



**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA**

ANÁLISIS DEL CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO PARA TRATAMIENTO  
DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA DE INTENSIDAD MODULADA  
COMPARANDO UN ARREGLO CILÍNDRICO DE DIODOS Y DETECTORES DE  
SILICIO AMORFO DE PANEL PLANO

**Línea de investigación:**

**Física nuclear y ambiental**

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciada en Física

**Autora:**

Moscoso Carrasco, Jenny Maribel

**Asesora:**

Guzmán Calcina, Sandra  
(ORCID: 0000-0002-5072-2525)

**Jurado:**

Arbulu Chanduvi, Luis Santiago  
Neri Lujan, Lidia Gumercinda  
Aguilar Castro, Guillermo Santiago

**Lima - Perú**

**2022**

**Referencia:**

Moscoso, J. (2022). *Análisis del control de calidad dosimétrico para tratamiento de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada comparando un arreglo cilíndrico de diodos y detectores de silicio amorfo de panel plano*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Federico Villarreal]. Repositorio Institucional UNFV. <https://hdl.handle.net/20.500.13084/6208>



**Reconocimiento - No comercial - Sin obra derivada (CC BY-NC-ND)**

El autor sólo permite que se pueda descargar esta obra y compartirla con otras personas, siempre que se reconozca su autoría, pero no se puede generar obras derivadas ni se puede utilizar comercialmente.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>



**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA**

**ANÁLISIS DEL CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO PARA TRATAMIENTO  
DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA DE INTENSIDAD MODULADA  
COMPARANDO UN ARREGLO CILÍNDRICO DE DIODOS Y DETECTORES DE  
SILICIO AMORFO DE PANEL PLANO**

Línea de investigación:

Física nuclear y ambiental

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

**Autor:**

Moscoso Carrasco Jenny Maribel

**Asesor:**

Guzmán Calcina, Sandra

(ORCID: 0000-0002-5072-2525)

**Jurado:**

Arbulu Chanduvi, Luis Santiago

Neri Lujan, Lidia Gumercinda

Aguilar Castro, Guillermo Santiago

**Lima - Perú**

**2022**

## **DEDICATORIA**

A mis padres por brindarme su apoyo incondicional en cada reto que me proponga.

A mis hermanos  
Por estar conmigo en las buenas y malas.

A ti HBK  
Por ser mi compañero mental y por enseñarme a nunca rendirme.

*Nunca, nunca, nunca te rindas*

*Winston S. Churchill*

## **AGRADECIMIENTO**

A dios ante todo por brindarme la oportunidad de estudiar una carrera universitaria y porque gracias a ello día a día me forjo un destino en el camino del aprendizaje.

A mi familia Moscoso Carrasco

**A la PhD. Sandra Guzmán**, profesora de la facultad de ciencias, por el constante apoyo, enseñanzas, consejos y sobre todo por la confianza para el desarrollo de cada proyecto propuesto.

**Al Físico Médico José Ramírez**, jefe del área de radioterapia de la clínica Aliada contra el cáncer por permitirme realizar mi trabajo de investigación en las instalaciones de la clínica y por todo el apoyo, la enseñanza, constancia y la asesoría brindada.

# ÍNDICE GENERAL

<b>LISTA DE ABREVIATURA .....</b>	<b>1</b>
<b>RESUMEN .....</b>	<b>2</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>3</b>
<b>I. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>4</b>
<i>1.1 Descripción y formulación del problema .....</i>	<i>6</i>
<i>1.2 Antecedentes .....</i>	<i>6</i>
<i>1.3 Objetivos .....</i>	<i>11</i>
<i>1.4 Justificación .....</i>	<i>11</i>
<i>1.5 Hipótesis .....</i>	<i>13</i>
<b>II. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>14</b>
<i>2.1 Interacción de la Radiación con la Materia .....</i>	<i>14</i>
<i>2.1.1 Efecto Fotoeléctrico .....</i>	<i>14</i>
<i>2.1.2 Efecto Compton .....</i>	<i>15</i>
<i>2.1.3. Producción de Pares .....</i>	<i>16</i>
<i>2.2 Acelerador Lineal (LINAC) .....</i>	<i>17</i>
<i>2.2.1 Colimador Multilaminas .....</i>	<i>17</i>
<i>2.3 Radioterapia de Intensidad Modulada .....</i>	<i>18</i>
<i>2.4 Evolución de la radioterapia de intensidad modulada a VMAT .....</i>	<i>18</i>
<i>2.5 Técnica de planificación en radioterapia de intensidad modulad .....</i>	<i>19</i>
<i>2.6 Control de Calidad (CC) .....</i>	<i>20</i>
<i>2.6.1 Diferencia de Dosis (DD) .....</i>	<i>22</i>
<i>2.6.2 Distancia de Coincidencia (DTA) .....</i>	<i>22</i>
<i>2.6.3 Índice Gamma .....</i>	<i>23</i>
<i>2.7 Detectores semiconductores .....</i>	<i>26</i>
<i>2.7.1 Diodos como detectores de radiación .....</i>	<i>26</i>

<i>2.7.2 Arreglo cilíndrico de diodos</i> .....	29
<i>2.7.3 EPID a-Si 1000</i> .....	31
<b>III. MÉTODO</b> .....	36
<i>3.1 Tipo de Investigación</i> .....	36
<i>3.2 Ámbito temporal y espacial</i> .....	36
<i>3.3 Variables</i> .....	36
<i>3.4 Población y muestra</i> .....	38
<i>3.5 Instrumentos</i> .....	39
<i>3.5.1 Acelerador Lineal</i> .....	39
<i>3.5.2 Detector cilíndrico ArcCHECK</i> .....	40
<i>3.5.3 Detector EPID aSi-1000</i> .....	41
<i>3.6 Procedimientos</i> .....	42
<i>3.6.1 Fases del estudio</i> .....	43
<i>3.6.2 Caracterización Dosimétrica del ArcCHECK</i> .....	45
<i>3.6.3 Caracterización Dosimétrica del EPID</i> .....	48
<i>3.7 Analisis de datos</i> .....	52
<i>3.8 Consideraciones éticas</i> .....	52
<b>IV. RESULTADOS</b> .....	53
<i>4.1 Resultado de las pruebas para la caracterización del ArcCHECK</i> .....	55
<i>4.1.1 Reproducibilidad</i> .....	55
<i>4.1.2 Repetibilidad</i> .....	57
<i>4.1.3 Linealidad</i> .....	59
<i>4.1.4 Dependencia con el tamaño de campo</i> .....	61
<i>4.1.5 Dependencia con la tasa de Dosis</i> .....	64
<i>4.1.6 Dependencia angular</i> .....	65
<i>4.2 Resultado de las pruebas para la caracterización del EPID</i> .....	68
<i>4.2.1 Reproducibilidad</i> .....	68
<i>4.2.2 Repetibilidad</i> .....	69

