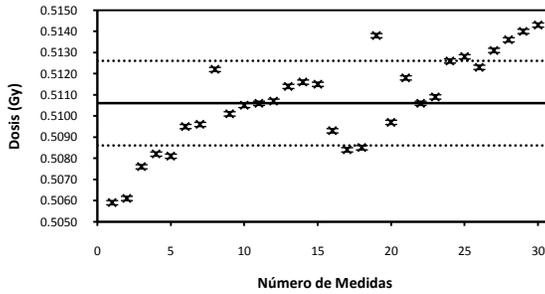


Figura 8-7: Repetitividad 100 UM.

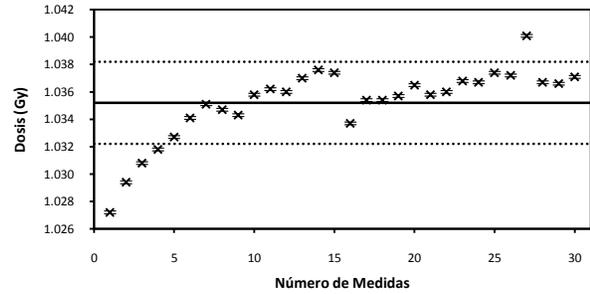


Figura 8-8: Repetitividad 200 UM.

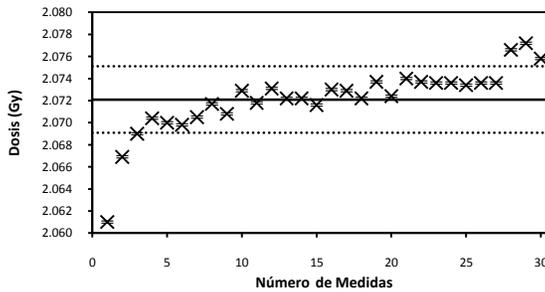


Figura 8-9: Repetitividad 300 UM.

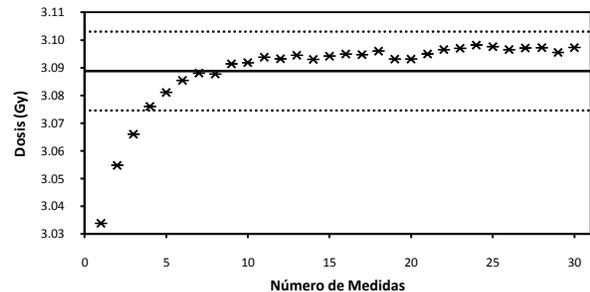
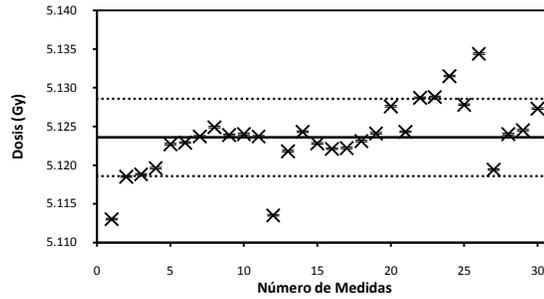
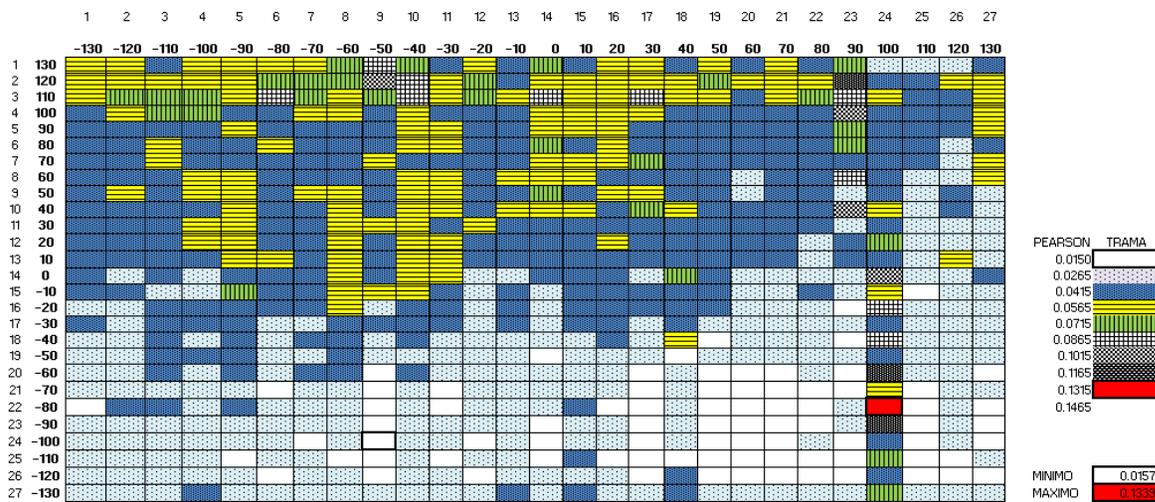


Figura 8-10: Repetitividad 500 UM.



Se observa de igual manera que para bajo número de unidades monitor, es decir 2, 3, 5 y 10 UM, hay una tendencia muy estable, ver **Figura 8-2** a **Figura 8-5**, a diferencia de lo observado a 50 UM, que muestra una tendencia creciente a medida que se toman las medidas con un error porcentual del 1.6 % entre el dato más bajo y el más alto registrado, ver **Figura 8-6**; en los demás, es decir, 100, 200, 300 y 500 UM, se observa un comportamiento creciente en los primeros datos y posteriormente se llega a una meseta donde permanecen en un rango de estabilidad aceptable, ver **Figura 8-7** a **Figura 8-10** y **Tabla 8-2**, los resultados en 500 UM fueron de gran importancia ya que el procedimiento de calentamiento se realizó con 600 UM.

Figura 8-11: Repetitividad de las 729 cámaras de ionización.



Posteriormente se analizó el comportamiento en repetitividad de las Seven29 cámaras de ionización que componen el detector, la prueba se elaboró con los últimos 10 datos reportados en el test de repetitividad a 300 UM, con la diferencia que no se evaluó solamente la cámara central, obteniendo el índice de Pearson de las 729 cámaras, en la **Figura 8-11**, se ilustra en las casillas blancas la posición de las cámaras donde el índice de

variación osciló entre 0.0150 % y 0.0265 %, en las casillas de color azul claro con puntos negros se observa la posición de las cámaras con un índice de Pearson entre 0.0265 % y 0.0415 % y así sucesivamente.

En la **Figura 8-11**, se puede observar un plano de distribución del índice de variación, encontrando que en la parte más caudal del detector hay una cantidad apreciable de detectores con índice de variación bajo, a diferencia de lo que sucede en la parte más craneal o superior donde hay cámaras con un índice de variación mayor, se aprecia de igual forma que la fila 24, en la posición 100, contiene las cámaras con el mayor índice de variación, además de no tener un comportamiento similar a las demás filas, sin embargo, todas las cámaras de ionización cumplen con los requerimientos de la IEC 60731 “International Electrotechnical Commission”) [64], es decir un índice del (± 0.5 %), es importante recordar que los 10 valores usados ya se encuentran en la meseta de estabilidad, ver **Figura 8-9**.

Figura 8-12: Repetitividad en las 729 cámaras.

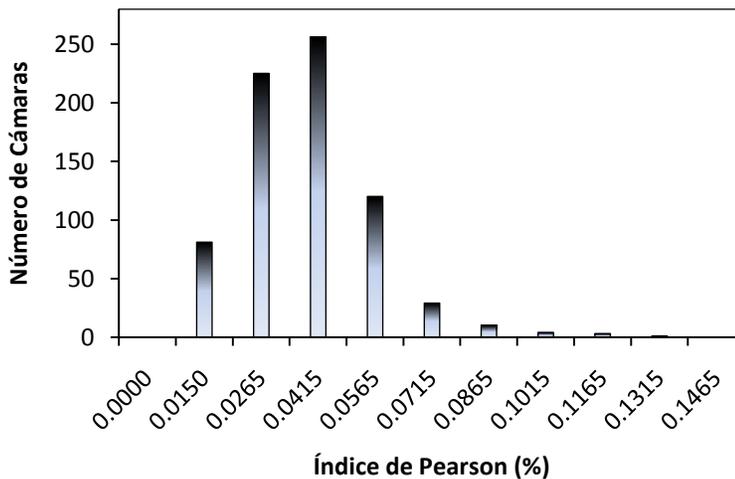


Tabla 8-3: Repetitividad.

Índice	Cámaras
0.0000	0
0.0150	81
0.0265	225
0.0415	256
0.0565	120
0.0715	29
0.0865	10
0.1015	4
0.1165	3
0.1315	1
0.1465	0

En la **Figura 8-12** y **Tabla 8-3**, se ilustra que 256 cámaras de ionización tuvieron un índice de variabilidad que oscila entre 0.0415 % y 0.0565, además que ninguna cámara superó un índice del 0.1465 %; Resultado que mostró una gran estabilidad en las medidas del detector luego de llegar a la meseta descrita en la **Figura 8-9**. Y mostrando la importancia de realizar un buen procedimiento de calentamiento pre-irradiación del detector.

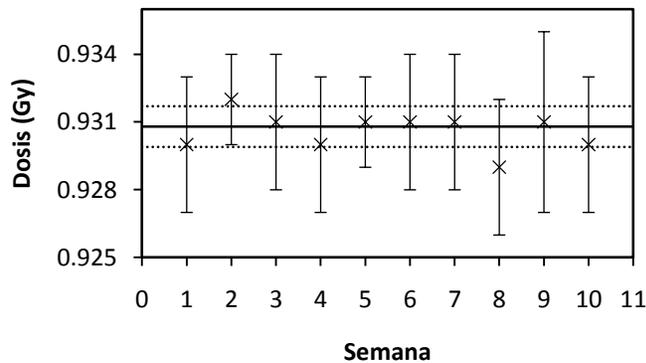
8.1.3 Reproducibilidad.

En la **Figura 8-13**, se observa la reproducibilidad de la cámara central del Octavius Seven29, a lo largo de 10 semanas, equivalentes a dos meses y medio; cada semana se

tomaron 10 datos consecutivos, en cada uno se entregó 100 UM y de allí se sacó el valor medio y su desviación estándar, en la gráfica se observa el valor medio ponderado de la dosis 0.9308 ± 0.0009 Gy, los resultados muestran que el detector tiene una buena reproducibilidad en el tiempo y además los datos obtenidos son coherentes, incluso mejores que los reportado en la bibliografía [25] donde reportan una variación inferior al 1 %, resaltando que sus medidas se realizaron a lo largo de 4 meses, los mismos resultados son publicados en [26], que realizó sus medidas en un periodo de 5 meses, los datos obtenidos se describen en la **Tabla 8-4**.

Tabla 8-4: Resultados obtenidos para Reproducibilidad de la cámara central.

Figura 8-13: Reproducibilidad.

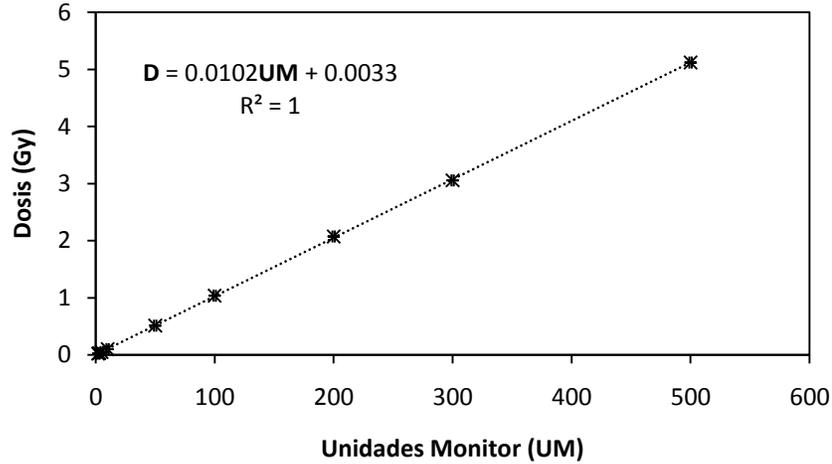


Día	Valor Medio	Desviación Estándar
1	0.930	0.003
2	0.932	0.002
3	0.931	0.003
4	0.930	0.003
5	0.931	0.002
6	0.931	0.003
7	0.931	0.003
8	0.929	0.003
9	0.931	0.004
10	0.930	0.003
Media Ponderada	0.9308	0.0009
Índice de Pearson	0.1 %	
Error % Max-Min	$\pm 0.32\%$	

8.1.4 Linealidad.

Los datos obtenidos para cada número de unidades monitor, provienen de un grupo de 10 tomas consecutivas, cada uno con su respectiva desviación estándar, ver **Tabla 8-5**.

El resultado de la prueba de linealidad se ilustra en la **Figura 8-14**, junto con la ecuación de regresión lineal, donde se observa, que la respuesta de la cámara central del Octavius Seven29 tuvo un comportamiento lineal con respecto a las UM implementadas y la dosis medida, dentro del rango de 2 UM a 500 UM, con un coeficiente de linealidad $R = 1$, como se ilustra en la **Figura 8-14**.

Figura 8-14: Linealidad del Octavius Seven29.**Tabla 8-5:** Resultados obtenidos para la linealidad del Octavius Seven29.

Unidades Monitor	Dosis (Gy)	Desviación Estándar
2	0.0207	0.0001
3	0.0308	0.0001
5	0.0512	0.0001
10	0.1018	0.0001
50	0.513	0.001
100	1.037	0.001
200	2.075	0.001
300	3.057	0.003
500	5.121	0.004

Ésta dependencia lineal de la dosis es un requisito fundamental para que una cámara de ionización sea empleada como dosímetro; los resultados obtenidos son compatibles con los reportados en la bibliografía [25, 26]

8.1.5 Factores de Campo.

Los factores de campo obtenidos con la cámara central del Octavius Seven29, son coherentes con los valores obtenidos por la cámara Pint Point hasta el tamaño de campo de 15x15 cm²; se observó para el campo de 20x20 cm² un error porcentual entre los dos dispositivos de medida del 0.8%, con una diferencia máxima en el campo de 27x27 cm² de 1.2%, resultados muy similares a lo reportados en la bibliografía (26), a diferencia de lo reportado en [25], donde la variación máxima fue de 0.4%, ver **Figura 8-15**, éste aumento progresivo en la diferencia de los factores de campo desde el tamaño de 10x10 cm² en adelante podría impactar en los resultados de Índice Gamma de volúmenes grandes.

En la **Tabla 8-6** se presentan los resultados obtenidos para los factores de salida en los diferentes tamaños de campo cuadrados, cada dato se obtuvo del promedio de 10 medidas con su respectiva desviación estándar, el error porcentual que se reporta se tomó entre la medida de la cámara de ionización y el dato reportado por la cámara central del Seven29.

Figura 8-15: Factores de Campo para Octavius Seven29 y cámara Pin Point.

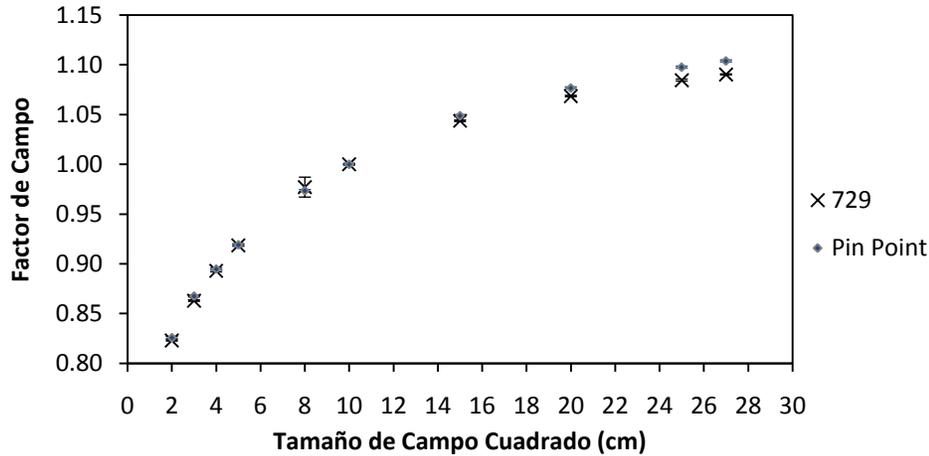


Tabla 8-6: Resultados obtenidos para los factores de salida del Octavius Seven29.

Campo	Octavius Seven29		Cámara Pin Point		Error Porcentual
	Factor de Campo Medio	Desviación Estándar	Factor de Campo Medio	Desviación Estándar	
2	0.823	0.002	0.826	0.001	0.3 %
3	0.863	0.002	0.868	0.001	0.5 %
4	0.893	0.002	0.895	0.001	0.2 %
5	0.918	0.002	0.919	0.001	0.1 %
8	0.98	0.01	0.974	0.001	- 0.4 %
10	1.000	0.001	1.000	0.001	0.0 %
15	1.044	0.002	1.049	0.001	0.5 %
20	1.068	0.002	1.077	0.001	0.8 %
25	1.085	0.002	1.098	0.001	1.2 %
27	1.090	0.001	1.104	0.001	1.2 %

8.1.6 Dependencia Según la Tasa de Dosis.

Los resultados obtenidos se muestran en la **Figura 8-16** y **Figura 8-17**, cada dato se obtuvo de un promedio de 10 medidas consecutivas con su respectiva desviación estándar, ver **Tabla 8-7**; el valor obtenido para la tasa de 100 UM/min no es estadísticamente el mismo que se midió para la tasa de 600 UM/min, como se evidencia más claramente en la **Figura 8-17**, se tiene que su diferencia porcentual es del 0.4 %, esta variación no es representativa clínicamente, además el índice de Pearson para los 6 datos obtenidos de la

variación en la tasa de dosis es del 0.2 %, menor al reportado en la bibliografía [26] donde encontraron un índice de variabilidad del 0.7 % en la energía de 6 MeV.