<i>4.2.3 Linealidad</i> .....	71
<i>4.2.4 Dependencia con el tamaño de campo</i> .....	73
<i>4.2.5 Dependencia con la tasa de dosis</i> .....	75
<i>4.2.6 Dependencia Angular</i> .....	77
<i>4.3 Evaluación dosimétrica con el detector ArcCHECK</i> .....	79
<i>4.4 Evaluación dosimétrica con el detector EPID</i> .....	82
<i>4.5 Comparación de promedio de índice gamma de cada detector</i> .....	86
<i>4.6 Comparación de índice gamma por detector</i> .....	87
<i>4.6.1 Cáncer de pulmón</i> .....	87
<i>4.6.2 Cáncer de mama</i> .....	89
<i>4.6.3 Cáncer de Próstata</i> .....	91
<i>4.6.4 Cáncer de cabeza y cuello</i> .....	92
<i>4.6.5 Cáncer de Cerebro</i> .....	94
<i>4.6.6 Cáncer de Cérvix</i> .....	95
<b>V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS</b> .....	97
<b>VI. CONCLUSIONES</b> .....	101
<b>VII. RECOMENDACIONES</b> .....	103
<b>VIII. REFERENCIAS</b> .....	104
<b>IX. ANEXOS</b> .....	112

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Aseguramiento de calidad del pre tratamiento con dosimetría portal (método GLAAs)	<b>7</b>
<b>Tabla 2.</b> Descripción de variables	<b>37</b>
<b>Tabla 3.</b> Cálculo de tamaño de muestra	<b>38</b>
<b>Tabla 4.</b> Descripción del detector	<b>40</b>
<b>Tabla 5.</b> Descripción de las planificaciones	<b>53</b>
<b>Tabla 6.</b> Número de pacientes por diagnóstico	<b>54</b>
<b>Tabla 7.</b> Resultado de los valores en cGy medidos para UM	<b>55</b>
<b>Tabla 8.</b> Valores de dosis y UM obtenidos	<b>58</b>
<b>Tabla 9.</b> Valores obtenidos en la prueba de linealidad	<b>60</b>
<b>Tabla 10.</b> Valores obtenidos de dosis para diferentes tamaños de campo	<b>63</b>
<b>Tabla 11.</b> Respuesta del detector con la variación de la tasa de dosis	<b>64</b>
<b>Tabla 12.</b> Valores de la dosis respecto a la variación del ángulo del gantry	<b>67</b>
<b>Tabla 13.</b> Valores de la respuesta del detector para medir reproducibilidad	<b>69</b>
<b>Tabla 14.</b> Valores de respuesta del detector para medir repetibilidad	<b>70</b>
<b>Tabla 15.</b> Valores de respuesta del detector para analizar linealidad	<b>72</b>
<b>Tabla 16.</b> Respuesta del detector para analizar su variación con los tamaños de campo	<b>74</b>
<b>Tabla 17.</b> Respuesta del detector para analizar la dependencia con la tasa de dosis	<b>76</b>
<b>Tabla 18.</b> Respuesta del detector ante la variación del ángulo del gantry	<b>78</b>
<b>Tabla 19.</b> Valores del índice gamma para el 3mm 3% con el ArcCHECK	<b>79</b>
<b>Tabla 20.</b> Valores del índice gamma para el 3mm 2% con el ArcCHECK	<b>81</b>
<b>Tabla 21.</b> Valores del índice gamma para el 2mm 3% con el ArcCHECK	<b>82</b>

<b>Tabla 22.</b> Valores del índice gamma para el 3mm 3% con el EPID	<b>83</b>
<b>Tabla 23.</b> Valores del índice gamma para el 3mm 2% con el EPID	<b>84</b>
<b>Tabla 24.</b> Valores del índice gamma para el 2mm 3% con el EPID	<b>85</b>

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Diagrama del efecto fotoeléctrico	<b>15</b>
<b>Figura 2.</b> Representación del efecto Compton	<b>16</b>
<b>Figura 3.</b> Diagrama del procedimiento de producción de pares	<b>16</b>
<b>Figura 4.</b> a) Planificación directa b) Planificación inversa	<b>20</b>
<b>Figura 5.</b> Representación geométrica para el criterio de evaluación con la DD y DTA	<b>23</b>
<b>Figura 6.</b> Representación de la incidencia de puntos que pasan y no pasan tras la evaluación	<b>24</b>
<b>Figura 7.</b> Representación del elipsoide comparando la distribución evaluada con la de referencia	<b>25</b>
<b>Figura 8.</b> Colección de carga en un semiconductor	<b>27</b>
<b>Figura 9.</b> Representación de diodo tipo N	<b>28</b>
<b>Figura 10.</b> Representación de diodo tipo P	<b>28</b>
<b>Figura 11.</b> Características del arreglo helicoidal de diodos	<b>29</b>
<b>Figura 12.</b> Posiciones del Gantry para la irradiación	<b>30</b>
<b>Figura 13.</b> Diagrama del proceso de funcionamiento de un pixel en el EPID	<b>33</b>
<b>Figura 14.</b> Descripción de elementos del EPID	<b>34</b>
<b>Figura 15.</b> Representación de la ventana del programa Portal Dosimetry	<b>35</b>
<b>Figura 16.</b> Acelerador lineal Varian Trilogy	<b>39</b>
<b>Figura 17.</b> Detector ArcCHECK arreglo volumétrico de diodos	<b>41</b>
<b>Figura 18.</b> Vista frontal del Acelerador lineal Trilogy	<b>41</b>
<b>Figura 19.</b> Diagrama de flujo del desarrollo de tesis	<b>43</b>
<b>Figura 20.</b> Esquema para realizar las pruebas de rendimiento de los detectores	<b>45</b>
<b>Figura 21.</b> Posicionamiento del detector para las pruebas de caracterización	<b>45</b>

<b>Figura 22.</b> Imagen preliminar del posicionamiento del EPID para las pruebas	<b>50</b>
<b>Figura 23.</b> Arreglo de diodos para reproducibilidad con 100UM	<b>55</b>
<b>Figura 24.</b> Respuesta del detector ArcCHECK ante diferentes UM	<b>57</b>
<b>Figura 25.</b> Arreglo de diodos para repetibilidad con 100UM	<b>57</b>
<b>Figura 26.</b> Repetibilidad de los datos con detector ArcCHECK	<b>59</b>
<b>Figura 27.</b> Distribución de los diodos para el cálculo de la Linealidad	<b>59</b>
<b>Figura 28.</b> Representación de los valores medidos de dosis en relación al aumento de UM	<b>61</b>
<b>Figura 29.</b> Límite del área activa del detector ArcCHECK	<b>61</b>
<b>Figura 30.</b> Distribución de los diodos para tamaño de campo de 10x10cm <sup>2</sup>	<b>62</b>
<b>Figura 31.</b> Respuesta del detector con la variación de tamaño de campo	<b>63</b>
<b>Figura 32.</b> Distribución de diodos para dependencia con la tasa de dosis de 600UM/min	<b>64</b>
<b>Figura 33.</b> Representación de valores normalizados a una tasa de dosis de 600UM/min	<b>65</b>
<b>Figura 34.</b> Arreglo de diodos para giro de gantry de 0°	<b>66</b>
<b>Figura 35.</b> Arreglo de diodos para giro de gantry de 90°	<b>66</b>
<b>Figura 36.</b> Variaciones en la respuesta del detector respecto al ángulo del gantry	<b>67</b>
<b>Figura 37.</b> Parámetros y punto central del eje para medidas de la reproducibilidad del detector	<b>68</b>
<b>Figura 38.</b> Valores de CU medido versus la fecha de medición para la reproducibilidad del EPID	<b>69</b>
<b>Figura 39.</b> Parámetros y punto central del eje para medidas de la repetibilidad del EPID	<b>70</b>
<b>Figura 40.</b> Representación de valores de la Repetibilidad del detector EPID	<b>71</b>
<b>Figura 41.</b> Esquematación de valores para cálculo de linealidad del EPID	<b>72</b>