Figura 8-16: Dependencia de la Dosis con la Tasa de Dosis.

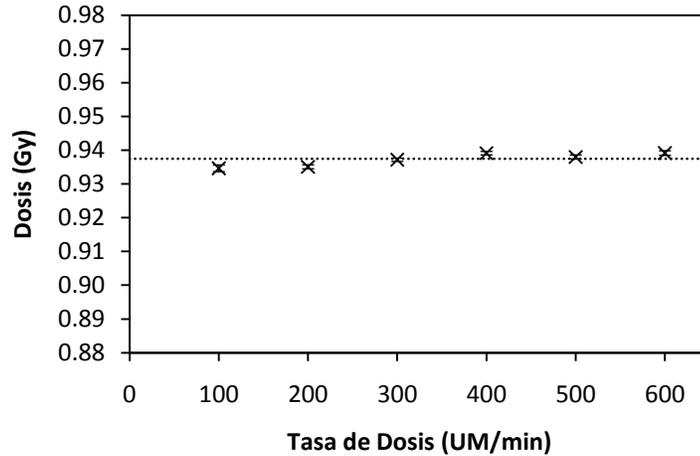


Figura 8-17: Complemento ajustando la escala en dependencia de la Tasa de Dosis.

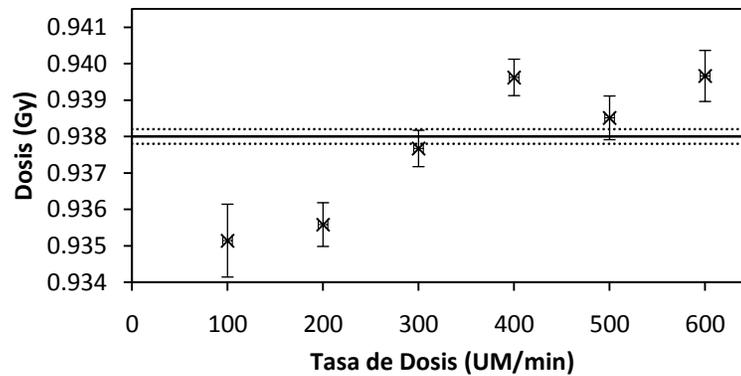


Tabla 8-7: Dependencia del Seven29 con Diferentes Valores de Tasa de Dosis.

Tasa de Dosis	Valor Medio	Desviación Estándar
100	0.935	0.001
200	0.9351	0.0006
300	0.9372	0.0005
400	0.9391	0.0005
500	0.9380	0.0006
600	0.9392	0.0007

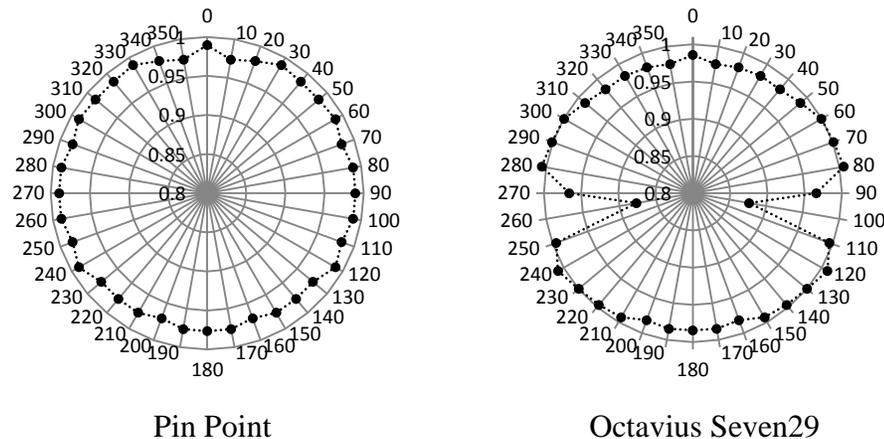
Analizando los datos recolectados en la **Tabla 8-7** se puede inferir que el dispositivo Octavius Seven29 tiene una respuesta independiente de la tasa de dosis en un rango que

oscila entre 100 UM/min y 600 UM/min, según la **Figura 8-16** y **Figura 8-17**, el valor medio ponderado para los 6 valores de tasa de dosis en el rango anteriormente mencionado, es de 0.9375 ± 0.0002 , éstos resultados en la independencia de la tasa de dosis son coherentes con lo reportado en la bibliografía [26].

8.1.7 Dependencia Angular.

Los resultados de la dependencia angular del Octavius Seven29, son coherentes con los reportados en la bibliografía, [13, 23, 63], si bien, la prueba se diseñó de una manera diferente, se encontró que efectivamente el arreglo de cámaras tiene una fuerte dependencia angular entre 80 y 110 grados, por simetría se tiene lo mismo entre 250 y 280 grados, ver **Figura 8-18**; es evidente la subdosificación obtenida en los ángulos anteriormente mencionados, éste efecto no es reportado en [26] ya que sólo se evaluó medio arco comprendido entre 270 y 90 grados.

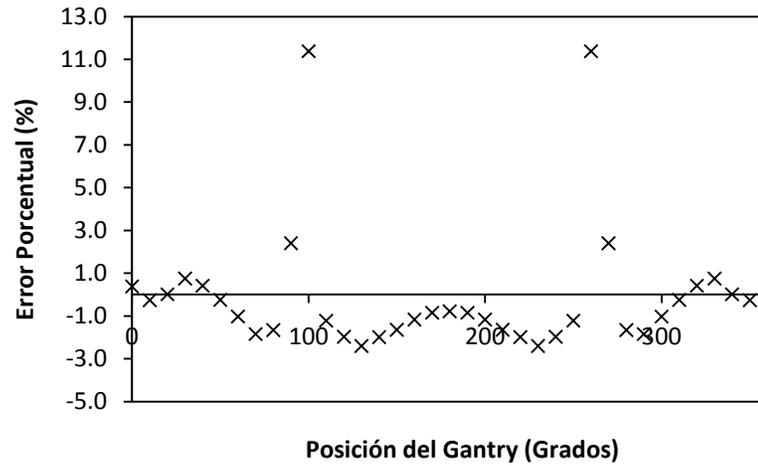
Figura 8-18: Dependencia Angular.



Todos los valores reportados se normalizaron a 50 cGy, en el caso de las medidas obtenidas para la cámara de ionización fue necesario realizar las respectivas correcciones por presión y temperatura, como también recombinación y polarización.

La diferencia máxima obtenida se halló en 100° y 260° ver **Figura 8-18** con un error porcentual entre la dosis obtenida por la cámara Pin Point y la cámara central del Octavius Seven29 del 12.3 %, ver los dos puntos más altos en la **Figura 8-19**, superior a lo reportado en la bibliografía, en [13] se encontró una diferencia aproximada del 5.5 % en dos ángulos específicos, 90° y 270° , mientras que en [23] se reportó una diferencia máxima del 8 % en el sector comprendido entre 75° y 105° , así mismo, [63] encontró un error del 8 % en la región comprendida entre 100° y 260° , los mismos ángulos reportados en la **Figura 8-18** y **Figura 8-19** del presente trabajo.

Figura 8-19: Error Porcentual Cámara Pin Point vs arreglo Octavius Seven29

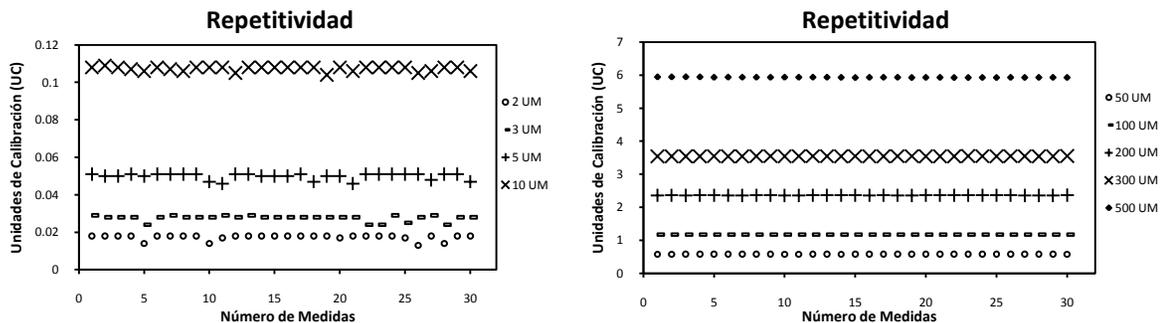


8.2 Caracterización del EPID.

8.2.1 Repetitividad.

En la **Figura 8-20**, se muestra el comportamiento de la repetitividad en el centro del detector (EPID) para diferentes unidades monitor (2, 3, 5, 10, 50, 100, 200, 300 y 500); por facilidad visual se separó en 2 gráficas, con la finalidad de evitar la superposición de los datos debida a la escala, en la primera, que se encuentra a la izquierda, se graficó el comportamiento para 2, 3, 5 y 10 UM, en la segunda, que se encuentra a la derecha, se ilustra el comportamiento para 50, 100, 200, 300 y 500 UM, todos los datos se tomaron con tasa de dosis de 600 UM/min mostrando una buena estabilidad, en unidades monitor altas, a diferencia de lo obtenido en unidades monitor bajas, los resultados numéricos se describen en la **Tabla 8-8**, la diferencia en los resultados obtenidos puede deberse a la tasa de dosis con la que se realizó la prueba, se espera que para tasas de dosis más bajas los resultados en la repetitividad con bajo número de unidades monitor mejore.

Figura 8-20: Ilustración General para Repetitividad con Portal



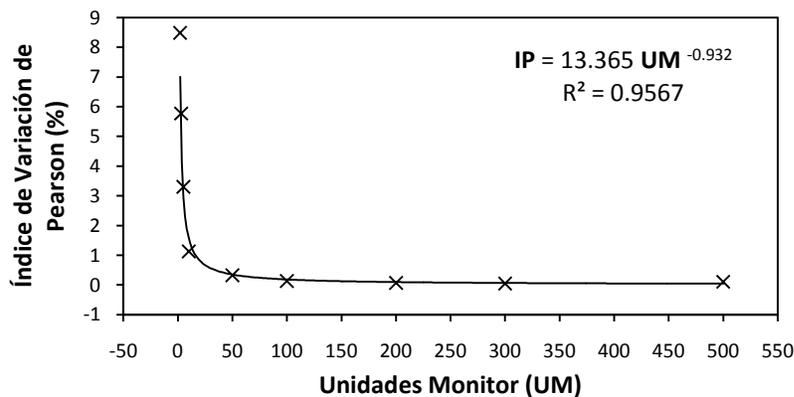
Los resultados obtenidos de 0.1 % en el Índice de Pearson a 100 UM, son coherentes con los reportados por la bibliografía [17] donde obtuvo un error relativo de 0.3 %, en la entrega de 100 UM (sólo realizó repetitividad a 100 UM), esta prueba de repetitividad sólo se realizó por un autor [17] todos los demás, se enfocaron únicamente en reproducibilidad; curiosamente los resultados hallados en estas pruebas para repetitividad tienen un comportamiento muy similar a los resultados obtenidos en reproducibilidad de algunos autores [20, 21, 30-32], el análisis se detalla más adelante.

Tabla 8-8: Repetitividad con Portal.

UM	Valor Medio	Desviación Estándar	Índice de Pearson	Error % entre Max-Min
2	0.017	0.001	8.5 %	± 27.8 %
3	0.028	0.002	5.8 %	± 17.2 %
5	0.050	0.002	3.3 %	± 9.8 %
10	0.107	0.001	1.1 %	± 4.8 %
50	0.579	0.002	0.3 %	± 1.0 %
100	1.173	0.002	0.1 %	± 0.5 %
200	2.361	0.002	0.07 %	± 0.3 %
300	3.546	0.002	0.05 %	± 0.2 %
500	5.929	0.006	0.1 %	± 0.3 %

En la **Tabla 8-8** se muestran los resultados obtenidos con una tasa de dosis de 600 UM/min, ilustrando el valor medio de las unidades de calibración (UC) de los 30 valores que se tomaron consecutivamente para diferentes UM, al igual que la desviación estándar y el índice de variabilidad; el error porcentual que se reporta se obtuvo entre el valor más alto y el más bajo de cada grupo de 30 medidas, la dependencia de los índices de variación con respecto a las UM suministradas se observan en la **Figura 8-21** y **Tabla 8-8**.

Figura 8-21: Índice de Variación de Pearson según UM Suministradas.



Si bien la **Figura 8-21** elaborada con los datos de repetitividad tiene la misma forma y comportamiento que las descritas en reproducibilidad de los autores [20, 21], evidenciando

un aumento brusco en el índice de Pearson por debajo de 5 UM, llama la atención la diferencia entre los resultados numéricos con varios autores [20, 21, 30-32], como se observa en la **Tabla 8-9**.

Tabla 8-9: Comparación Reproducibilidad Otros Autores y Repetitividad

Autor	Detector	Tasa de Dosis	Prueba	UM	Variación
Ripol [32]	OptiVue 1000 ST SIMENS	El autor no la reportó	Reproducibilidad	1	2 %
				> 10	< 0.4 %
Omar [20]	Portal Vision aS500 VARIAN	500	Reproducibilidad	1	12 %
				2 y 5	< 4 %
				> 10	< 0.58 %
Esch [30]	Portal Vision aS500 VARIAN	El autor no la reportó	Reproducibilidad	El autor no la reportó	2 %
Oscar [21]	Portal Vision aS1000 VARIAN	400	Reproducibilidad	2	5 %
				> 10	< 1 %
Wahlin [31]	Portal Vision aS1000 VARIAN	El autor no la reportó	Reproducibilidad	20	2.2 %
				200	0.7 %
Trabajo Actual	Portal Vision aS1000 VARIAN	600	Repetitividad	2	8.5 %
				5	3.3 %
				10	1.1 %
				20	< 1 %
				200	0.07 %

Se observa que los mejores resultados los obtiene [32], pero con un EPID de referencia OptiVue 1000 ST instalado en un acelerador marca SIMENS y una tasa de dosis desconocida, ya que no la reporta en el artículo; al comparar los resultados obtenidos con los detectores aS1000 de [21, 31], la diferencia disminuye considerablemente, para los datos de 4 UM o mayores, la variación más representativa se muestra en 2 UM, pero se resalta la diferencia en la tasa de dosis utilizada, mientras que [21] tomó las medidas con 400 UM/min, el presente trabajo se realizó con 600 UM/min; con el fin de descartar una dependencia a bajo número de UM con la tasa de dosis, se toman 30 datos consecutivos a 2 UM con tres diferentes tasas de dosis (100, 300 y 600 UM/min), para un total de 90 valores, su valor medio, desviación estándar e índice de variación se muestran en la **Figura 8-22 y Tabla 8-10**.

Figura 8-22: 2 Unidades Monitor a diferentes tasas de dosis.

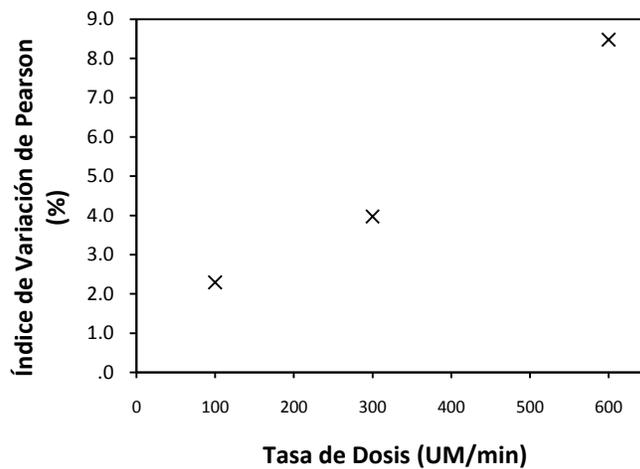


Tabla 8-10: 2 UM a diferentes tasas de dosis.

Tasa Dosis	Valor Medio	Desv. Estándar	Índice Pearson
100	0.0214	0.0005	2.3 %
300	0.0194	0.0008	4.0 %
600	0.017	0.001	8.5 %

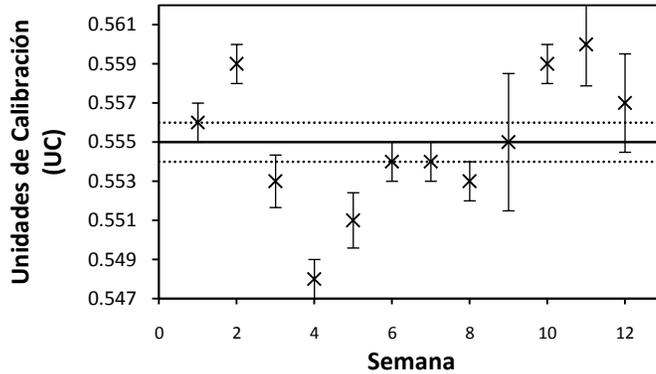
Los resultados que se muestran en la **Figura 8-22** indican que existe una dependencia entre bajo número de UM y la tasa de dosis, mostrando una mejora en la repetitividad a una tasa de dosis baja de 100 UM/min como se muestra en **Tabla 8-10**, mejorando los resultados obtenidos a 600 UM/min, aunque en ninguno de los casos para 2 UM se cumple los requerimientos en repetitividad del Índice de Pearson ≤ 0.5 %, encontrando para este trabajo como cota mínima aproximadamente 35 UM a una tasa de dosis de 600 UM/min, ver, **Figura 8-21**, si se desea mejorar este límite inferior en las UM sería necesario disminuir la tasa de dosis.

8.2.2 Reproducibilidad.

En la **Figura 8-23**, se observa la reproducibilidad del EPID, a lo largo de 12 semanas, equivalentes a tres meses; cada semana se tomaron los datos según la disponibilidad del equipo, en cada uno se entregó 50 UM con una tasa de dosis de 600 UM/min y de allí se obtuvo el valor medio y su desviación estándar, en la **Figura 8-23** se observa que hay una variación estadística con respecto al valor medio ponderado de las unidades de calibración (UC) 0.555 ± 0.001 UC, pero con un índice de Pearson de 0.2 %, los resultados indican que no hay una variación significativa en el ámbito clínico, es decir que el detector tiene una buena reproducibilidad en los tres meses y además que los datos obtenidos son coherentes, con lo reportado en la bibliografía [20, 21, 30-32], ver **Tabla 8-9** resaltando que sus medidas se realizaron a lo largo de 5 días, 2.5 meses, 12 meses, 5.5 meses, respectivamente, en el caso de [32], comenta que se toman 4 datos por número de unidades monitor en días diferentes pero no manifiesta cuantos días específicamente, los valores obtenidos en el presente trabajo se ilustran en la **Tabla 8-11** y **Figura 8-23**.

Tabla 8-11: Reproducibilidad en Portal.

Figura 8-23: Reproducibilidad en Portal.



Semanas	Valor Medio	Desviación Estándar
1	0.556	0.001
2	0.559	0.001
3	0.553	0.001
4	0.548	0.001
5	0.551	0.001
6	0.554	0.001
7	0.554	0.001
8	0.553	0.001
9	0.555	0.004
10	0.559	0.001
11	0.560	0.002
12	0.557	0.003

8.2.3 Linealidad.

El resultado de la prueba de linealidad se ilustra en la **Figura 8-24**, junto con la ecuación de regresión lineal, donde se observa, que la respuesta del EPID tuvo un comportamiento lineal en la respuestas de las UC con respecto a las UM implementadas, dentro del rango de 2 UM a 500 UM, con un coeficiente de linealidad $R = 1$.

Figura 8-24: Linealidad Portal.

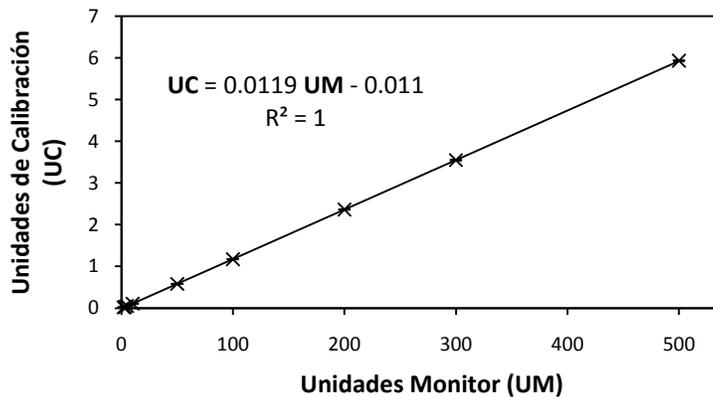
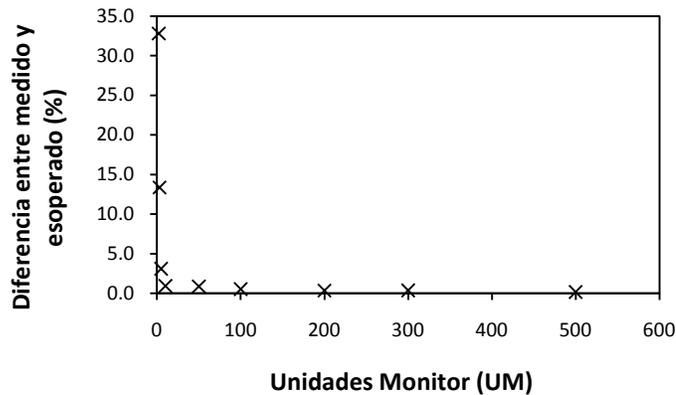


Tabla 8-12: Resultados de la linealidad del Portal.

Unidades Monitor	UC	Desviación Estándar
2	0.017	0.001
3	0.028	0.002
5	0.050	0.002
10	0.107	0.001
50	0.579	0.002
100	1.173	0.002
200	2.361	0.002
300	3.546	0.002
500	5.929	0.006

Ésta dependencia lineal en las UC del EPID es fundamental para que el detector sea empleado como dosímetro; los resultados obtenidos en la **Tabla 8-12** y la **Figura 8-24** son compatibles con los reportados en la bibliografía [17, 20, 21, 28-32], las diferencias entre el valor esperado y el valor medido se pueden observar en la **Figura 8-25** y **Tabla 8-13**.

Figura 8-25: Medido vs Esperado.**Tabla 8-13:** Medido vs Esperado.

UM	Diferencia
2	32.1 %
3	13.4 %
5	3.1 %
10	0.9 %
50	0.9 %
100	0.5 %
200	0.3 %
300	0.4 %
500	0.2 %

Como se puede observar en la **Tabla 8-14** y la **Figura 8-25**, de 5 UM monitor en adelante los datos obtenidos presentan una menor variación entre lo medido y lo esperado, incluso mejorando los datos reportados por algunos autores, notando que para 2 UM se tiene la mayor variación, por arriba de lo reportado en [30], pero sin olvidar que estos valores son resultado de una tasa de dosis de 600 UM/min, mostrando nuevamente la importancia de disminuir la tasa de dosis abajas unidades monitor.

Tabla 8-14: Comparación de la linealidad entre lo medido y lo esperado; con otros autores.

Autor	UM			
	2	5	8	30
Naizzir [20]	20 %	3 %	-----	-----
Garzón [21]	20.2 %	-----	6 %	-----
McDermont[29]	-----	6 %	-----	-----
Van Esch [30]	6 %	-----	-----	2 %
Wahlin [31]	25 %	-----	-----	-----
Trabajo Actual	32.8 %	3.1 %	< 3.1 %	0.9 %

8.2.4 Factores de Campo (FC).

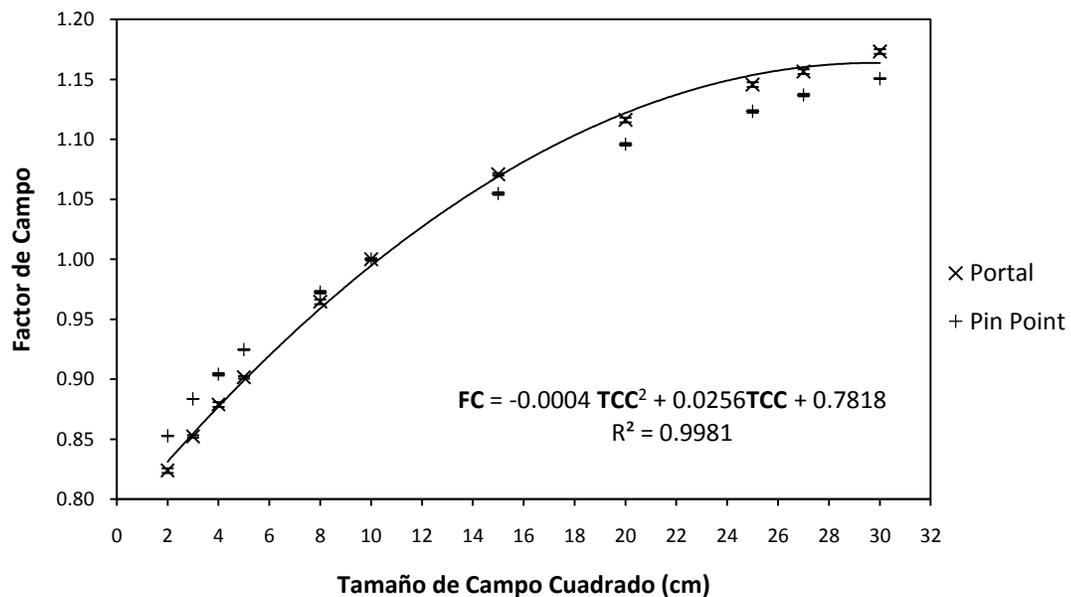
Los factores de campo obtenidos con el detector EPID, se ilustran en la **Figura 8-26** y se presentan en la **Tabla 8-15**, además, se muestra el error porcentual entre cada tamaño de campo cuadrado (TCC), tomando como valor teórico el reportado por la cámara de ionización, el comportamiento de los FC es coherente con lo reportado en la bibliografía [20, 21, 28, 30, 32], los autores [20] y [30] muestran la curva de tendencia para EPID, se

encontró una excelente correspondencia con lo reportado por [20], $OF(x,y) = 0.811 + 0.023TCE - 0.399 \times 10^{-3}TCE^2$, ver **Figura 8-26**, donde *TCE* es el tamaño de campo equivalente cuadrado, resaltando que él tiene el mismo detector; por otro lado [30] encontró $OF(x,y) = 0.850 + 0.0017EFS - 0.288 \times 10^{-3}EFS^2$, donde *EFS* es el tamaño de campo equivalente cuadrado, se encontró una mayor diferencia pero se deja claro que cuenta con un detector aS500.

Tabla 8-15: Resultados para los factores de salida del EPID y cámara Pin Point.

Campo	EPID		Cámara Pin Point		Error Porcentual
	Factor de Campo Medio	Desviación Estándar	Factor de Campo Medio	Desviación Estándar	
2	0.824	0.003	0.853	0.001	3.4 %
3	0.852	0.002	0.884	0.001	3.5 %
4	0.879	0.003	0.904	0.001	2.8 %
5	0.902	0.002	0.925	0.001	2.5 %
8	0.965	0.003	0.973	0.001	0.8 %
10	1.000	0.002	1.000	0.001	0.0 %
15	1.071	0.002	1.055	0.001	- 1.5 %
20	1.116	0.003	1.096	0.001	- 1.8 %
25	1.146	0.003	1.123	0.001	- 2.0 %
27	1.156	0.003	1.137	0.001	- 1.7 %
30	1.173	0.003	1.151	0.001	- 2.0 %

Figura 8-26: Factores de Campo para EPID y cámara Pin Point.



Algunos autores compararon lo reportado por EPID contra lo medido por una cámara de ionización [28, 30, 32], en todos los casos se observa el mismo comportamiento descrito en la **Figura 8-26**, en el caso de [28], con una DFD de 105 cm y una profundidad de 1.5 cm, reporta una diferencia del -2 % para el campo de 4x4 cm² y 2.5 % para el campo de 24x24 cm², [30] con dos diferentes distancia, DFD = 105 cm y DFD = 145 cm y una profundidad de 8 mm, mostró una diferencia de 2 %, en la **Tabla 8-15** se muestra que sólo mejoró la diferencia en el campo de 24x24 reportada por [28] ya que para éste caso en el campo de 25x25 cm² se obtuvo una diferencia de -2 %; lo que sí permanece constante con los autores que mostraron gráfica comparativa entre EPID y cámara de ionización, es la forma y distribución de las dos curvas, ver **Figura 8-26**, es decir que para campos inferiores a 10x10 cm² el EPID tiene valores menores de factor de campo con respecto a lo medido por la cámara de ionización, por el contrario, en campos mayores a 10x10 cm² el EPID muestra valores mayores a los reportados por la cámara de ionización.

8.2.5 Saturación y Dependencia Según la Tasa de Dosis.

Los resultados obtenidos se muestran en la **Figura 8-27**, cada dato se obtuvo de un promedio de 10 medidas consecutivas con su respectiva desviación estándar; si bien, el valor obtenido para la tasa de 100 UM/min no es el mismo que se midió para la tasa de 600 UM/min, se tiene que su diferencia porcentual es del 0.7 %, además el índice de Pearson para los 6 datos obtenidos es del 0.3 % y un error porcentual con respecto al valor medio máximo de 0.38 % para la tasa de dosis de 100 UM/min, valor que no mejora lo reportado por [21], quien reportó una desviación máxima de 0.12 % para 600 UM/min, en la **Figura 8-27** se observa que solo el dato de 500 UM/min se encuentra con el rango definido por el valor medio ponderado, pero los valores de error porcentual e índice de Pearson permiten considerar que los 6 datos aunque estadísticamente no son el mismo valor, en la práctica clínica su diferencia podría no ser apreciable.

Figura 8-27: Saturación y dependencia con la tasa de dosis del EPID.

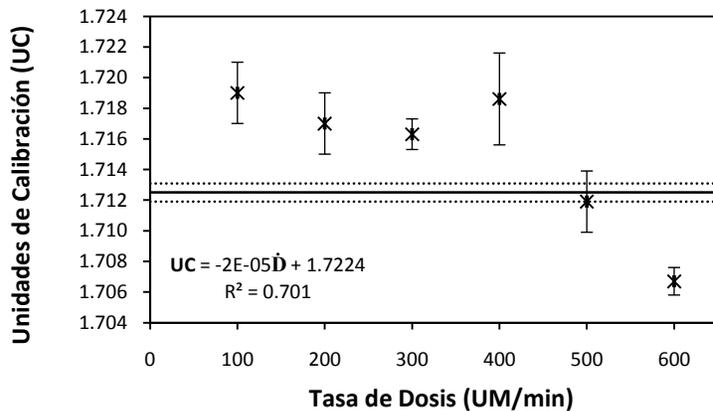


Tabla 8-16: Saturación y dependencia de la tasa de dosis del EPID.

Tasa de Dosis	Valor Medio	Desviación Estándar
100	1.719	0.002
200	1.717	0.002
300	1.716	0.001
400	1.719	0.003
500	1.712	0.002
600	1.707	0.001

De igual manera se obtuvo una pendiente menor en la ecuación de la recta que la reportada por [20], $Y = 0.001x + 76.6$, ver **Figura 8-27**, mostrando que el valor en Y tiende a una constante; se puede inferir que el dispositivo EPID tiene una respuesta independiente de la tasa de dosis entre 100 UM/min y 600 UM/min, el valor medio ponderado para los 6 valores en el rango anteriormente mencionado es de 1.7125 ± 0.0006 , éstos resultados en la independencia de la tasa de dosis son coherentes con lo reportado en la bibliografía. [28, 31], por otro lado lo que se observó en la **Figura 8-22** y la **Tabla 8-10** indica una aparente dependencia de la tasa de dosis con la entrega de bajo número de UM; si bien, hay una disminución en la UC para la tasa de dosis de 600 UM/min, no representa una pérdida significativa para entenderlo como saturación del EPID y estaría de acuerdo con lo reportado por la bibliografía [20, 21, 28, 31].

8.2.6 Dependencia Angular.

En la **Figura 8-28** se ilustra el montaje utilizado para determinar la dependencia angular del EPID, según UC medidas en el centro del detector, γ promedio e Índice Gamma.

Figura 8-28: Montaje para la dependencia angular del EPID con Índice Gamma y UC.

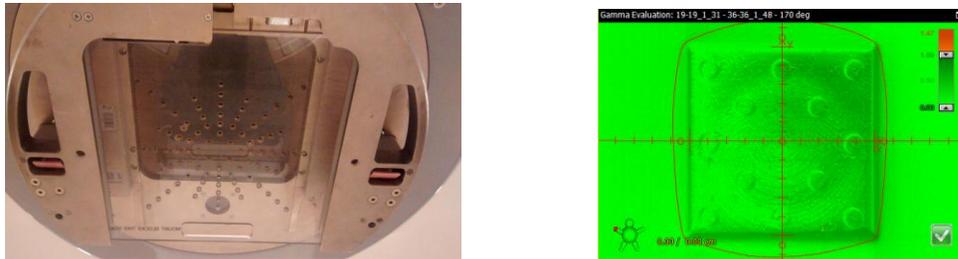
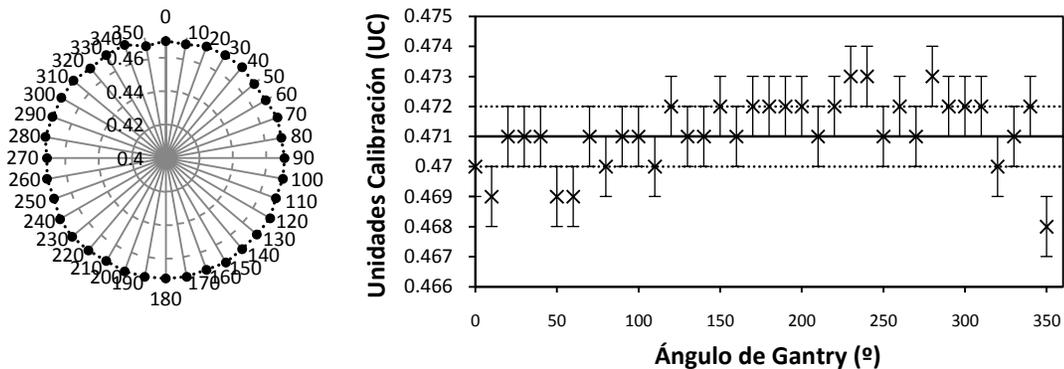


Figura 8-29: Dependencia angular según las UC reportadas en el centro del detector.