<b>Figura 42.</b> Representación de los valores medidos de CU en relación al aumento de UM	<b>73</b>
<b>Figura 43.</b> Valores para el cálculo de la respuesta del detector con los tamaños de campo	<b>74</b>
<b>Figura 44.</b> Respuesta del detector frente a la variación de dimensiones de campos	<b>75</b>
<b>Figura 45.</b> Representación gráfica de valores para dependencia de la medida con la variación de tasa de dosis	<b>76</b>
<b>Figura 46.</b> Representación de los valores de CU normalizados a 600UM/min	<b>77</b>
<b>Figura 47.</b> Representación de los valores para el cálculo de la dependencia angular	<b>77</b>
<b>Figura 48.</b> Representación de los valores de CU medido respecto a la variación de los ángulos del gantry	<b>79</b>
<b>Figura 49.</b> Comparación del índice gamma promedio por detector	<b>87</b>
<b>Figura 50.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>87</b>
<b>Figura 51.</b> Comparación de Índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>88</b>
<b>Figura 52.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>88</b>
<b>Figura 53.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>89</b>
<b>Figura 54.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>90</b>
<b>Figura 55.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>90</b>
<b>Figura 56.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>91</b>
<b>Figura 57.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>91</b>
<b>Figura 58.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>92</b>
<b>Figura 59.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>92</b>
<b>Figura 60.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>93</b>
<b>Figura 61.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>93</b>

<b>Figura 62.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>94</b>
<b>Figura 63.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>94</b>
<b>Figura 64.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>95</b>
<b>Figura 65.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm	<b>95</b>
<b>Figura 66.</b> Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%	<b>96</b>
<b>Figura 67.</b> Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%	<b>96</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS

a-Si	Amorphous Silicon (Silicio Amorfo)
CA	Cáncer
CC	Control de Calidad
CCC	Coefficiente de Correlación de Concordancia
DA	Dosis Absorbida
DTA	Distance to Agreement (Distancia de Coincidencia)
EPID	Electronic Portal Imaging Device (Dispositivo de Imágenes de Portal Electrónico)
GC	Garantía de Calidad
GAI	Índice de Acuerdo Gamma
IAEA	International Atomic Energy Agency (Agencia Internacional de Energía Atómica)
IDU	Image Detection Unit (Unidad de detección de imagen)
IGRT	Image Guided Radiotherapy (Radioterapia Guiada por Imágenes)
IMRT	Técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada
LINAC	Acelerador Lineal
MLC	MultiLeaf Collimator (Colimadores Multilaminas)
OAR	Organs at Risk (Órganos en Riesgo)
PSQA	Patient-Specific Quality Assurance (Aseguramiento de calidad Paciente Específico)
PTV	Planning Treatment Volumen (Volumen de Tratamiento de Planificación)
PV	Portal Vision
SBRT	Stereotaxic Body Radiotherapy (Radioterapia Estereotaxica Corporal)
TFT	Thin Film Transistors (Transistores de Película Delgada)
TG	Task Group (Trabajo Grupal)
TPS	Treatment Planning System (Sistema de Planificación de Tratamiento)
VMAT	Volumetric-Modulated Arc Therapy (Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada)

## RESUMEN

La Arcoterapia Volumétrica Modulada (*Volumetric Modulated Arc Therapy*, VMAT) es una de las técnicas modernas más usadas para brindar tratamiento oncológico dentro del área de Radioterapia. Esta técnica se caracteriza por la modulación del haz de radiación al contorno del tumor mientras se va irradiando de manera continua la zona dañada. Razón por la cual requiere de un estricto Control de Calidad (CC). Existen varios dispositivos electrónicos con los que se puede realizar los CC, cada uno de ellos tienen sus ventajas y desventajas que van desde tiempo de ejecución hasta la robustez en los resultados. El presente trabajo tuvo como objetivo analizar los CC de planificaciones hechas con la técnica VMAT haciendo uso de 2 detectores para comparar cuál de ellos sería la mejor opción en base a los parámetros de índice gamma, Distancia de Coincidencia = 3 mm (*Distance To Agreement*, DTA) y Diferencia de Dosis (DD) = 3 %. Para la metodología se consideró un diseño cuantitativo con enfoque observacional. Se compararon los CC hechos con el ArcCHECK y Dispositivo de Imágenes de Portal Electrónico (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID) ambos para las mismas planificaciones. Tras el análisis se obtuvo en promedio un índice gamma 98.5% usando el ArcCHECK, mientras que un 97.5% con el EPID. Se concluyó que ambos detectores cumplen con el objetivo de ser buenos elementos para calificar un plan de tratamiento. Aunque mejores resultados se obtienen con el sistema dosimétrico ArcCHECK; Además, se observó una asociación entre el tipo de cáncer y el índice gamma.

*Palabras clave:* arcoterapia volumétrica modulada, control de calidad, dispositivo electrónico de imagen portal, índice gamma.

## ABSTRACT

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) is one of the most used modern techniques to provide cancer treatment within the radiotherapy area. This technique is characterized by the modulation of the radiation beam to the contour of the tumor while the damaged area is continuously irradiated. Reason why it requires a strict Quality Control (QC). There are several electronic devices with which QC can be performed, each of them has its advantages and disadvantages that range from execution time to robustness in the results. The objective of the present work was to analyze the CC of the planning made with the VMAT technique using 2 detectors to compare which of them is the best option based on the parameters of Gamma Index, Coincidence Distance = 3 mm (Distance to Agreement, DTA) and Dose Difference (DD) = 3%. For the methodology, a quantitative design with an observational approach was considered. The QCs made with the ArcCHECK and Electronic Portal Imaging Device (EPID) were compared both for the same schedules. After the analysis, an average 98.5% gamma index was obtained using the ArcCHECK, while 97.5% with the EPID. It was concluded that both detectors meet the objective of being good elements to qualify a treatment plan. Although better results are obtained with the ArcCHECK dosimetric system; In addition, an association was observed between the type of cancer and the gamma index.

*Keywords:* volumetric modulated arc therapy, quality control, electronic portal imaging device, gamma index.

## I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años los tratamientos de cáncer bajo la modalidad de radioterapia han ido en ascenso y con ello la aparición de técnicas refinadas. Una de las técnicas que ha tomado mayor protagonismo es la técnica VMAT. Se trata de una técnica en la que se imparte la radiación de manera modulada mediante las MLC dando forma al Volumen de Tratamiento de Planificación (*Planning Treatment Volume*, PTV). En el Perú empezó a implementarse desde el 2013. Este procedimiento conlleva a realizar CC que garanticen un adecuado tratamiento para el paciente (Español, 2014). En este ámbito se han desarrollado técnicas que requieren equipos dosimétricos que entre ellos se tiene: ArcCHECK, MapCHECK, EPID, Cámaras de ionización y películas radiocrónicas o radiográficas. En este entorno se han desarrollado muchas investigaciones sobre sistemas dosimétricos para CC en técnica VMAT.

Realizar el Aseguramiento de Calidad Paciente Específico (*Patient-Specific Quality Assurance*, PSQA) permite tener un mayor control sobre la planificación y tratamiento del paciente. Entre los dispositivos electrónicos que ayudan a realizar los CC están los detectores de panel plano como el EPID constituido por diodos de Silicio Amorfo (Amorphous Silicon, a-Si), los detectores volumétricos como el ArcCHECK que está compuesto por un arreglo de diodos y los detectores con cámaras de ionización (Lucas Solari, 2016; Mancuzo, 2017).

La determinación de dosis usando EPID permite realizar pruebas para fijar el posicionamiento tanto del paciente como del gantry previo al inicio de tratamiento. El principal rol del EPID es la obtención de imágenes digitales en tiempo real, lo cual hace posible que estas puedan ser comparadas con imágenes de referencia que ayudaran a valorar los CC de las planificaciones (Mancuzo, 2017).

Adicional a ello, el arreglo de diodos también permite realizar CC para corroborar que la dosis planificada y la dosis entregada sea la misma (Contreras Rodríguez, 2015; Trujillo García, 1998). Todos los sistemas dosimétricos requieren controles previos que garanticen su correcto funcionamiento. Por ello, se han implementado protocolos, guías y/o manuales de uso que abarcan la caracterización y calibración de los sistemas dosimétricos y evaluación de los CC que basan su análisis cuantitativo en los indicadores del índice gamma para la comparación de dosis medida y calculada (Medina Pinzón, 2013).

El índice gamma toma a consideración la variación de dosis en una determinada distancia, donde se asume que el 100 % de los puntos serán expuestos a la evaluación gamma. Para dar como aprobado un plan de tratamiento es necesario que como mínimo el 95% de los puntos evaluados aprueben el índice gamma (Gonzales Pacheco, 2016).

Las clínicas y/o establecimientos de salud en los que se brindan estos tratamientos tienen la responsabilidad de garantizar un tratamiento óptimo donde el beneficiado sea el paciente. Por lo mismo, en el mercado se ofrecen una variedad de dispositivos electrónicos con sus características propias. El presente trabajo tuvo como objetivo evaluar las características dosimétricas del EPID y del ArcCHECK a fin de compararlos y analizar con cuál de ellos se obtienen mejores resultados al realizar CC en planificaciones de distintas áreas anatómicas hechas con técnica VMAT.

## **1.1 Descripción y formulación del problema**

Existen documentos y normas técnicas que establecen la prioridad de realizar CC en procedimientos de radioterapia, entre los que se tiene: IAEA-TECDOC-1151 (IAEA, 2019), AAPM Trabajo Grupal (Task Group, TG) 120 (Low et al., 2011a), AAPM TG 58 (Herman et al., 2001) y AAPM TG 119 (Ezzell et al., 2009). Por ello, y debido a que la técnica VMAT entrega dosis de manera continua y dinámica modulando la fluencia de radiación es necesario realizar CC cada vez que se va a iniciar el tratamiento.

Actualmente existen dispositivos electrónicos capaces de realizar esta tarea entre los que se tiene al arreglo de cámaras, arreglo de diodos, películas radiocrómicas, películas radiográficas e imágenes portal. Cada uno de estos dispositivos posee características únicas entre ventajas y desventajas (Contreras Rodríguez, 2015). Por lo que sería necesario evaluar las características dosimétricas de los dispositivos a fin de determinar cuál es la mejor opción para realizar estos CC.

Una limitante para la realización de los CC es que en clínicas y/o hospitales existe una alta carga de atención de pacientes, por lo que, se necesita ahorrar tiempo en el desarrollo de estos CC sin perder eficacia en el tratamiento. El presente estudio evaluó cuál sería el mejor dispositivo electrónico para realizar CC en una clínica oncológica de Lima considerando distintas variables.

Sistema dosimétrico ArcCHECK o EPID ¿Cuál es el mejor dispositivo para hacer CC en tratamiento con técnica VMAT?

## **1.2 Antecedentes**

En las distintas bases de datos y referencias bibliográficas existe evidencia científica que data desde el año 1995, pero es a partir del año 2011 donde se ve reflejado un aumento en la cantidad de registros de publicaciones asociadas a la investigación sobre características dosimétricas y CC en radioterapia.

Uno de los primeros trabajos realizados en el año 2011 fue el elaborado por Fogliata A et al., en él se analizaron los datos de Garantía de Calidad (GC) en términos de rendimiento dosimétrico de las máquinas de radioterapia de cinco centros de salud. Se utilizó el método GLAaS (usando portal dosimetry) para dispositivos de imágenes portales y se calculó la dosis máxima a profundidad en agua. La evaluación se centró en el análisis del Índice de Acuerdo Gamma (GAI) y el porcentaje de área de campo que pasó la prueba. La diferencia de dosis umbral fue del 3% y la distancia umbral hasta el acuerdo fue de 3 mm. El GAI medio de los campos clínicos repetidos fue de  $99.2 \pm 0.2\%$ , el cual varió de 84.7% a 100%. Se concluyó que usando la técnica VMAT se proporciona una entrega confiable y precisa de radioterapia para una variedad de condiciones clínicas (Fogliata et al., 2011).

**Tabla 1**

*Aseguramiento de calidad del pre tratamiento con dosimetría portal (método GLAaS)*

Institution	IOSI	IGH	CRLC	IOC	USZ	Total
No. of arcs	168	125	59	26	17	395
Average $\gamma$	$0.31 \pm 0.05$	$0.33 \pm 0.05$	$0.38 \pm 0.08$	$0.44 \pm 0.07$	$0.31 \pm 0.05$	$0.33 \pm 0.06$
SD $\gamma$	$0.26 \pm 0.08$	$0.25 \pm 0.07$	$0.39 \pm 0.11$	$0.40 \pm 0.22$	$0.33 \pm 0.10$	$0.39 \pm 0.64$
GAI ( $\gamma < 1$ )	$97.6 \pm 1.5$	$97.7 \pm 1.6$	$94.2 \pm 3.4$	$95.2 \pm 2.4$	$96.8 \pm 1.9$	$97.1 \pm 2.4$
(range) (%)	(91.4–99.9)	(93.2–100.0)	(84.7–98.9)	(90.1–98.5)	(93.1–99.0)	(84.7–100.0)
$1 < \gamma < 1.5$ (%)	$1.8 \pm 1.1$	$1.5 \pm 1.0$	$3.0 \pm 1.8$	$3.3 \pm 1.7$	$1.8 \pm 1.1$	$1.9 \pm 1.3$
$\gamma > 1.5$ (%)	$0.6 \pm 0.6$	$0.8 \pm 0.7$	$2.8 \pm 1.8$	$1.5 \pm 1.2$	$1.3 \pm 0.9$	$1.2 \pm 1.4$