En la **Figura 8-29**, **Figura 8-30** y **Figura 8-31** se muestra la independencia de los valores reportados del detector con respecto al ángulo de giro del Gantry, a diferencia de lo

reportado en la bibliografía [20, 31]; para la **Figura 8-29** se tomó el valor de UC reportadas en el centro del detector, para la **Figura 8-30** se tomó el valor de Gamma Promedio que muestra el programa Portal Dosimetry entre la imagen que se genera en cada ángulo al compararla con la imagen obtenida en 0° , la **Figura 8-31**, muestra de manera análoga la comparación entre dos imágenes, la obtenida en cada ángulo y la obtenida en 0° , pero se evaluó con el programa Portal Dosimetry el valor del Índice Gamma .

La dependencia del detector descrita por los autores [20, 31], que es muy similar entre ellos, puede deberse al diseño mismo de la prueba que los autores plantearon, ya que la diseñaron evaluando un mismo *campo modulado* en diferentes ángulos y comparando mediante el Gamma Promedio la imagen obtenida en cada ángulo con la imagen medida en 0° , por la forma en que fue diseñada la prueba por los dos autores [20, 31] es posible que se introduzca un error o una dependencia de las MLC y su efecto en cada angulación del Gantry.

Figura 8-30: Dependencia angular del Gamma Promedio.

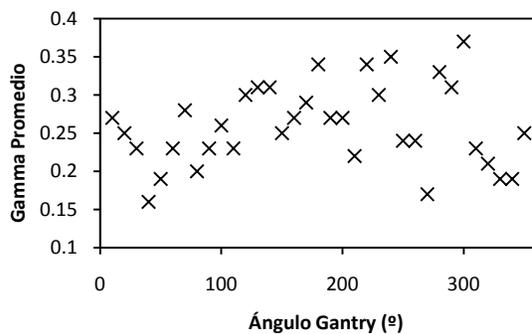


Figura 8-31: Dependencia angular del Índice Gamma .

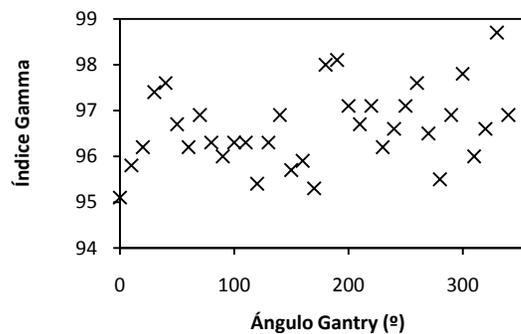


Figura 8-32: Dependencia angular del detector EPID con la gravedad.



(a): Gantry en 0°



(b): Gantry 180°

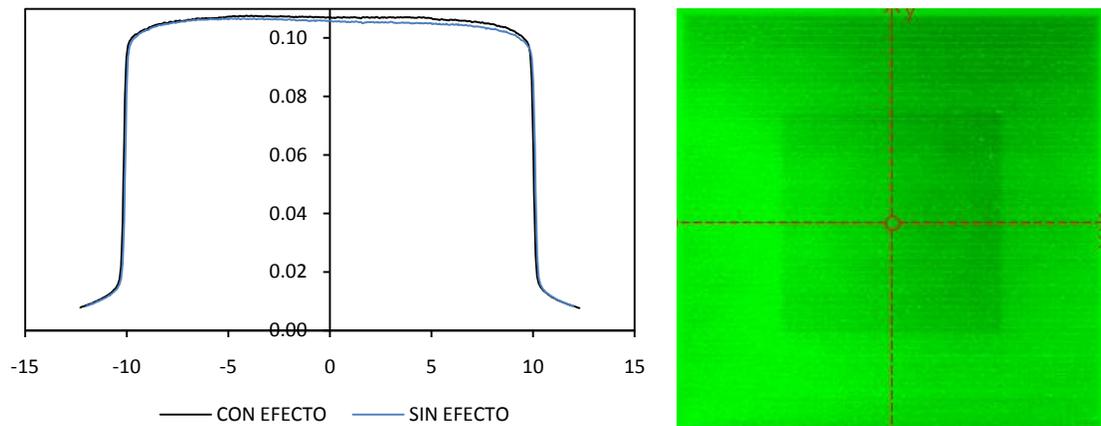
En el segundo montaje ver **Figura 7-8b** se colocó una hoja milimetrada directamente sobre el detector EPID para evaluar su posición respecto a la retícula en cada ángulo del Gantry,

cuando éste se posiciona en 0° la retícula se encuentra bien alineada con el papel ver **Figura 8-32(a)**, a medida que se angula el Gantry en 20° o 340° hay una desalineación inferior a 1 mm pero progresiva hasta un máximo en 180° en la posición del Gantry, donde la retícula se posiciona en aproximadamente 1.5 mm en dirección caudal y 0.5 mm a la derecha del centro del EPID, ver **Figura 8-32(b)**, llama la atención que el detector tuvo el mismo comportamiento en ambos sentidos de rotación, pero más aún el hecho de observar un desplazamiento físico del detector y encontrar que los valores reportados en Portal Dosimetry, evaluando las UC, ver **Figura 8-29**, Gamma Promedio, ver **Figura 8-30** e Índice Gamma, ver **Figura 8-31** no variaron en las diferentes angulaciones del Gantry.

8.2.7 Efecto de Memoria (*Ghosting*).

En la **Figura 8-33** se observa el perfil completo del efecto de memoria máximo, en la parte izquierda del perfil el efecto de memoria a los 5 cm del centro es casi imperceptible, en color azul se ilustra el perfil de un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ sin irradiar previamente el EPID, en color negro se observa un perfil de un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ irradiando previamente un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, el tiempo transcurrido entre la irradiación del campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y el de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ en el perfil de color negro no fue superior a 17 segundos, tiempo transcurrido mientras el acelerador ajustó el tamaño de campo y las UM.

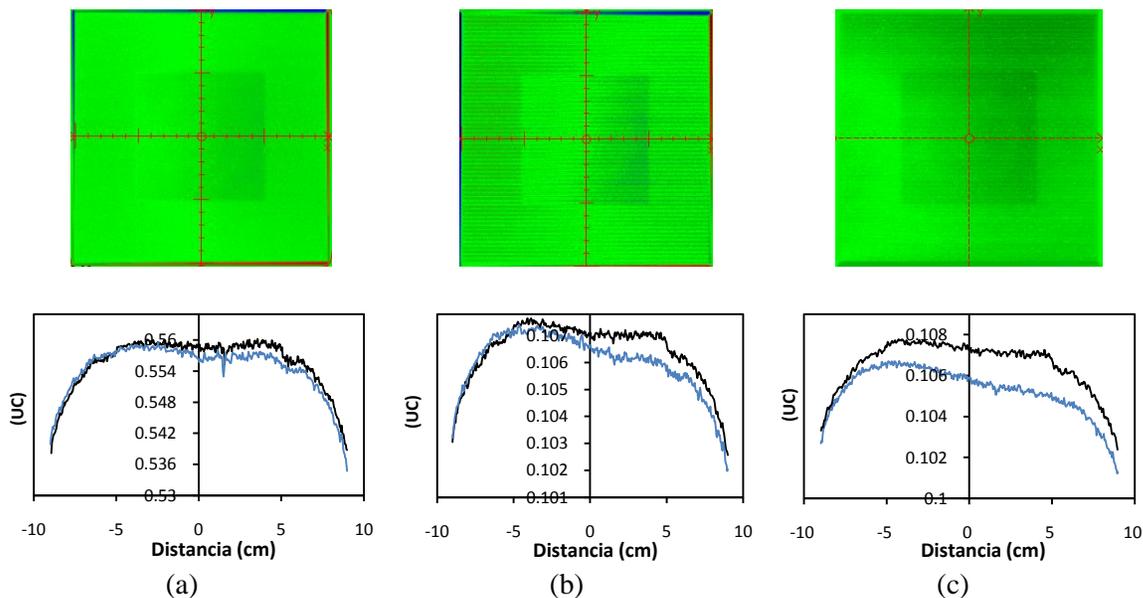
Figura 8-33: Efecto de memoria en el perfil completo.



En la **Figura 8-34** se muestra los resultados obtenidos para tres diferentes niveles de efecto memoria, (a) mínimo, (b) medio, (c) máximo, en la parte superior de la **Figura 8-34** se muestran las imágenes de comparación de Portal Dosimetry entre los dos campos de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, en los tres casos se resalta en el centro del campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ un cuadrado más pequeño, éste se conoce como el efecto de memoria, se presenta como un aumento de la señal en la última imagen portal tomada, para el presente trabajo no se normalizaron las imágenes, para determinar el porcentaje de variación se extrajo un perfil de 18 cm en ambas imágenes portales en los campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, ver parte inferior de la **Figura 8-34**,

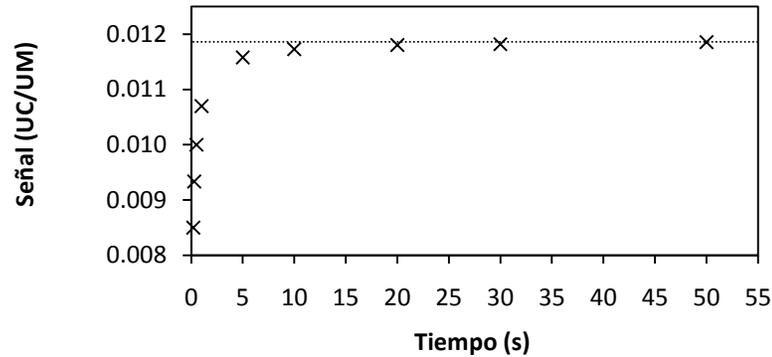
se determinó el error porcentual entre cada distancia de los dos perfiles dentro del campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y el número de cuentas registradas, finalmente se obtuvo un promedio de los errores porcentuales de todo el perfil de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, teniendo como resultado final en la prueba de diferencia mínima una variación promedio de 0.3 %, en la prueba de diferencia media un 0.6 % y para la diferencia máxima un 1.4 %, las dos primeras se encuentran acorde con lo reportado en la bibliografía [21] a diferencia de la variación máxima donde [21] no supera el 1 %, ahora [20] reportó una diferencia del 0.7 % mientras [31] informó encontrar una diferencia de 0.3 %, 0.3% y 0.6 %, mínima, media y máxima respectivamente, los demás autores [28, 29, 30, 32] no reportan ninguna medida superior al 1 %.

Figura 8-34: Efecto memoria, tres niveles diferentes: (a) mínimo, (b) medio, (c) máximo.



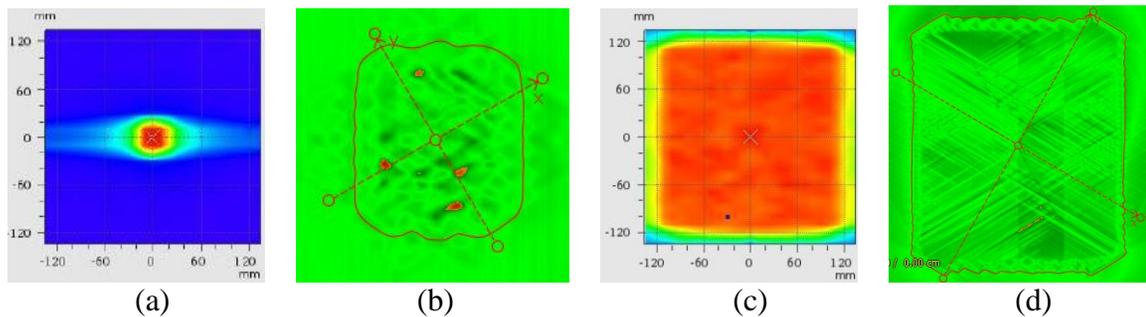
8.2.8 Defecto de Desplazamiento de Imagen (*Image Lag*).

Los resultados obtenidos son congruentes con lo reportado en la bibliografía [21], ya que posee el mismo detector aS1000, haciendo la aclaración que el efecto de demora o desplazamiento en este caso generó una subdosificación del 28.3 % para 2 UM, ver **Figura 8-35**, ésta discrepancia con lo reportado por [21] del 20.2 % para 2 UM, pudo presentarse en la diferencia con las tasas de dosis, [21] trabajó la prueba a 400 UM/min, a diferencia del presente trabajo, donde se utilizó 600 UM/min, ya que éste efecto depende del tiempo de radiación es lógico pensar que a mayor tasa de dosis, menor tiempo de radiación y por ende un aumento en el fenómeno de desplazamiento de la imagen, la literatura reporta que el efecto se presenta durante 30 segundos [21], esto concuerda con la subdosificación por debajo de ese tiempo en la bibliografía [20, 32].

Figura 8-35: Efecto Image Lag

8.3 Dependencia con el Tamaño del Volumen a Irradiar.

Para evaluar el comportamiento del Índice Gamma en los dos detectores, se irradió volúmenes cilíndricos de diferentes tamaños, en el caso de Octavius se exportó el plano de dosis del TPS correspondiente al punto efectivo de las cámaras de ionización, y posteriormente se comparó con lo medido por el Octavius Seven29; en el caso del Portal Dosimetry, él mismo genera el mapa planeado para luego compararlo con el plano medido, en la **Figura 8-36** se observan los resultados obtenidos para el Índice Gamma del cilindro de diámetro de 3 cm en (a): Seven29 (VeriSoft) y (b): Portal Dosimetry, así mismo se ilustra el cilindro de diámetro de 22 cm en (c): Seven29 (VeriSoft) y (d): Portal Dosimetry.

Figura 8-36: Dependencia del índice gamma con el tamaño del volumen a irradiar.

Los parámetros elegidos para la evaluación del Índice Gamma fueron de 3 mm – 3 % con un Threshold del 10 % [52], en la **Figura 8-36(a)** y **Figura 8-36(b)** se observa los resultados obtenidos para el cilindro de diámetro 3 cm con $\gamma = 100\%$ en el Octavius Seven29 mediante el programa VeriSoft [61] y $\gamma = 99.0\%$ para el EPID con el programa Portal Dosimetry [49], en las **Figura 8-36(c)** y **Figura 8-36(d)** se muestran los resultados del cilindro de diámetro 22 cm con $\gamma = 99.9\%$ y $\gamma = 99.9\%$ para el VeriSoft y el Portal

Dosimetry respectivamente, los resultados para todos los cilindros con los dos detectores se listan en la **Tabla 8-17**.

Tabla 8-17: Resultados numéricos del Índice Gamma según tamaño de volumen blanco.

Cilindro (cm)	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Gamma Octavius	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
Gamma Portal	99.0	95.9	97.3	99.6	99.4	99.8	99.7	97.6	97.1	99.8
Cilindro (cm)	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
Gamma Octavius	100.0	100.0	99.8	99.7	99.0	99.1	100.0	100.0	100.0	99.9
Gamma Portal	100	99.9	100	99.9	99.9	99.9	100.0	100.0	99.3	99.9

En general, el Índice Gamma para los diferentes volúmenes utilizando los dos detectores no varía significativamente para ningún tamaño de cilindro, llama la atención que para el Seven29 permanece constante el Índice Gamma en 100 % hasta un volumen de 14 cm, para tamaños más grandes los valores obtenidos varían muy poco con un valor mínimo de 99.0 % en el cilindro de 17 cm, en el caso de Portal Dosimetry el valor del índice permanece estable para los 20 volúmenes irradiados con el máximo de Índice Gamma de 100 % en los cilindros de 13, 15, 19 y 20 cm y el mínimo gamma reportado en 97.1 % para el cilindro de 11 cm de diámetro.

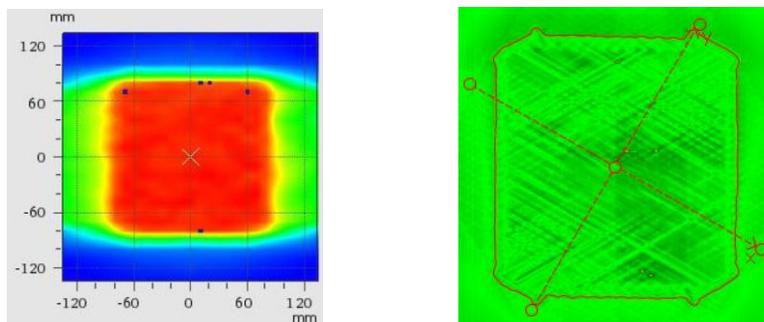
No es posible determinar de manera precisa si los puntos azules (subdosificados) de la **Figura 8-36(c)** se producen a causa del detector (Seven29) o por la modulación de las multiláminas, pero sí es evidente que el Índice Gamma no se ve afectado considerablemente en los diferentes tamaños de volumen utilizados clínicamente en campos modulados de Próstata y Cabeza-Cuello; El comportamiento estable del Portal Dosimetry para los diferentes tamaños de volumen puede deberse a la matriz 2D del paquete de pre-configuración [60], que corrige la retrodispersión del brazo, además la tabla de output factor del paquete [60], tiene en cuenta los tamaños de campo desde 30x40 cm² hasta 40x40 cm², valores imposibles de obtener en la calibración tradicional en la cual el tamaño máximo del output factor es de 30x40 cm².

8.4 Relación entre Caída de Dosis y Análisis Gamma.

Para el análisis de los índices gamma 3mm – 3% con Threshold del 10 % [52], se extrajeron los planos de dosis de manera análoga a la planteada en la prueba descrita en el **numeral 8.3**, en la **Figura 8-37** y la **Tabla 8-18**, se observan los resultados obtenidos para los anillos de control de 0.5 cm, 3.5 cm y 4.0 cm, las imágenes superiores pertenecen al Octavius (VeriSoft) y las inferiores al EPID (Portal Dosimetry), es evidente que ambos detectores funcionan adecuadamente en caídas de dosis moderadas y bajas, cuando la dosis

Las pruebas planteadas con los anillos generaron caídas de dosis moderadas para observar el comportamiento de los detectores con: altas dosis y altos gradientes, altas dosis con bajos gradientes y de igual manera generar: bajas dosis con altos gradientes y bajas dosis con bajos gradientes, se encontró que el portal responde adecuadamente en altas dosis con altos y bajos gradientes, para evaluar su respuesta a bajas dosis será necesario diseñar otras pruebas; en el caso de Octavius Seven29 (VeriSoft) se obtiene que su mayor deficiencia está en los altos gradientes (bordes de campo), ver **Figura 8-38**, esto puede deberse a la distribución espacial de sus cámaras que se encuentran separadas 1 cm entre sus respectivos centros; ya que en el presente trabajo no se realizó ningún procedimiento de Merge o fusión (*Proceso en el que se aumenta la resolución del detector ejecutando desplazamientos de la matriz de 0.5 cm en tres diferentes direcciones, en cada una de esas posiciones se entrega nuevamente el plan, posteriormente el VeriSoft fusiona las cuatro medidas, pasando de 729 datos a 2916 datos*) con el fin de hacer más rápido y práctico todo el proceso de control de calidad de los planes con Octavius Seven29, en estudios futuros podría verificarse el comportamiento en altos gradientes del Octavius utilizando la función Merge.

Figura 8-38: Comportamiento en altos gradientes (Borde de Campo) cilindro de 16 cm.

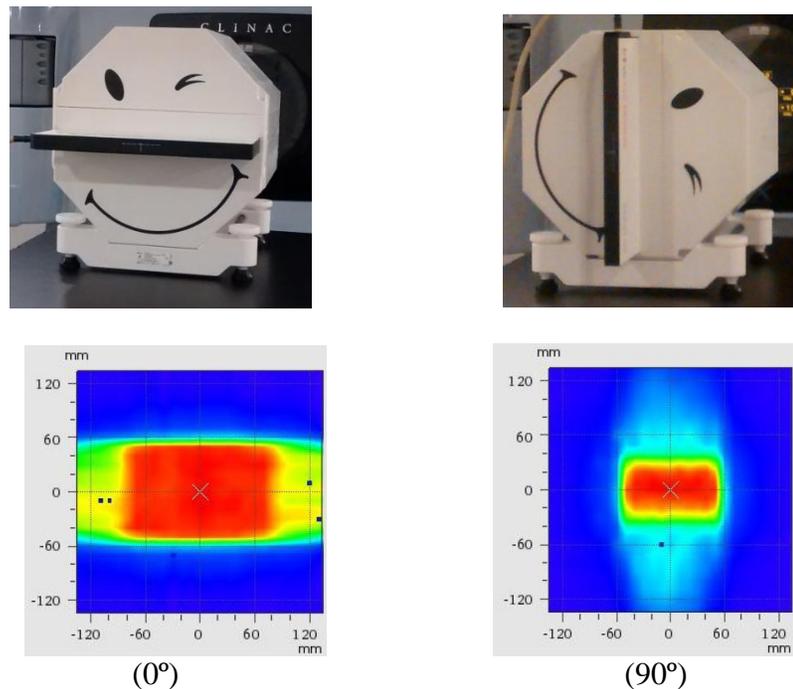


8.5 Análisis de Ángulos Críticos.

Si bien se quería comparar el desempeño en los dos detectores en aquellos ángulos donde se encontrara una dependencia angular, sólo el Octavius Seven29 mostró dependencia con algunos ángulos específicos, ver **numeral 8.1.7**, por lo cual, en éste numeral sólo se aborda el Seven29; en la **Figura 8-39** se muestran los resultados obtenidos con los montajes descritos para el detector en 0° y 90° , el Índice Gamma 3mm – 3% con Threshold del 10 % [52], fue de 98.7 % en 0° y de 99.7 % en 90° , encontrando una mejora del 1 % para el plan completo cuando se evitan los ángulos críticos del detector; si bien el Seven29 tiene una subdosificación importante con campos fijos en ángulos cercanos a 90° y 270° con respecto a la normal del arreglo de cámaras, tiene un buen desempeño evaluando el Índice Gamma en arcoterapias como se mostró en los numerales **8.4** y **8.3**.

La prueba se diseñó para entregar una mayor tasa de dosis en las zonas en las cuales el detector tiene la dependencia angular, ver **numeral 7.3.2.5**, el control de calidad se tomó con dos TC diferentes, en el primero el detector se escaneó a 0° y en el segundo a 90° , el montaje a 90° se colocó precisamente para que en las zonas críticas del detector la tasa de dosis fuera cero y poder determinar cómo influye la dependencia angular del detector en el resultado final del Índice Gamma en técnica VMAT.

Figura 8-39: Dependencia de Índice Gamma en ángulos críticos.



8.6 Planeaciones de Cabeza - Cuello y Próstata.

Se tomaron en total 20 planeaciones aleatorias, 10 para Próstata y 10 para Cabeza-Cuello (volúmenes grandes), todas las planeaciones de próstata se realizaron con 2 arcos, en Cabeza-Cuello algunas tienen 3 arcos, el análisis gamma se realizó con los parámetros de $DTA = 3 \text{ mm}$ y $DD = 3 \%$ con un Threshold del 10 % [52], tanto el Portal Dosimetry [21, 54, 66] como el VeriSoft cuentan con otras herramientas de análisis como el gamma máximo y el gamma promedio que se tendrán en cuenta en el caso del control de calidad de las planeaciones.

8.6.1 Próstata.

Los resultados del Índice Gamma para las 10 planeaciones de próstata se listan en la **Tabla 8-19**, en la **Figura 8-40** se ilustra el resultado obtenido para el plan de próstata No. 7,

tomando como base los criterios de aceptación de la **Tabla 6-3** [21], tanto en Seven29 (VeriSoft) como en EPID (Portal Dosimetry), se observa que 8 de los resultados del Índice Gamma de la imagen compuesta (plan completo) del Portal Dosimetry son menores que los obtenidos por el VeriSoft, este resultado puede deberse a su alta resolución y ser capaz de detectar fallas en el plan más fácilmente (tiene más puntos de evaluación), los valores reportados para el Seven29, podrían bajar al usar un Merge, ya que aumentaría su resolución, en el presente trabajo no se utilizó dicha opción; en definitiva se tiene que ambos detectores responden bien en la evaluación del plan completo por medio de Índice Gamma con DTA = 3 mm y DD = 3 % en las planeaciones de próstata, para los dos detectores todos los valores obtenidos del índice fueron superiores al 95 %.

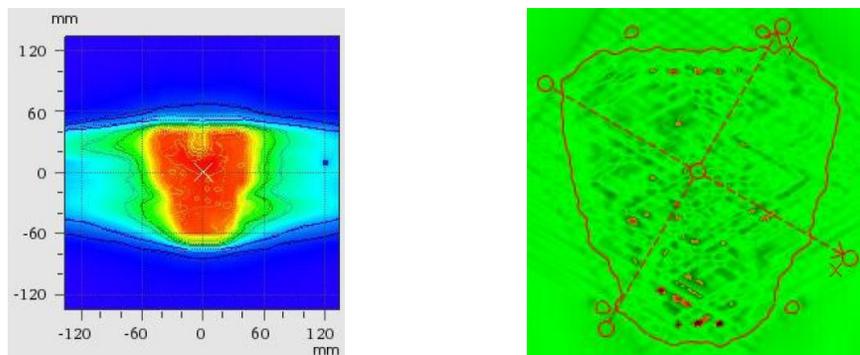
Tabla 8-19: Índice Gamma en Planeaciones de Próstata, los valores de color negro cumplen, los subrayados con color amarillo están en el rango de análisis y acción y los valores de color rojo están fuera de los niveles de aceptación.

Plan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Arcos	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
VeriSoft (%)										
Pan Completo	99.7	97.6	99.7	99.2	99.2	100.0	99.7	99.6	98.5	100.0
γ máximo	1.035	2.124	1.036	1.064	1.159	0.887	1.744	1.070	1.279	0.973
γ promedio	0.236	0.257	0.326	0.237	0.309	0.249	0.206	0.334	0.274	0.237
Cámaras Evaluadas	353	253	291	266	366	257	352	261	398	294
Cámaras que Pasaron	352	247	290	264	363	257	351	260	392	294
Cámaras que Fallan	1	6	1	2	3	0	1	1	6	0
Portal (%)										
Arco 1	99.2	98.5	99.0	98.0	99.5	97.1	99.5	99.0	97.7	87.9
γ máximo	2.77	2.93	2.79	3.68	2.01	2.49	3.2	2.81	2.38	3.61
γ promedio	0.21	0.22	0.21	0.24	0.19	0.27	0.20	0.20	0.27	0.44
Arco 2	98.0	97.5	98.1	96.8	98.1	97.3	98.6	97.1	97.5	95.0
γ máximo	2.56	3.13	3.2	3.87	4.69	5.13	3.69	3.62	1.85	6.52
γ promedio	0.22	0.24	0.24	0.27	0.23	0.20	0.21	0.25	0.29	0.32
Imagen compuesta	98.4	98.5	98.7	97.0	99.3	98.4	98.6	99.0	96.0	98.6
γ máximo	2.64	2.3	2.36	3.62	2.91	3.8	3.46	3.41	2.63	5.02
γ promedio	0.23	0.23	0.23	0.25	0.21	0.23	0.23	0.21	0.33	0.42

En los resultados obtenidos con ambos detectores se encontró un buen comportamiento de los valores reportados con el porcentaje de puntos que cumple la prueba gamma (*en todos los planes de próstata fue superior a 95 %*), de igual manera los valores obtenidos del Gamma Promedio en las 10 planeaciones fueron inferiores a 0.67, es decir que se aprueban con los dos detectores, a diferencia de los datos hallados del Gamma Máximo, que el caso del Seven29 (VeriSoft) sólo en el plan No. 2 quedo en el nivel de análisis y acción, ver

Tabla 8-19, mientras que en el Portal Dosimetry un sólo valor de Gamma Máximo (*Arco 2 del plan No. 9*) estuvo por debajo de lo requerido, es decir, 2, en el *Arco 1*; 3 de los 10 valores están en el nivel de análisis y acción, en el *Arco 2*; 8 de los 10 datos no cumplen y en el plan completo (Imagen Compuesta) 4 de 10 medidas están en el nivel de análisis.

Figura 8-40: Resultado Índice Gamma plan No. 7 de Próstata.



De los datos recolectados en la **Tabla 8-19** y los niveles propuestos por [21, 54] que se listan en la **Tabla 6-3**, se concluye que con el detector Octavius Seven29 y el programa VeriSoft las 10 planeaciones cumplen los requerimientos del control de calidad mediante el método del Índice Gamma, por otro lado con el detector EPID y el programa Portal Dosimetry, realizando la evaluación con arco por arco y plan completo, solamente el plan No. 9 cumple los requisitos de calidad, si se evalúa con portal simplemente el plan completo (Imagen Compuesta) sin tener en cuenta los resultados de arco por arco, cuatro planes (1, 2, 3 y 9) pasarían el control de calidad, una última opción es evaluar simplemente los resultados de arco por arco, en tal caso, sólo el plan No. 9 cumpliría el control de calidad, es necesario revisar cuidadosamente todo el proceso de puesta en marcha y calibración del Portal Dosimetry, y descartar un posible error sistemático en el Portal que algunos autores han detectado [33], lo anterior debido a la diferencia tan amplia entre los resultados de Gamma Máximo entre VeriSoft y Portal Dosimetry.

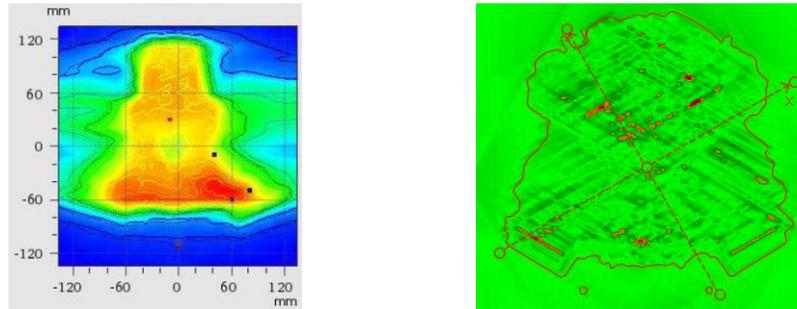
Es importante resaltar las virtudes del portal, por ejemplo: su alta resolución y múltiples herramientas de análisis (Gamma Máximo, Gamma medio, entre otros) [21, 54, 66], pero también sus deficiencias como que no puede evaluar la distribución de la dosis fuera del volumen a irradiar, ver **Figura 8-40**, por otra parte el Seven29 tiene sus fortalezas, como el hecho que registra realmente la dosis impartida (Gy) por el acelerador en el arreglo de cámaras y no hace una medida relativa a la dosis como si lo plantea el Portal Dosimetry (UC), de manera similar el programa VeriSoft aporta también resultados de Gamma Máximo y Gamma promedio, otra ventaja mostrada por el Seven29 es que el detector se encuentra sobre la camilla, de manera análoga al paciente y la distribución de la dosis en el arreglo de cámaras también, situación que difiere al usarse el Portal Dosimetry.

8.6.2 Cabeza - Cuello.

Los resultados del Índice Gamma para las 10 planeaciones de Cabeza - Cuello se listan en la *Tabla 8-20*, en la *Figura 8-41* se ilustra el resultado obtenido para el plan No. 5, tanto en Seven29 (VeriSoft) como en EPID (Portal Dosimetry); se observa que en 5 de los 10 planes de Cabeza – Cuello los resultados del VeriSoft muestran un porcentaje mayor de puntos que cumplen el Índice Gamma con respecto a lo obtenido por el Portal Dosimetry, el valor mínimo del Índice Gamma del plan completo con VeriSoft bajó de 97.6 % en próstata a 95.5 en Cabeza – Cuello, de manera similar con el Portal se encontró que el valor mínimo del gamma en el plan completo (imagen compuesta) pasó de 96.0 % en próstata a 92.6 % en los planes de Cabeza – Cuello, mostrando que es más sensible a cambios en la modulación, ya que un plan de Cabeza – Cuello requiere de mayor modulación.

Tabla 8-20: Índice Gamma en Planeaciones de Cabeza – Cuello, los valores de color negro cumplen, los subrayados con color amarillo están en el rango de análisis y acción y los valores de color rojo están fuera de los niveles de aceptación.

Plan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Arcos	2	2	2	3	2	3	3	2	3	3
VeriSoft (%)										
Pan Completo	100.0	98.6	98.1	99.0	99.3	95.5	97.6	99.2	98.9	98.8
γ máximo	0.811	1.874	1.673	1.713	1.369	1.483	2.757	4.514	1.246	14.24
γ promedio	0.173	0.189	0.23	0.231	0.213	0.405	0.373	0.274	0.385	0.306
Cámaras Evaluadas	557	582	468	578	605	509	498	529	526	480
Cámaras que Pasaron	557	574	459	572	600	486	486	525	520	474
Cámaras que Fallan	0	8	9	6	5	23	12	4	6	6
Portal (%)										
Arco 1	80.7	98.4	98.3	96.6	90.5	89.3	99.0	99.4	99.2	96.9
γ máximo	2.79	1.73	2.47	3.41	4.42	3.24	2.32	2.73	2.15	2.07
γ promedio	0.59	0.3	0.25	0.32	0.47	0.49	0.22	0.19	0.21	0.34
Arco 2	98.9	99.1	99.4	92.1	95.4	95.6	97.7	98.4	98.8	98.1
γ máximo	1.97	1.77	2.12	3.09	2.65	2.19	2.25	2.18	2.05	2.28
γ promedio	0.24	0.20	0.23	0.44	0.39	0.36	0.27	0.23	0.24	0.24
Arco 3	-----	-----	-----	97.0	-----	98.4	99.7	-----	99.3	97.6
γ máximo	-----	-----	-----	2.17	-----	3.23	2.51	-----	2.59	1.97
γ promedio	-----	-----	-----	0.34	-----	0.25	0.20	-----	0.21	0.34
Imagen compuesta	97.7	99.2	92.9	95.2	92.6	98.8	98.5	99.3	98.6	99.1
γ máximo	2.22	2.15	2.3	3.3	3.95	2.4	2.38	2.09	1.8	2.16
γ promedio	0.29	0.22	0.45	0.38	0.42	0.25	0.26	0.22	0.27	0.24

Figura 8-41: Resultado Índice Gamma plan No. 5 de Cabeza - Cuello.