<sup>a</sup>Distance to agreement = 3 mm and dose difference ( $\Delta D$ ) = 3% were used to compute the gamma agreement index (GAI). The

*Nota.* Tomada de (Fogliata et al., 2011)

En el año 2016, el investigador Solari E. realizó un estudio para la implementación de CC en el que se comparó las técnicas de PSQA con el objetivo de proponer técnicas de controles rutinarios en los centros de radioterapia. Se hicieron pruebas en base al TG 119 y dentro de los principales resultados se concluyó que el arreglo dosimétrico ArcCHECK y el criterio gamma de 2 mm/ 2% eran adecuados para CC de rutina en la institución (Lucas Solari, 2016).

Thiyagarajan et al. (2015), desarrollaron en la India una investigación en la que analizaron el rendimiento del detector de diodos ArcCHECK para planificaciones hechas con técnica VMAT. El cálculo de la dosis puntual y el mapa de dosis se midieron simultáneamente con la cámara de iones (IC-15) y el ArcCHECK, respectivamente. Los resultados fueron comparados con los valores obtenidos en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS). Se encontró que el Coeficiente de Correlación de Concordancia (CCC) entre las dosis de ArcCHECK y las predicciones de TPS fue de 0.9978 y respecto al análisis gamma del mapa de dosis, la tasa de aprobación media fue del 98,53% para una DD del 3% y un DTA de 3 mm. El estudio concluyó que el ArcCHECK es un buen sistema dosimétrico para realizar CC diarios para planificaciones en VMAT (Thiyagarajan et al., 2016).

Liang et al. (2016), investigaron la sensibilidad de los equipos dosimétricos a los errores que pudiesen presentar en los Aceleradores Lineales (LINAC) al momento de realizárseles los CC con técnica VMAT. Para el análisis se usaron los sistemas dosimétricos: ArcCHECK, Delta4, y EPID. Se seleccionaron y modificaron planes de cabeza y cuello. El estudio reportó que en relación a la angulación del gantry del LINAC el sistema dosimétrico con mayor sensibilidad fue el ArcCHECK, mientras que en relación a la posición de las Colimadores Multiláminas (MultiLeaf Collimator, MLC) fue el Delta4. Adicionalmente se observó que

EPID puede adaptarse más a la variación de tamaños de campo con mayor resolución espacial (Liang et al., 2016).

Por otro lado, Valve et al. (2017), buscó evaluar el uso del modelo Compass como una herramienta de CC en tratamientos de Radioterapia Estereotaxica Corporal (Stereotaxic Body Radiotherapy, SBRT) aplicadas a la técnica VMAT. En el estudio se seleccionaron 20 planificaciones hechas en VMAT, estas fueron evaluadas en base a los parámetros del Histograma Dosis-Volumen (DVH) e Índice gamma. Se comparó la dosis calculada en el TPS Eclipse con la Dosis Calculada en Compass (CCD). El estudio reportó el análisis gamma en 3D, el  $AXB_{Dm}$  dió la más alta tasa de paso del índice gamma. Estos hallazgos sugieren que además de CC basado en el modelo, también se necesitan mediciones para la verificación de los planes de tratamiento. En conclusión la verificación del proceso de CC debe incluir tanto la evaluación de dosis basada en DVH como comparación de la media de la tasa de paso del índice gamma con los límites predefinidos (Valve et al., 2017).

En Argentina Mancuzo en el año 2017, examinó las características dosimétricas del dispositivo electrónico EPID aS1200 a fin de conocer las bondades y limitaciones en tratamiento TrueBeam. El estudio concluyó en un análisis que valoró el desempeño y aplicación de EPID para determinar: errores en el posicionamiento del paciente, errores en el movimiento de las hojas MLC y como sistema dosimétrico del equipo (Mancuzo, 2017).

El estudio de Mohamed et al. (2018) analizó las características dosimétricas para planificaciones con técnicas VMAT. Fueron 24 las planificaciones de distintas áreas anatómicas, para la realización de los CC se utilizó el panel de imágenes Portal Vision (PV) a-Si 1000 de Varian Clinac y el detector de matriz 2D OCTAVIUS 1500. La estimación de la

calidad de los CC se basó en el análisis del GAI poniendo de prueba diferentes criterios gamma de DD y DTA (1%, 1 mm, 2%, 2 mm, 3%, 3 mm y 5%, 5 mm DD / DTA). Como parte de los resultados el valor promedio del GAI con un DD: 5% y DTA: 5mm fue de 99,70% y con un DD: 3% y DTA: 3mm fue de 97.90% al usar EPID, mientras que al usar el detector de matriz 2D el valor del GAI con un DD: 3% Y DTA: 3mm fue de 98.12% (Mohamed et al., 2018).

Uno de los estudios más recientes fue el realizado en China por Bai et al. En China en el año 2020, muestra la evaluación de las características dosimétrica para realizar CC de una matriz de diodos de silicio 2D. Como parte de la caracterización del detector se midió la dependencia angular, dependencia con el tamaño de campo, linealidad y dependencia con la tasa de dosis. Fueron 27 las planificaciones a las que se les realizo PSQA bajo la técnica VMAT. Se consideraron energía de 6 MV con filtro de aplanamiento, haces de fotones sin filtro de aplanamiento (FFF) y energía de 10 MV FFF. Dentro de los principales resultados la tasa de aprobación gamma promedio fue de 96.8% con un criterio de 2% / 1 mm para el PSQA y un valor mínimo fue de 93.0%. No hubo diferencias significativas en los promedio del criterio gamma entre las planificaciones VMAT coplanarias y no coplanarias (Bai et al, 2020).

### 1.3 Objetivos

- *Objetivo General*

Realizar la comparación dosimétrica de resultados obtenidos del arreglo cilíndrico de diodos (ArcCHECK) y el arreglo de detectores de a-Si (EPID) en CC de planificaciones hechas con técnica VMAT.

- *Objetivos específicos*

*Objetivo específico 1:* Caracterizar los dispositivos dosimétricos (EPID y ArcCHECK), a fin de establecer las bondades y limitaciones que posee cada uno de ellos para su aplicación en uso clínico.

*Objetivo específico 2:* Analizar el cálculo del factor gamma y la DTA usando el ArcCHECK y el EPID.

*Objetivo específico 3:* Buscar asociación entre el índice Gamma y los tipos de cáncer usando ambos detectores, considerando otras variables de estudio.