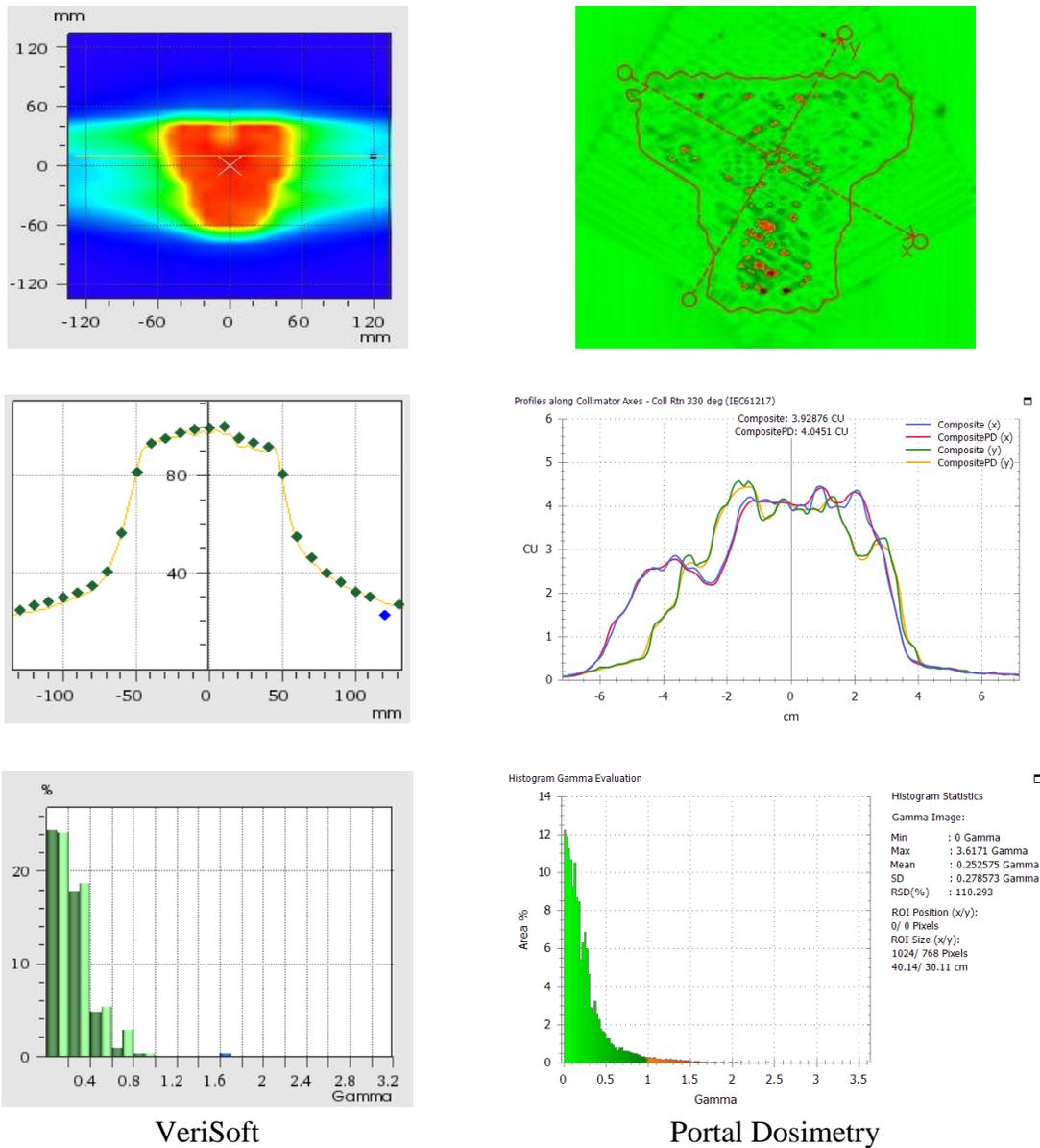
En general se tiene que ambos detectores responden bien en la evaluación del plan completo por medio de Índice Gamma con $DTA = 3 \text{ mm}$ y $DD = 3 \%$ en las planeaciones de Cabeza - Cuello, en el caso del VeriSoft el índice fue superiores al 95 % en todos los planes, en el caso del Portal, 8 de los planes reportaron un gamma superior al 95 % y los 2 restantes un índice de 92.6 % y 92.9 % en el plan completo (imagen compuesta).

Se encontró un buen comportamiento de los valores reportados para el plan completo en todos los planes de Cabeza – Cuello, el índice fue superior a 95 % con VeriSoft, análogamente todos los valores encontrados con Portal Dosimetry están por encima del 90 %, los valores obtenidos del Gamma Promedio en las 10 planeaciones fueron inferiores a 0.67 con ambos detectores, nuevamente el Gamma Máximo muestra un comportamiento menos satisfactorio, en el caso del Seven29 (VeriSoft) tres planes (7, 8 y 10) muestran un Gamma Máximo superior a 2.67, se encontró que en los tres planes mencionados una cámara de las que fallan supera el valor de $\gamma_{\text{máximo}} = 2$ y es la misma en los tres planes (ubicada en la posición 120 en X y 10 en Y de la **Figura 8-11** y se puede observar en la **Figura 8-37** para 4.0 cm, **Figura 8-40** y anexos, que en diferentes pruebas y diferentes planes siempre resalte la misma cámara puede ser un indicio de un fallo en la misma y es importante tener en cuenta éstas tendencias, ayudan mucho en la toma de decisiones ya que el valor reportado pierde validez, en este caso todos los planes cumplen el control de calidad, mientras que en el Portal Dosimetry se vio una mejora en los valores de Gamma Máximo, en el Arco 1; 1 de 10 valores es superior a 2.67, lo mismo sucede con el Arco 2; para el caso de Arco 3; 1 de 5 datos está fuera de lo permitido y en el plan completo (Imagen Compuesta) 2 de 10 medidas no alcanzan al nivel de acción, contrario a lo medido en próstata el número de valores de Gamma Máximo en el nivel de acción y análisis aumento sustancialmente ver (color amarillo) de **Tabla 8-20**.

De los datos recolectados en la **Tabla 8-20** y los niveles propuestos por [21, 54] que se listan en la **Tabla 6-3**, se concluye que con el detector Octavius Seven29 y el programa VeriSoft las 10 planeaciones cumplen los requerimientos del control de calidad mediante el método del Índice Gamma, por otro lado con el detector EPID y el programa Portal

Dosimetry y analizando arco por arco y plan completo, los planes (2, 3, 7, 8, 9 y 10) cumplen los requisitos de calidad, aunque es necesario revisar cuidadosamente el plan No. 3 ya que el valor del Índice Gamma es de 92.9 %, si se evalúa con portal simplemente el plan completo (Imagen Compuesta) sin tener en cuenta los resultados de arco por arco, ocho planes (1, 2, 3, 6, 7, 8, 9 y 10) pasarían el control de calidad, cuatro más que los obtenidos en próstata, una última opción es evaluar simplemente los resultados de arco por arco, en tal caso, los planes (2, 3, 7, 8, 9 y 10) cumplirían los requerimientos del control de calidad.

Figura 8-42: Herramientas de VeriSoft y Portal Dosimetry.



Ambos programas, tanto el VeriSoft como el Portal Dosimetry, tienen algunas herramientas como perfiles, donde se muestra el perfil planeado comparado con el perfil medido, además ambos programas tienen la opción de generar los histogramas donde se muestra el número de puntos evaluados con el respectivo valor de Índice Gamma.

Los resultados obtenidos en ambos tipos de planeación, Próstata y Cabeza – Cuello con técnica VMAT muestran que ambos detectores Octavius Seven29 (VeriSoft) y EPID (Portal Dosimetry) cumplen con los requerimientos necesarios para la evaluación de los planes en el servicio de Radioterapia, teniendo en cuenta que los planes con un Índice Gamma ≥ 95 % son aprobados, con valor de Índice Gamma entre 95 % y 90 % son evaluados para determinar si son viables en esas condiciones, además de hacerles seguimiento y los que tengan un índice inferior a 90 % serán rechazados, es decir que es necesario realizar nuevamente el plan [21].

Los resultados obtenidos en caso de descartarse un error sistemático en el Portal muestran la necesidad de generar nuevos niveles de evaluación y acción, por ejemplo, en el plan No. 5 de Cabeza – Cuello que para el Seven29 mostró en el plan completo un Índice Gamma de 99.3 % con el Portal Dosimetry el mismo plan obtuvo un gamma de 92.6 %, una diferencia de 6.7 %, entonces un resultado del gamma con VeriSoft por el orden del 90 %, podría generar en Portal Dosimetry valores inferiores, generando conflicto en la toma de decisiones.

Por otra parte surge la idea de generar un modelo de control de calidad más robusto con los dos detectores analizados en el presente trabajo que pueda incluir la medida de dosis absoluta con cámara de ionización [14], la evaluación de arco por arco (manera análoga a campo por campo en IMRT) con EPID (Portal Dosimetry) [21, 54] y la evaluación del plan completo con Seven29 (VeriSoft) (con o sin Merge) [13, 19], según consideraciones específicas del centro; obviamente serán los resultados de nuevas investigaciones los que indiquen el camino a seguir.

9. Conclusiones.

Se encontró que el sistema Octavius II + Seven29, es una herramienta confiable, las diferentes pruebas realizadas demuestran que cumple con los requerimientos mínimos para su uso en el ámbito de la radioterapia.

Se halló una fuerte dependencia angular en el Octavius Seven29 para 100° y 260° en campos fijos.

Es de resaltar el comportamiento descrito en la prueba de repetitividad, más exactamente a 300 UM donde en las primeras 7 muestras se nota un aumento progresivo en el valor de la dosis ver *Figura 8-9*, motivo por el cual se recomienda enviar el dispositivo a la casa matriz para realizar una calibración como lo sugiere el fabricante [42]. Se propone realizar un buen procedimiento de calentamiento antes de usar el dispositivo, como se evidenció en la prueba de repetitividad con 500 UM, éste procedimiento puede mejorar sustancialmente los resultados obtenidos con el Seven29.

En varias pruebas realizadas al EPID los resultados obtenidos difieren de lo reportado en la bibliografía, por ejemplo: para repetitividad a 2 UM unidades monitor, se encontró un índice de Pearson (IP) de 8.5 %, es un 3.5 % más alto que lo reportado por [21], este resultado puede deberse a la tasa de 600 UM/min usada para el desarrollo de la prueba, como se evidenció en el test de dependencia con la tasa de dosis, donde el índice de Pearson para 2 UM, paso de 8.5 % con tasa de dosis de 600 UM/min a 2.3 % con tasa de dosis de 100 UM/min, mostrando que el EPID tiene una fuerte dependencia con la tasa de dosis a bajo número de UM.

En la prueba de Efecto de Memoria Máxima (Ghosting), se obtuvo un 1.4 % de diferencia, esto difiere de lo reportado por los autores [20, 21, 28-32], ya que ninguno de ellos obtuvo valores superiores al 1.0 %.

El ensayo de dependencia angular para el EPID también arrojó resultados inesperados ya que en éste trabajo no presentó dependencia angular, este resultado no corresponde con lo encontrado en la bibliografía [20, 21], lo anterior puede deberse al hecho que en el

presente trabajo no se utilizaron campos modulados, para evitar la posible inclusión de errores de las multihojas que afectarían los resultados del detector.

Es importante aclarar que las diferencias en los resultados obtenidos para las pruebas del EPID no implican que el detector este dañado o que no sea adecuado para su uso en radioterapia, simplemente que difiere de lo reportado en la bibliografía, pero los datos muestran que en general el detector cumple con las especificaciones mínimas para su uso en el control de calidad en radioterapia. Se recomienda en un futuro, realizar las mismas pruebas con el EPID a menor tasa de dosis y comparar nuevamente los resultados.

A diferencia de lo esperado, ambos detectores responden bien a volúmenes de tamaño pequeño que pudieran surgir en técnicas de modulación VMAT para planeaciones de Próstata y Cabeza - Cuello, por ejemplo el cilindro con diámetro de 3 cm; de igual manera se encontró que los valores hallados del Índice Gamma en el detector Seven29 (VeriSoft), se mantienen constantes en 100.0 % hasta el volumen de diámetro de 14 cm, para tamaños más grandes el gamma disminuye hasta 99.0 % en el cilindro de diámetro de 17.0 cm, esta disminución puede deberse a muchos factores, pero la respuesta del detector con el tamaño de campo descrita en la **Figura 8-15** podría tener alguna incidencia, ya que se observa una subdosificación superior al 1.5 % en el Seven29 para campos iguales o mayores a 15x15 cm² con respecto a lo medido con la cámara de ionización PinPoint, los resultados del Índice Gamma en el Portal Dosimetry permanecieron estables con un máximo en 100.0 % y un mínimo 97.1 %, para todos los tamaños de volumen irradiados. En definitiva ambos detectores funcionan adecuadamente para diferentes tamaños de volumen desde cilindros de diámetro 3 cm y altura 3 cm hasta cilindros de 22 cm de diámetro con altura de 22 cm.

Como era de esperarse el EPID mostró una mejor respuesta debido a su alta resolución en las zonas con caídas bruscas de la dosis (bordes de campo), manteniendo el Índice Gamma constante en 100.0 %, sin embargo según los datos obtenidos el EPID, éste puede ser una mejor herramienta para hacer el control de calidad de campo por campo en IMRT o evaluando la distribución de dosis en el volumen blanco en VMAT, aprovechando las diferentes herramientas como Gamma Máximo, Gamma Medio entre otros y no evaluando el plan completo si es que se quiere analizar la distribución de dosis fuera del volumen a irradiar. Por otro lado, el Octavius Seven29, mantuvo el Índice Gamma entre 100.0 % y 99.6 %, mostrando un buen comportamiento en zonas de alta y de baja dosis, además permite verificar la distribución de la dosis fuera del volumen a irradiar, siendo esta una ventaja sobre el EPID. Si bien los resultados obtenidos en el Índice Gamma del Seven29 mostraron una variación en los bordes de campo o caídas abruptas de la dosis esto podría mejorarse al realizar un procedimiento de Merge (*no se realizó en el presente trabajo*), en estudios futuros se sugiere analizar que tanto varían los resultados del Índice Gamma usando Merge al compararlos contra los reportados en el presente trabajo.

La prueba de ángulos críticos mostró un buen desempeño del Octavius Seven29 en la evaluación del plan completo con técnica VMAT, mejorando considerablemente su dependencia angular con respecto a lo obtenido para ángulos fijos. Se obtuvo una mejora del 1 % en el resultado del Índice Gamma al realizar el control de calidad del VMAT de ángulos críticos con el detector a 90° ver **Figura 8-39**, aunque es necesario realizar más pruebas para determinar con mayor precisión el impacto en planes donde se exija aún más modulación al equipo. Se recomienda realizar el control de calidad con el detector Seven29 a 90° a aquellos planes en los cuales se presente un aumento considerable en las tasas de dosis en ángulos entre 70° y 110°, al igual que entre 250° y 290°, esto puede mejorar la respuesta del Índice Gamma; para el EPID (Portal Dosimetry) ésta prueba es indiferente por cuanto no se encontró que tuviese dependencia angular.

Los resultados indican que en el control de calidad sobre las planeaciones de Próstata se pueden usar los 2 detectores, siendo un poco más críticos con los resultados obtenidos por el Seven29 en valores del Índice Gamma entre 93 % y 90 %, debido a la diferencia máxima encontrada entre los dos detectores del 3 %; algo similar ocurre en los planes de Cabeza - Cuello donde también se pueden usar ambos detectores pero siendo muy cuidadosos con los resultados obtenidos por el Seven29 entre el 95 % y el 90 %, debido a la máxima diferencia entre los dos detectores que fue del 6.7 %, estos resultados pueden deberse a la baja resolución del Seven29 (*aumenta la probabilidad de tener falsos positivos*), sin embargo en el presente trabajo el mínimo valor obtenido para el Índice Gamma en el plan completo con Seven29 fue de 97.6 %, en trabajos futuros se puede evaluar el comportamiento de los resultados para VeriSoft realizado un procedimiento de Merge y comparando los resultados con los obtenidos en el presente trabajo, todos los valores anteriormente mencionados podrían mejorarse, aumentando la estadística de planes y utilizando el nivel de confianza propuesto por [14, 52].

Los dos detectores, Octavius Seven29 con su programa VeriSoft al igual que el EPID con su programa Portal Dosimetry, respondieron según lo esperado, el EPID mostró ser más sensible a las diferencias entre lo planeado y lo medido, de igual manera se evidenció que su montaje es más práctico y rápido, mientras tanto el Seven29 demostró ser capaz de evaluar la distribución de dosis fuera del blanco a irradiar, además de encontrar que su dependencia angular no es tan evidente o pronunciada en la verificación de planeaciones hechas con técnica VMAT, un punto desfavorable es que su montaje es más demorado.

Es de suma importancia realizar más pruebas con el detector EPID (Portal Dosimetry), que permitan descartar un posible error sistemático [33], estos resultados podrían cambiar por completo la interpretación de la información obtenida en el presente trabajo, los datos obtenidos por el Portal Dosimetry tanto en el Índice Gamma con $DTA = 3 \text{ mm}$ y $DD = 3 \text{ %}$ al igual que el Gamma Promedio son coherentes con lo reportado en la bibliografía [21,

54], a diferencia de lo reportado con el Gamma Máximo donde los valores en las planeaciones de Próstata son muy altos pero curiosamente el valor disminuye en las planeaciones de Cabeza – Cuello en las cuales hay mayor modulación.

Los datos obtenidos en las planeaciones, especialmente los de Gamma Máximo, generan duda con respecto a la puesta en marcha y calibración del Portal Dosimetry, tal vez sean necesarios algunos ajustes finos, por lo cual se sugiere no utilizar dicho detector para el control de calidad de las planeaciones hasta encontrar si existe o no una falla, con el objetivo de dar solución a las dudas generadas se solicitó al fabricante por medio del personal de soporte técnico, hacer una revisión minuciosa de todos los componentes EPID, IDU, IAS3, Portal Dosimetry y demás programas que sean necesarios, sin embargo éstos procesos suelen ser largos y demorados para los tiempos de desarrollo del presente trabajo, por esa razón quedarán para una próxima revisión.

Teniendo en cuenta el Anexo A se concluye que un adecuado análisis de los resultados del Índice Gamma tanto de Seven29 como EPID pueden evidenciar anomalías en el funcionamiento del acelerador, por ejemplo: un daño físico en el Target, ver **Figura A-7**

En las Figuras A1, A2 y A3 los valores resaltados indican un Índice Gamma mayor a 1, con color rojo muestran (sobredosificación), con color azul (subdosificación), y los valores sin resaltar cumplen el criterio de DTA = 3 mm y DD = 3 %.

Figura A-2: Valores Índice Gamma Plan No. 8 de Cabeza - Cuello.

	-130.0	-120.0	-110.0	-100.0	-90.0	-80.0	-70.0	-60.0	-50.0	-40.0	-30.0	-20.0	-10.0	0.0	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0	70.0	80.0	90.0	100.0	110.0	120.0	130.0	
130.0	
120.0	0.599	
110.0	0.302	0.396	0.473	0.650	0.683	0.688	0.710	0.699	0.410	0.392	0.356	
100.0	0.107	0.078	0.040	0.046	0.014	0.024	0.088	0.017	0.041	0.166	0.176	0.284	0.080	0.119	0.141	
90.0	0.212	0.245	0.098	0.167	0.178	0.218	0.175	0.259	0.167	0.167	0.399	0.296	0.291	0.236	0.244	0.167	0.251	0.094	0.118	
80.0	0.049	0.225	0.353	0.481	0.469	0.395	0.182	0.309	0.249	0.150	0.308	0.043	0.042	0.280	0.205	0.424	0.349	0.083	0.451	0.410	0.278	0.303	0.134	0.008	0.047	
70.0	0.111	0.026	0.093	0.147	0.353	0.732	0.564	0.296	0.102	0.243	0.170	0.167	0.226	0.346	0.206	0.248	0.220	0.206	0.297	0.090	0.651	0.652	0.432	0.245	0.111	
60.0	0.051	0.140	0.090	0.192	0.425	0.574	0.491	0.475	0.198	0.406	0.466	0.062	0.116	0.953	0.932	0.628	0.014	0.575	0.319	0.178	0.516	0.654	0.596	0.427	0.198	0.050	0.108	
50.0	0.354	0.194	0.331	0.368	0.473	0.385	0.178	0.177	0.170	0.090	0.081	0.070	0.718	0.677	0.303	0.028	0.439	0.145	0.136	0.056	0.267	0.363	0.266	0.212	0.200	0.277	0.153	
40.0	0.427	0.521	0.481	0.530	0.632	0.591	0.122	0.168	0.127	0.000	0.412	0.169	0.282	0.289	0.572	0.463	0.264	0.009	0.434	0.151	0.032	0.051	0.137	0.094	0.148	0.022	0.117	
30.0	0.062	0.099	0.419	0.511	0.505	0.504	0.294	0.309	0.215	0.020	0.207	0.211	0.511	0.379	0.490	0.593	0.997	0.266	0.122	0.205	0.191	0.287	0.388	0.434	0.402	0.232	0.093	
20.0	0.189	0.062	0.281	0.427	0.456	0.484	0.228	0.239	0.348	0.528	0.522	0.266	0.044	0.483	0.724	1.162	0.574	0.327	0.120	0.340	0.203	0.077	0.215	0.318	0.164	0.071	0.324	
10.0	0.169	0.113	0.223	0.350	0.370	0.342	0.146	0.326	0.392	0.667	0.691	0.411	0.565	0.589	0.501	0.231	0.203	0.187	0.001	0.155	0.176	0.289	0.443	0.451	0.286	4.514	0.258	
0.0	0.209	0.449	0.542	0.405	0.423	0.258	0.116	0.451	0.473	0.273	0.495	0.591	0.760	0.747	0.580	0.682	0.303	0.205	0.178	0.167	0.123	0.330	0.367	0.387	0.352	0.248	0.187	
-10.0	0.214	0.352	0.506	0.450	0.516	0.332	0.053	0.295	0.344	0.336	0.370	0.580	0.402	0.682	0.388	0.215	0.133	0.126	0.168	0.095	0.343	0.408	0.490	0.439	0.357	0.432	0.270	
-20.0	0.552	0.363	0.419	0.518	0.400	0.213	0.093	0.171	0.265	0.421	0.670	0.640	0.795	0.849	1.182	0.759	0.346	0.146	0.202	0.286	0.183	0.404	0.476	0.497	0.425	0.188	0.102	
-30.0	0.198	0.182	0.335	0.597	0.275	0.098	0.181	0.353	0.292	0.529	0.972	0.621	0.632	1.086	0.626	0.451	0.561	0.219	0.054	0.246	0.172	0.015	0.166	0.158	0.037	0.169	0.119	
-40.0	0.180	0.245	0.324	0.256	0.258	0.190	0.138	0.308	0.477	0.336	0.613	0.617	0.618	0.635	0.348	0.447	0.346	0.188	0.199	0.060	0.167	0.168	0.035	0.062	0.141	0.149	0.114	
-50.0	0.221	0.087	0.175	0.167	0.026	0.314	0.274	0.381	0.169	0.239	0.393	0.383	0.188	0.341	0.405	0.261	0.253	0.059	0.531	0.350	0.471	0.186	0.670	0.553	0.495	0.309	0.084	
-60.0	0.194	0.301	0.144	0.016	0.003	0.123	0.294	0.362	0.073	0.138	0.400	0.178	0.398	0.516	0.616	0.206	0.082	0.302	0.126	0.043	0.503	0.376	0.428	0.330	0.126	0.311	0.255	
-70.0	0.176	0.033	0.257	0.222	0.241	0.257	0.195	0.236	0.268	0.046	0.269	0.139	0.181	0.020	0.182	0.011	0.413	0.374	0.377	0.341	0.257	0.504	0.546	0.463	0.346	0.186	0.180	
-80.0	...	0.069	0.057	0.006	0.163	0.212	0.175	0.183	0.168	0.191	0.253	0.236	0.600	0.542	0.245	0.274	0.270	0.276	0.327	0.334	0.346	0.412	0.293	0.271	0.236	0.124	0.051	
-90.0	0.170	0.173	0.215	0.172	0.010	0.516	0.520	0.545	0.479	0.553	0.577	0.609	0.561	0.629	0.197	0.356	0.390	0.360	0.276	...
-100.0	0.467	0.564	0.719	0.724	0.731	0.762	0.790	0.733	0.788	0.664	
-110.0	
-120.0	
-130.0	

Figura A-3: Valores Índice Gamma Plan No. 10 de Cabeza - Cuello.

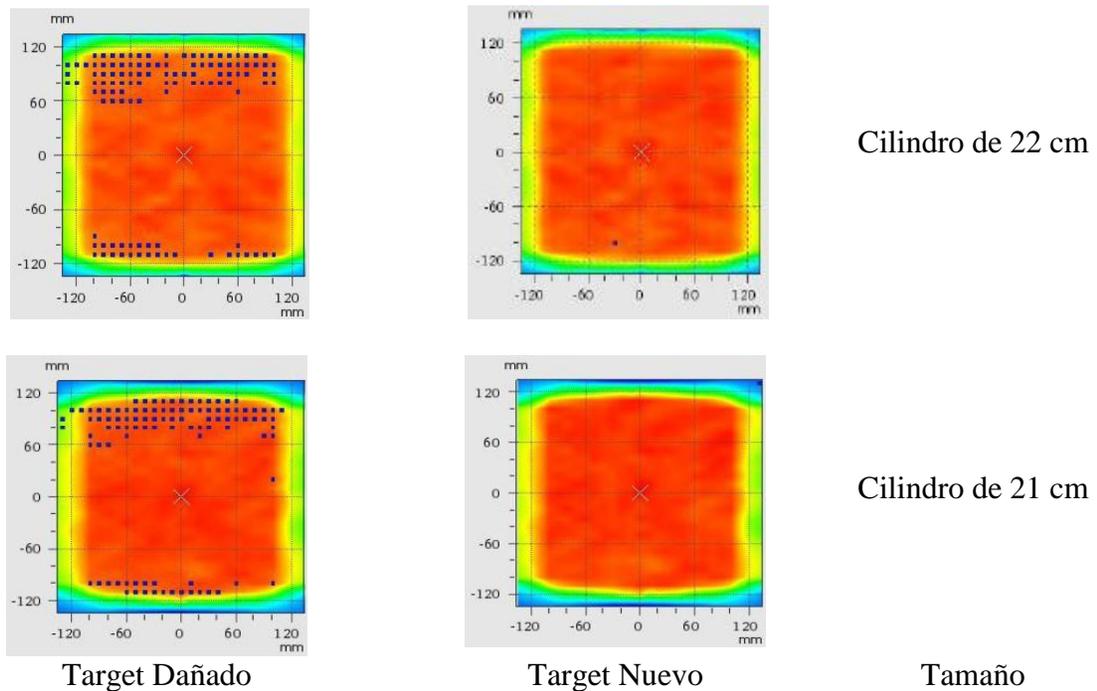
	-130.0	-120.0	-110.0	-100.0	-90.0	-80.0	-70.0	-60.0	-50.0	-40.0	-30.0	-20.0	-10.0	0.0	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0	70.0	80.0	90.0	100.0	110.0	120.0	130.0
130.0
120.0
110.0	0.542	0.544	0.580	0.508
100.0	0.389	0.554	0.529	0.333	0.348	0.313	0.353	0.202	0.334	0.433	0.464	0.451	0.304	0.261	
90.0	0.560	0.280	0.221	0.382	0.397	0.500	0.510	0.475	0.564	0.553	0.503	0.379	0.168	0.187	0.306	0.381	0.283	
80.0	0.191	0.673	0.279	0.139	0.048	0.248	0.309	0.113	0.135	0.183	0.236	0.212	0.034	0.317	0.349	0.379	0.325	0.186	...	
70.0	0.003	0.075	0.242	0.318	0.492	0.621	0.614	0.184	0.540	0.451	0.201	0.321	0.022	0.146	0.014	0.168	0.175	0.409	0.502	0.510	0.495	0.002	0.061	0.024	0.115	0.215	0.116
60.0	0.180	0.117	0.174	0.314	0.281	0.303	0.161	0.351	1.016	0.622	0.871	0.814	0.539	0.678	0.171	0.224	0.196	0.439	0.598	0.596	0.171	0.002	0.267	0.406	0.525	0.405	0.446
50.0	0.103	0.091	0.249	0.364	0.411	0.327	0.016	0.380	0.797	0.891	0.906	0.893	0.647	0.557	0.366	0.964	1.163	0.851	0.777	0.398	0.231	0.151	0.173	0.179	0.346	0.495	0.483
40.0	0.186	0.126	0.036	0.038	0.227	0.208	0.167	0.200	0.240	0.692	0.466	0.467	0.499	0.744	0.469	0.529	0.788	0.692	0.792	0.487	0.512	0.101	0.317	0.543	0.517	0.567	0.584
30.0	0.088	0.241	0.143	0.175	0.250	0.281	0.303	0.285	0.635	0.622	0.408	0.676	0.529	0.603	0.365	0.277	0.034	0.357	0.452	0.432	0.168	0.198	0.482	0.638	0.350	0.111	0.142
20.0	0.260	0.369	0.410	0.504	0.271	0.100	0.180	0.253	0.325	0.377	0.519	0.569	0.519	0.475	0.351	0.462	0.209	0.633	0.323	0.035	0.030	0.230	0.702	1.052	0.950	0.843	0.338
10.0	0.545	0.665	0.693	0.707	0.538	0.253	0.091	0.167	0.370	0.318	0.133	0.229	0.380	0.407	0.260	0.531	0.677	0.762	0.512	0.424	0.177	0.231	0.571	0.771	0.646	14.348	0.226
0.0	0.473	0.815	0.575	0.555	0.410	0.196	0.176	0.282	0.169	0.033	0.392	0.547	0.461	0.670	0.355	0.395	0.341	0.707	0.910	0.191	0.170	0.161	0.288	0.377	0.270	0.109	0.180
-10.0	0.440	0.305	0.315</																								

Daño del Target.

De igual manera durante el desarrollo del trabajo, surgieron dudas con respecto a los valores obtenidos en algunas pruebas, por ejemplo las descritas en el paquete de pre-configuración del Portal Dosimetry, luego de poner en marcha el Portal, los resultados obtenidos no correspondían a lo especificado en el documento [60], se realizó varias veces el proceso de instalación y calibración dosimétrica del Portal pero siempre generaba duda en cuanto al correcto funcionamiento del acelerador, ya que los resultados daban fuera de tolerancia.

Lo mismo sucedía con los primeros resultados obtenidos en las pruebas de los cilindros descritas en el **numeral 8.3**, mostraban valores bajos de Índice Gamma, inferiores al 90 %, ver **Figura A-4**, que realmente no se esperaban, ver **Tabla A-1**, éstos resultados obtenidos, tanto en el paquete de pre-configuración de Portal como en Seven29 hicieron necesario realizar una revisión bibliográfica [67-70] y plantear otras medidas más especializadas (Dosimetría Absoluta y Relativa) con otros detectores IC PROFIER (Sun Nuclear Corporation), Scan-Lift T41024 (PTW Freiburg), Tandem T10015 (PTW Freiburg) y cámara de ionización Semi-flex 0.125 cm² TN31010 (PTW Freiburg)

Figura A-4: Variación Índice Gamma en Seven29 y VeriSoft con daño y sin daño en el Target.



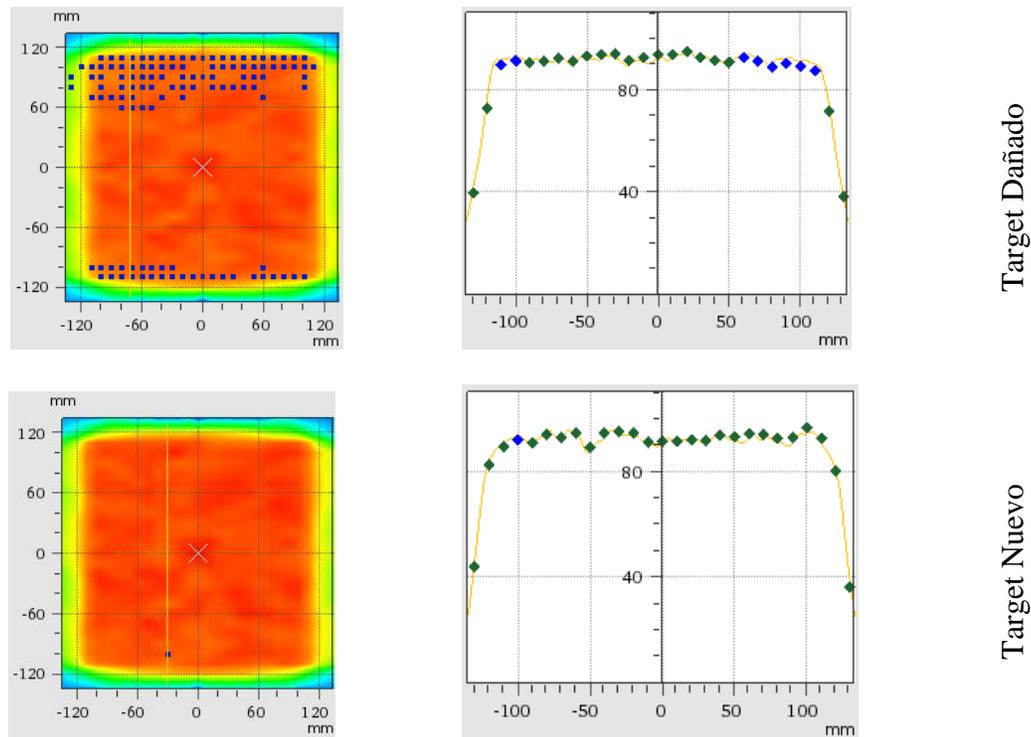
Los datos de planicidad y simetría de un campo de 40x40 cm², medidos con el tanque de dosimetría eran concordantes con lo observado en la **Figura A-4** (puntos de color azul), se

observaba una subdosificación en los hombros (*zona cercana al borde del campo*) de los perfiles trasversal y radial, siendo más pronunciada la subdosificación en el perfil radial (Gun - Target), tal como se observa en la **Figura A-5** (*puntos de color azul*).

Tabla A-1: Valores del Índice Gamma en Seven29 con VeriSoft para los volúmenes de diferente tamaño, con daño y sin daño en el Target.