### 1.4 Justificación

VMAT es una técnica de alta resolución espacial que entrega tasa de dosis variable de manera continua y modulada; ante ello es necesario considerar que existen factores que pueden generar complejidad en el desarrollo de esta técnica tales como: movilidad, variación del tamaño del tumor a lo largo de la terapia y cambios en el paciente durante el tratamiento (edemas, variaciones en el peso corporal, movimientos de vísceras o diferencias en el volumen de su contenido, además de los movimientos producidos por la respiración). Estos cambios podrían repercutir en los tejidos normales o sanos que colindan con el PTV porque pueden

quedar posicionados en áreas de alta dosis durante la irradiación corriendo el riesgo que el blanco objetivo pueda salir del PTV, lo cual incrementa las probabilidades de complicaciones durante el tratamiento. (Sola, 2011).

Por lo expuesto anteriormente es importante realizar CC previo a iniciar el tratamiento porque ayudaría a tener un mayor control sobre el PTV planificado, además de permitir corroborar que la dosis planeada en el software sea la misma que recibirá el paciente.

En el presente estudio se analizaron planificaciones de Cáncer (CA) de próstata, mama, médula, tiroides, pulmón, cuello, endometrio, mediastino, amígdala y cabeza todos tratados con técnica VMAT y considerando los mismos parámetros se realizaron los CC usando los detectores ArcCHECK y EPID. Luego se evaluó la confiabilidad de aprobación de los planes mediante el índice gamma y DTA de ambos detectores con la finalidad de analizar cuál es el mejor sistema dosimétrico que cumpla con las expectativas de un CC idóneo para la técnica VMAT.

Realizar el análisis comparativo entre los CC de dos sistemas dosimétricos ayudaría a identificar las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, lo que conllevaría a entender hasta qué punto los resultados de los CC son confiables o no. Con los resultados obtenidos de cada sistema dosimétrico se sabría en qué casos es conveniente usar cada dispositivo considerando, costo, resolución, tiempo, resultados de aceptabilidad, etc. Finalmente, es de suma importancia realizar el presente estudio para contribuir con la mejora en el tratamiento brindado comparando ambos sistemas dosimétricos y eligiendo el mejor para el paciente.

## 1.5 Hipótesis

### - Hipótesis General

Se obtuvieron mejores resultados con el arreglo dosimétrico ArcCHECK en los CC tras la comparación del análisis del índice gamma y del DTA.

### - Hipótesis Especificas

*Hipótesis específica 1:* La caracterización del EPID toma menos tiempo en realizarla.

*Hipótesis específica 2:* Se obtuvieron mejores valores gamma usando el dispositivo EPID

*Hipótesis específica 3:* Para planificaciones de mama se obtuvieron mejores valores gamma

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1 Interacción de la Radiación con la Materia

Aquellas radiaciones que poseen suficiente energía para ionizar la materia de tal manera se produzca extracción de electrones ligados al átomo se les denomina radiaciones ionizantes. Entre el tipo de radiaciones ionizantes se conocen a los neutrones, fotones, y partículas cargadas. Estas tienen la capacidad de penetrar en la materia. En esta interacción la radiación pierde parte o toda su energía, la cual es cedida al medio en el que interacciona a través de distintos mecanismos de interacción las que dependen del tipo de radiación, de la energía, y del medio o material donde ocurre la radiación (Fernández Fernández, 2012).

Entre los procesos de interacción de la radiación con la materia se distinguen 3 tipos: efecto fotoeléctrico, efecto de Compton y producción de pares.

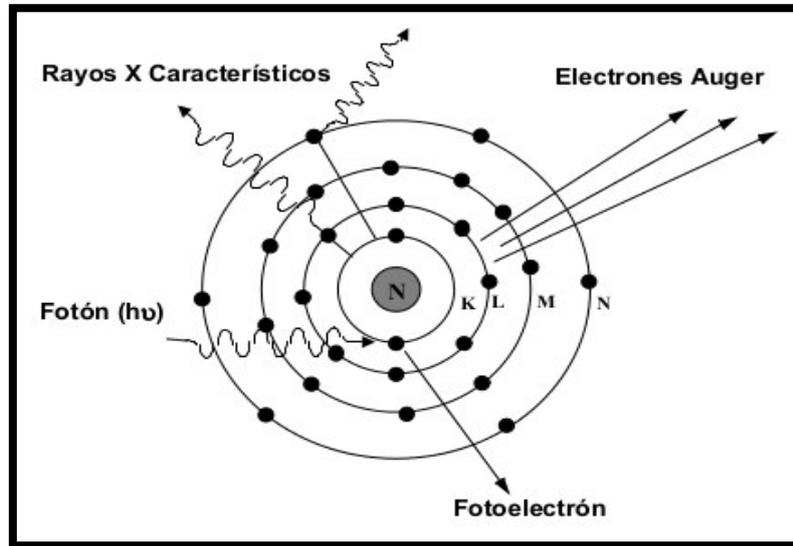
#### 2.1.1 Efecto Fotoeléctrico:

A bajas energías (menores 600 KeV) hay mayor probabilidad que se desarrolle el efecto fotoeléctrico. El efecto fotoeléctrico es un procedimiento en el que interactúa un fotón con un átomo, en este proceso la energía del fotón es absorbida por el átomo del cual sale expulsado uno de los electrones. El electrón expulsado es llamado fotoelectrón y posee energía cinética (Velásquez, 2016):

$$E_{\text{Cinética del fotoelectrón}} = E_{\text{foton incidente}} - E_{\text{de enlace del electrón}}$$

**Figura 1**

*Diagrama del efecto fotoeléctrico*



*Nota.* Tomado de (Velásquez, 2016)

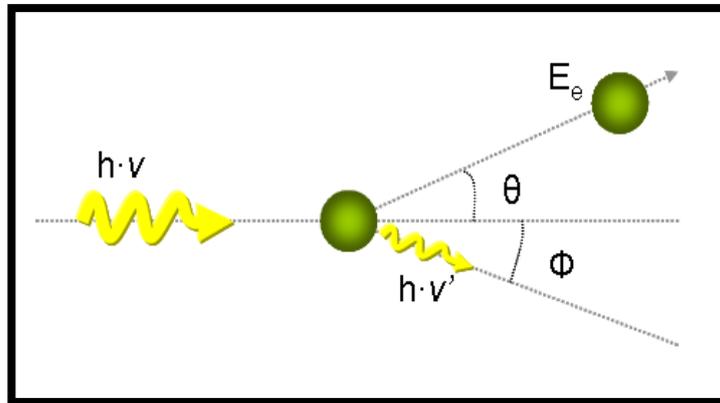
### **2.1.2 Efecto Compton:**

Se trata de una interacción que se produce entre un fotón y un electrón poco ligados al núcleo (ubicado en la capa más externas). Tras la incidencia de un fotón primario con energía  $h\nu$ , el electrón resulta desviado con una energía  $E_e$  formando un ángulo  $\theta$ . Mientras que el fotón incidente sufre una dispersión, la cual es definida según el ángulo que forme tras la interacción  $\theta$  y su energía disminuye a  $h\nu'$ . Debido a que se trata de una colisión elástica existe conservación de energía la cual puede ser representada en (CSN, 2013):

$$h\nu = h\nu' + E_e$$

## Figura 2

*Representación del efecto Compton*



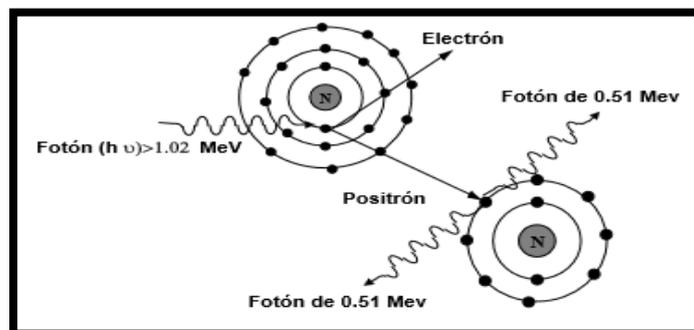
*Nota.* Tomado de (CSN, 2013)

### 2.1.3. Producción de Pares:

Cuando un fotón tiene energía superior a  $h\nu = 2m_0c^2$  ( $m_0$ : masa del electron en reposo), el foton puede interaccionar con el nucleo cediendo toda su energía de manera que aparecen  $1e^-$  y  $1e^+$ , eyectados desde el núcleo en direcciones diferentes, cada uno con energía cinética.

## Figura 3

*Diagrama del procedimiento de producción de pares*



*Nota.* Tomado de (Velásquez, 2016)

## **2.2 Acelerador Lineal (LINAC)**

Los aceleradores lineales representan la nueva generación de máquinas de emisión de radiación desplazando ampliamente a los equipos de cobalto (García, 2014). El LINAC posee la capacidad de emitir electrones y rayos de alta energía desde 4, 6, 9,10, 18 hasta 25 MV. Su funcionamiento se basa en un generador de radiofrecuencia que genera un campo electromagnético en el cual se aceleran los electrones a grandes velocidades cercanas a la velocidad de la luz, los electrones seleccionados impactan en un blanco de tungsteno y tras ello se libera energía en forma de fotones (Barrera Causil, 2012).

### **2.2.1 Colimador Multilaminas**

Las MLC son fabricadas de tungsteno y conforman una parte indispensable en los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada. Las MLC ayudan a que la dosis que se le está administrando al paciente solo le llegue al PTV eso gracias a que la radiación es amoldada a la forma del PTV al mismo tiempo que se va bloqueando el haz para proteger los distintos Órganos de Riesgo (Organ At Risk, OAR) (Paredes, 2016; Rohani et al., 2019).

Para la modulación del haz la velocidad de cada hoja va variando. Existen bloques de hojas distribuidas en el lado izquierdo y derecho. Estas se desplazan de forma independiente y de modo unidireccional. La velocidad de cada hoja está en función del tiempo y la separación entre cada una de las hojas opuestas no es coincidente. Esta separación implica que la entrega de la intensidad de radiación varíe en cada sección del PTV (Español, 2014).

### **2.3 Radioterapia de Intensidad Modulada**

La idea de iniciar los tratamientos con radioterapia conformada modulando la intensidad de radiación inició en los años 90. La radioterapia tiene como misión destruir o rehuir la multiplicación de las células cancerígenas y a la vez proteger las células sanas mediante la administración de la menor cantidad de dosis posible en dichas regiones (Miften et al., 2018; Ge & Wu, 2019).

Anterior a la técnica de radioterapia con intensidad modulada estaba la técnica de 2D que evolucionó en 3D. En ambas técnicas se aplicaba la radiación en campos cuadrados, comprometiendo a otros órganos sanos adyacentes ajenos a recibir radiación (Sánchez, 2015).

### **2.4 Evolución de la radioterapia de intensidad modulada a VMAT**

Desde la inmersión de la intensidad modulada en la práctica clínica como una técnica en radioterapia se han mostrado grandes avances en lo que es conformación de dosis de radiación. Junto con la IMRT surgen otras técnicas para tratamientos oncológicos anteriormente detallados. En medio de estos avances surgió la Terapia de Arco Volumétrica Modulada (VMAT) con la cual se consigue una mejor conformación de dosis adaptada a la geometría del tumor (Macchia et al, 2017).

La técnica VMAT recae en algoritmos muy complejos para su ejecución. En el año 2008 fue el lanzamiento del algoritmo oficial para su uso y adaptación comercial (Serna Berná, 2015). VMAT basa en software que diseñan los modelos de entrega de fluencia de radiación gradual para lograr una distribución de dosis conformacional y escalable, es decir, el punto de interés o PTV recibe más dosis logrando así controlar el cáncer.

VMAT es una técnica relativamente nueva que se adapta a tratar casi todos los tipos de cáncer. El hecho de ser una técnica que trabaja con arcos, permite tratar muchos tumores adyacentes a la vez, sin perder efectividad en el tratamiento y sobre todo protegiendo a órganos sanos circundantes. Ello representa complejidad por lo que es necesario el uso de la técnica de planificación inversa para lograr una distribución de dosis óptima (Serna Berná, 2015).

VMAT además ofrece otras ventajas como: reducción de tiempo en la administración de UM y en la entrega de tratamiento a comparación de las técnicas 3D e IMRT. En esta técnica el Gantry gira de manera continua los 360°, en este periodo de rotación se puede variar de manera simultánea la velocidad del giro, la tasa de dosis y la apertura del haz de radiación. Estos grados de libertad reforzaron la capacidad de modulación de la fluencia de radiación (Macchia et al., 2017).

Se complementa a la técnica VMAT, la Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT) para darle mayor precisión al tratamiento. Gracias al sistema de imagen en tres dimensiones integrado al LINAC, se puede ver mejor el blanco o PTV. La función primordial del IGRT es guiar la terapia para maximizar la dosis de radiación en el tumor, al mismo tiempo que se minimiza la exposición de los tejidos sanos circundantes (Sola, 2011).

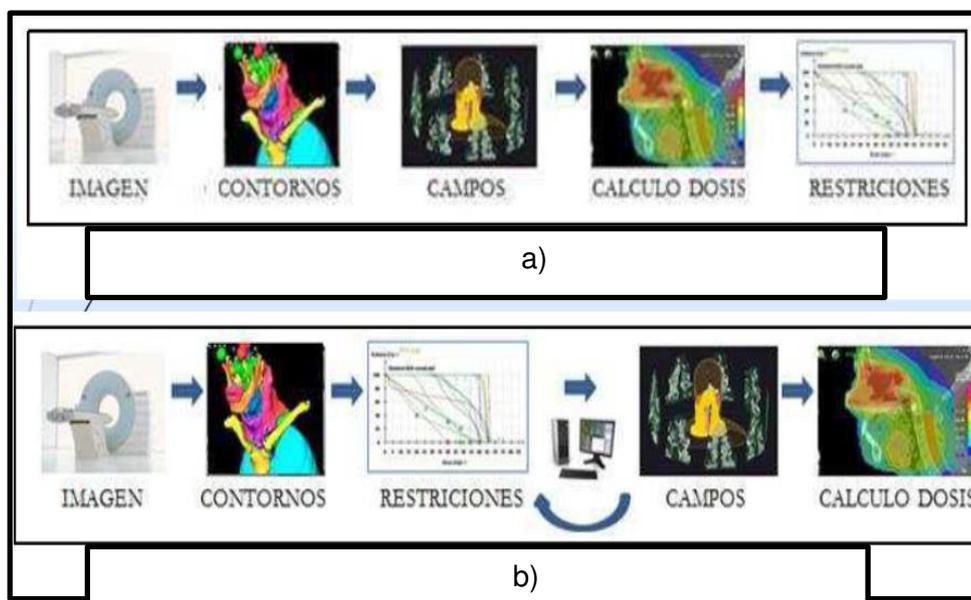
## **2.5 Técnica de planificación en radioterapia de intensidad modulada**