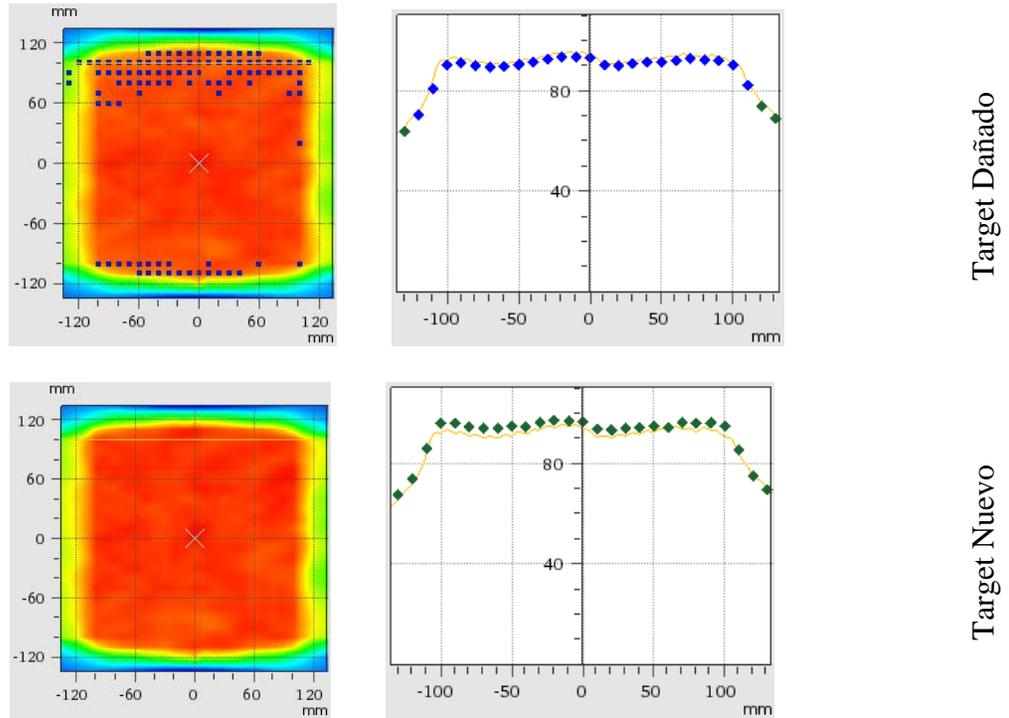
Cilindro (cm)	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Con Daño	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
Sin Daño	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
Cilindro (cm)	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
Con Daño	99.0	99.8	98.9	99.2	98.6	96.6	93.0	94.2	86.3	84.1
Sin Daño	100.0	100.0	99.8	99.7	99.0	99.1	100.0	100.0	100.0	99.9

Figura A-5: Perfil Radial con VeriSoft, en el cilindro de 22 cm.



En la **Figura A-6** se ilustra un perfil trasversal que proviene del sistema de planeación (*línea de color amarillo, valor teórico esperado*) en el hombro más cercano al Gun, se observa una clara subdosificación en el sector mostrando coherencia con los datos recolectados en el tanque de dosimetría Scan-Lift; los puntos de color verde en los perfiles de la **Figura A-5** y **Figura A-6** indican que el Índice Gamma cumple los requerimientos de $DTA = 3 \text{ mm}$ y $DD = 3 \%$ en esa posición evaluada, mientras que los de color azul indican subdosificación y fallo del Índice Gamma .

Figura A-6: Perfil Trasversal con VeriSoft, en el cilindro de 21 cm.



El presente trabajo fue fundamental para determinar la existencia de un daño en el Target, los datos recolectados dieron pie a pruebas más especializadas donde Varian por medio del personal de servicio técnico, desplazó espacialmente el target, realizó medidas con IC PROFIER (Sun Nuclear Corporation), Scan-Lift T41024 (PTW Freiburg), Tandem T10015 (PTW Freiburg) y cámara de ionización Semi-flex 0.125 cm² TN31010 (PTW Freiburg) y certificó que efectivamente existía un daño en el Target, ver **Figura A-7**.

Figura A-7: Daño Físico en el Target para fotones de 6 MeV.



Bibliografía.

- [1]. *Instituto Nacional de Radium. UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA.* Bogotá : Anuario Universidad Nacional de Colombia, 1939.
- [2]. **FAIZ M. KHAN, JOHN P. GIBBONS.** *The Physics of Radiation Therapy.* Edition 5. Philadelphia : Wolters Kluwer, 2014.
- [3]. **SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA.** *Fundamentos de Física Médica.* España : ADI Servicios Editoriales, 2014. Vols. 5: Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad.
- [4]. **WORLD HEALTH ORGANIZATION, WHO.** *Quality Assurance in Radiotherapy.* Geneva, 1988.
- [5]. **ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA.** *TECDOC-1151: Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.* Viena : OIEA, 2000.
- [6]. **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: Radiation Therapy Committee Task Group 53.* USA : AAPM, 1998.
- [7]. **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** *Quality assurance of medical accelerators: Task Group 142 report.* USA : AAPM, 2009.
- [8]. **CANTERO D, GUTIÉRREZ-IBARLUZEA I, ARCELAY A, BOVEDA E, CELEIRO J, GARCÍA MA, LÓPEZ JL. ROSELLÓ J, BILBAO P.** *Control de calidad en radioterapia de intensidad modulada.* Gobierno Vasco : Proyecto FIS. Vitoria Gasteiz. Departamento de Sanidad, 2008. Informe nº Osteba D-08-04.

- [9]. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.** *ICRU REPORT 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50).* Meryland : ICRU, 1999.
- [10]. **DÍAZ, WARLY ROJAS.** *Comparación de las Técnicas Dinámica y Estática para la Administración de la Dosis en Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).* Bogotá : s.n., 2011.
- [11]. *RTOG-0415: A Phase III Randomized Study Of Hypofractionated 3D-CRT/IMRT Versus Conventionally Fractionated 3D-CRT/IMRT In Patients With Favorable-Risk Prostate Cancer.* **RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP.** USA : RTOG, 2014.
- [12]. *RTOG-0522: A Randomized Phase III Trial Of Concurrent Accelerated Radiation And Cisplatin Versus Concurrent Accelerated Radiation, Cisplatin, And Cetuximab (C225) [Followed By Surgery For Selected Patients] For Stage III And IV Head And Neck Carcinomas.* **RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP.** USA : RTOG, 2014.
- [13]. *A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification.* **MOHAMMAD HUSSEIN, ELIZABETH J. ADAMS, THOMAS J. JORDAN, CATHARINE H. CLARK, AND ANDREW NISBET.** Guildford : Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2013, Vol. 14.
- [14]. **ESTRO.** *Booket No.9. Guidelines for the Verification of IMRT.* First Edition. Brussels : s.n., 2008.
- [15]. *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation.* **TOM DEPUYDT, ANN VAN ESCH, DOMINIQUE PIERRE HUYSKENS.** Leuven : Elsevier, Radiotherapy and Oncology, 2002, Vol. 62.
- [16]. *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.* **DANIEL A. LOW, WILLIAM B. HARMS, SASA MUTIC, AND JAMES A. PURDY.** Missouri : s.n., 1998.
- [17]. **FALCO, EDGAR.** *Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID.* Córdoba-Argentina : Universidad Nacional de Córdoba, 2015.

- [18]. **MUÑOZ BRAVO, JORGE EMILIO.** *Comparación de las técnicas de Terapia Conformada Dinámica (IMRT) y Arcoterapia (VMAT) mediante el uso de películas radiocrómicas: Casos de próstata y cabeza-cuello.* Bogotá : s.n., 2015.
- [19]. *A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems.* **MOHAMMAD HUSSEIN, PEJMAN ROWSHANFARZAD, MARTIN A. EBERT, ANDREW NISBET, CATHARINE H. CLARK.** Guildford : Elsevier, Radiotherapy and Oncology, 2009, Vol. 109.
- [20]. **OMAR ENRIQUE NAIZZIR OLAVE.** *Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pretratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada.* Bogotá : Universidad Nacional de Colombia, 2014.
- [21]. **GARZÓN OBANDO, OSCAR GABRIEL.** *Configuración y puesta en servicio de un sistema electrónico de imágenes portales para la verificación dosimétrica de planes de tratamiento con técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT y VMAT).* Bogotá : Universidad Nacional de Colombia, 2015.
- [22]. **JOHANA ALEXANDRA VELASCO JARAMILLO.** *Análisis Gamma en Tres Dimensiones para la Verificación de Planes de Tratamiento de Cáncer de Próstata con Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).* Bogotá : Universidad Nacional de Colombia, 2015.
- [23]. *On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom.* **ANN VAN ESCH, CHRISTIAN CLERMONT, MAGALI DEVILLERS, MAURO LORI, DOMINIQUE P. HUYSKENS.** Namur : Belgium, 2007.
- [24]. *Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification.* **BJOERN POPPE, ARNE BLECHSCHMIDT, ARMAND DJOUGUELA, RALF KOLLHOFF, ANTJE RUBACH, KAY C. WILLBORN, DIETRICH HARDER.** Oldenburg-Goettingen : Alemania, 2006.
- [25]. *Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments.* **E SPEZI, A L ANGELINI, F ROMANI, A FERRI.** Bologna : Italia, 2005.
- [26]. *Characterization of responses of 2d array seven29 detector and its combined use with octavius phantom for the patient-specific quality assurance in rapidarc treatment delivery.* **S. A. SYAMKUMAR, M.Sc., SRIRAM PADMANABHAN, M.Sc., PRABAKAR SUKUMAR, M.Sc., VIVEKANANDAN NAGARAJAN, Ph.D.** Chennai : India, 2010.

- [27]. *Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device.* **B. M. C. McCURDY, K. LUCHKA, S. PISTORIUS.** Canada : American Association of Physicists in Medicine, 2001.
- [28]. *Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy.* **PETER B. GREER, CARMEN C. POPESCU.** Canada : American Association of Physicists in Medicine, 2003.
- [29]. *Dose–response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic.* **L. N. McDERMOTT, R. J. W. LOUWE, J.-J. SONKE, M. B. VAN HERK, B. J. MIJNHEERA.** Netherlands : American Association of Physicists in Medicine, 2003.
- [30]. *The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields.* **ANN VAN ESCH, TOM DEPUYDT, DOMINIQUE PIERRE HUYSKENS.** Bélgica : Elsevier Ireland Ltd, 2004.
- [31]. **ERIK WAHLIN.** *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device.* Universidad de Estocolmo, Facultad de Ciencias, Física de Radiaciones : Tesis estudiantil, 2006.
- [32]. *Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal.* **O RIPOL VALENTÍN, A GARCÍA ROMERO, A. HERNÁNDEZ VITORIA, J. JIMÉNEZ ALBERICIO, J CORTÉS RODICIO, E MILLÁN CEBRIÁN, P. RUIZ MANZANO, M. CANELLAS ANOZ.** Zaragoza : s.n., 2010.
- [33]. *Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use.* **ANN VAN ESCH, DOMINIQUE P. HUYSKENS, LUKAS HIRSCHI, STEFAN SCHEIB, CHRISTOF BALTES.** 6, Bélgica, Suiza : Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2013, Vol. 14.
- [34]. *Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40.* **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** USA : AAPM, 1993.
- [35]. *Dosimetry tools and techniques for IMRT: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 120.* **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** USA : AAPM, 2011.

- [36]. *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee.* **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** USA : AAPM, 2003.
- [37]. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.** *Setting up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects.* Vienna : IAEA, 2008.
- [38]. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.** *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices a Tool for Quality Improvement.* Vienna : IAEA, 2007.
- [39]. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY..** *El físico médico: Criterios y recomendaciones para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación en América Latina.* Viena : IAEA, 2010.
- [40]. *Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc.* **OTTO KARL.** **Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single.** 310-317, Vancouver : American Association of Physicists in Medicine, 2008, Vol. 35.
- [41]. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.** *ICRU REPORT 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT).* Geneva : Oxford University, 2010.
- [42]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *User Manual: OCTAVIUS® Detector 729 (T10040) and Detector Interface 4000 (T16039).* Freiburg : PTW, 2013.
- [43]. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, E.B. PODGORSK.** *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Vienna : IAEA, 2005.
- [44]. **HAROLD ELFORD JOHNS, JOHN ROBERT CUNNINGHAM.** *The Physics of Radiology.* Springfield : Charles C Thomas, 1983.
- [45]. **FRANK HERBERT ATTIX.** *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* Weinheim : WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
- [46]. **CARLOS FERNÁNDEZ FERNÁNDEZ.** *Física de las Radiaciones Ionizantes en Radioterapia.* A Coruña : s.n., 2009.

- [47]. **ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA.** *TECDOC 398 - Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos (Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua).* Viena : OIEA, 2005.
- [48]. *Validación de unas pruebas de control de calidad del colimador multilámina utilizando dispositivos electrónicos de imagen portal.* **ARTUR LATORRE-MUSOLL, NURIA JORNET SALA, PABLO CARRASCO DE FEZ, TERESA EUDALDO PUELL, AGUSTI RUIZ MARTINEZ, MONTSERRAT RIBAS MORALES.** 14(2):99-110, Barcelona : Rev Fis Med, 2013.
- [49]. **VARIAN MEDICAL SYSTEMS.** *Portal Dosimetry 11 (Rev 1.1.0).* Palo Alto : s.n., 2012.
- [50]. *Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research.* **LARRY E ANTONUK.** 47 (2002) R31–R65, Michigan : Physics in Medicine and Biology, 2002.
- [51]. **SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA.** *Fundamentos de Física Médica.* España : ADI Servicios Editoriales, 2013. Vols. 4: Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación, y control de calidad.
- [52]. *IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119.* **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE.** USA : AAPM, 2009.
- [53]. *A literature review of electronic portal.* **VAN ELMPT, WOUTER; MCDERMOTT, LEAH; NIJSTEN, SEBASTIAAN; WENDLING, MARKUS; LAMBIN, PHILIPPE; MIJNHEER, BEN.** 3, 2008, Radiotherapy and oncology, Vol. 88, pp. 289-309.
- [54]. *Replacing Pretreatment Verification with in Vivo EPID Dosimetry for Prostate IMRT.* **LEAH N. McDERMOTT, B.A./B.SC.(HONS), MARKUS WENDLING, PH.D., JAN-JAKOB SONKE, PH.D., MARCEL VAN HERK, PH.D., AND BEN J. MIJNHEER, PH.D.** 5, Printed in the USA : Elsevier Inc, 2007, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Vol. 67, pp. 1568-1577.
- [55]. **VARIAN MEDICAL SYSTEMS.** *RapidArc 11 Operations (Rev 1.1).* Palo Alto : s.n., 2012.

- [56]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *Detectors (Ionizing Radiation)*. Freiburg : s.n., 2010.
- [57]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *Manual de Instrucciones (UNIDOS E) Dosímetro Universal PTW*. Freiburg : s.n., 2007.
- [58]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *Instruction Manual RW3 Slab Phantom (T29672 and T40006.1.001)*. Freiburg : s.n., 2011.
- [59]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *Manual del Usuario (Maniquí OCTAVIUS T40054)*. Freiburg : s.n., 2012.
- [60]. **VARIAN MEDICAL SYSTEMS.** *Installation and verification of the Portal Dosimetry Pre-Configuration Package*. Palo Alto : s.n., 2014.
- [61]. **PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN.** *User Manual VeriSoft (Version 4.2.1 or higher)*. Freiburg : s.n., 2011.
- [62]. **VARIAN MEDICAL SYSTEMS.** *Portal Dosimetry Reference Guide (ARIA® Radiation Therapy Management)*. Palo Alto : s.n., 2013.
- [63]. *Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT. A SERNA, V PUCHADES, F MATA.* Hospital General Universitario Santa Lucia, C/ Mezquita, Cartagena, Región de murcia : s.n., 2011.
- [64]. **INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION.** *Medical Electrical Equipment - Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. 3 ed. Ginebra : s.n., 2011.
- [65]. *Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers.* **VAN DYK, J., BARNETT, R., CYGLER, J.,SHRAGGE, P.** 26, 1993, Journal. Radiat. Oncolo. Biol. Phys, pp. 261-273.
- [66]. *2D AND 3D dose verification at The Netherlands Cancer Institute-Antoni van Leeuwenhoek Hospital using EPIDs.* **BEN MIJNHEER, ANTON MANS, IGOR OLACIREGUI-RUIZ, JAN-JAKOB SONKE, RENETIELENBURG, MARCEL VAN HERK, RON VIJLBRIEF, JOEP STROOM.** Amsterdam : IOP Publishing, 2010, Journal of Physics: ConferenceSeries 250 (2010) 012020. The 6th International Conference on 3D Radiation Dosimetry. doi:10.1088/1742-6596/250/1/012020.
- [67]. **VARIAN MEDICAL SYSTEMS.** *Installation product Acceptance, High Energy C-Series Clinac*. USA : Varian, 2003.

- [68]. **VARIAN MEDICAL SYSTEM.** *Urgent Medical Device Correction, Urgent Field Safety Notice: Unexpected 6MV Beam Output Variations.* USA : Varian, 2014. PN CP-12459 Rev A.
- [69]. *Measurement of changes in linear accelerator photon energy through flatness variation using an ion chamber array.*. **S. GAO, P. BALTER, M. ROSE, AND W. SIMON 40(4)**, . 042101, 2013, Med. Phys., Vol. 40 (4).
- [70]. *Detection of the photon target damage in Varian Linac based on periodical quality assurance measurements.* **S.GAO, P.BALTER, X.WANG, R.SADAGOPAN AND J POLLARD.** 3389, 2015, Med. Phys, Vol. 42.
- [71]. **VARIAN MEDICAL SYSTEM.** *Portal Dosimetry.* Palo Alto : Rev 1.1.0, 2012.