En radioterapia modulada el proceso de planificación es un determinante para la delimitación de dosis suministrada tanto al PTV como para los órganos sanos adyacentes, para la técnica de radioterapia modulada se definen los campos o arcos para establecer las diferentes incidencias de radiación que se le dará al PTV. Luego de determinar este parámetro se especificará en la planificación: las UM, el número de arcos o número de campos según sea la

técnica a usar, y número de ángulos. Todo este proceso de optimización se puede realizar por prueba-error (planificación directa) o asistido por un software para optimización (planificación inversa) (Ureba Sánchez, 2015) (Figura 4). Para los casos en los que se usa la técnica 3D se usa la planificación directa, mientras que para técnicas de radioterapia modulada se usa la planificación inversa (Sánchez, 2015; Medina Pinzón, 2013).

**Figura 4**

a) *Planificación directa* b) *Planificación inversa*



*Nota.* Tomado de (Sola V., 2011)

## 2.6 Control de Calidad (CC)

Prestar servicios con las nuevas técnicas en radioterapia como lo son IMRT o VMAT implica llevar a cabo un CC más exhaustivo y exigente debido a que con estas técnicas se imparten dosis altas y un gran número de UM (Sarkar et al., 2015).

El CC en radioterapia es una etapa crucial en todo el proceso porque es aquí donde se

verifica que efectivamente la dosis prescrita le esté llegando al PTV con un mínimo de radiación a los órganos sanos adyacentes (Contreras Rodríguez, 2015).

Existen fuentes de error a lo largo de los tratamientos en radioterapia como la irrepetibilidad en el posicionamiento del paciente lo que conlleva a una mala ubicación del tumor, una falta de inmovilización del paciente, errores humanos, malos cálculos en la entrega de dosis o fallas con el equipo (LINAC). Aunque lo rescatable es que muchos de estos errores pueden ser reducidos hasta evitables realizando CC periódicos (Contreras Rodríguez, 2015).

Los CC se realizan antes de iniciar el tratamiento en el paciente. Como primer paso se debe seleccionar el tipo de dispositivo dosimétrico que se usará. Ello depende con cuál de los dispositivos se disponen y del tiempo que se tiene para realizar los CC. Generalmente son usados los fantomas que son simuladores antropomórficos hechos de Polimetilmetacrilato (PMMA). Existen arreglos de diodos, arreglos de cámaras de ionización, películas radiocrómicas o EPID. Estos dispositivos se irradian bajo los mismos parámetros en los que se realizó la planificación. Tras este paso se obtendrá un nuevo cálculo de distribución de dosis. Finalmente se debe realizar el análisis y la comparación de ambas planificaciones, es decir, entre la realizada en el sistema de planificación y la obtenida en el CC con el dispositivo simulador. Solari (2016) refiere que: “Un método cuantitativo de análisis en la planificación, es considerar la dosis como una colección de 8dosis puntuales y encontrar la diferencia porcentual entre la distribución calculada y la medida en todos los puntos, esto implica considerar las mismas condiciones del tratamiento pero sobre el fantoma” (Lucas Solari, 2016).

Existen muchas estrategias para el análisis de la comparación de planificaciones hechas con el detector y las hechas con el planificador. Entre las estrategias más conocidas se tiene:

inspección visual simple, superposición de líneas de isodosis y el método más usado Índice gamma debido a que es un método completo que engloba análisis cuantitativo y cualitativo (Sarkar et al., 2015).

### **2.6.1 Diferencia de Dosis (DD)**

Es la comparación de la diferencia de dosis de punto a punto entre la dosis medida y calculada. Esta manera de evaluación se realiza en zonas de bajo gradiente ya que la geometría del PTV es relativamente geométrica (Sarkar et al., 2015; Contreras Rodríguez, 2015).

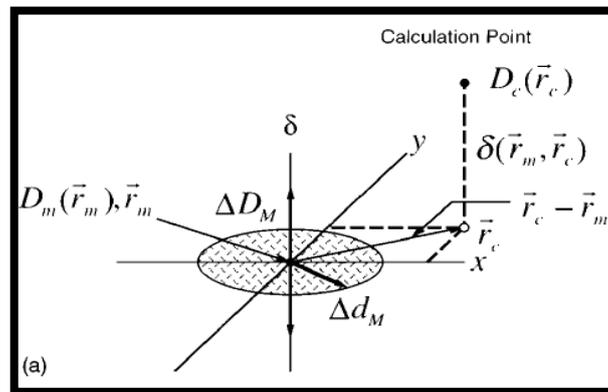
### **2.6.2 Distancia de Coincidencia (DTA)**

La DTA es la distancia entre un punto de datos medido y el punto más cercano en la distribución de dosis calculada que exhibe la misma dosis. Este análisis solo se hace en zonas de distribución de dosis de alta gradiente (Low et al., 1998).

Las estrategias DD y DTA como se mencionó están orientadas a ciertas zonas de baja y alta gradiente, entonces Daniel Low implementó la unión de ambas estrategias y a ello lo denominó evaluación de Índice gamma. Low en 1998 realizó esta unión debido a que es de conocimiento público que la geometría del tumor carece de simétrica por ende en la distribución de dosis se encontrara en zonas con alta y baja gradiente (Figura 5). El índice gamma nos dará información más certera y completa acerca la evaluación de CC de los planes (Low et al, 2011).

**Figura 5**

*Representación geométrica para el criterio de evaluación con la DD y DTA*



*Nota.* Tomado de (Español, 2014)

### 2.6.3 Índice Gamma

El índice gamma representa una evaluación completa que muestra un valor numérico para cada punto en la distribución evaluada que se calcula a partir del % DD, DTA y los criterios de aceptación seleccionados. Para su análisis considera la distribución de dosis de bajo y alto gradiente. Convirtiéndose en un método de evaluación estándar. Aunque todavía no se ha llegado a estandarizar el nivel de aceptación.

En distintos centros consideran el nivel de aceptación a partir del 85%, 90%, 95% hasta el 99%. Li H et al. (2011), realizó un estudio “*Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method*” en el que uno de los objetivos era establecer la detección mínima de aceptabilidad del índice gamma a fin de estandarizarlo. El estudio concluyó considerando como límite de aceptabilidad a partir del 90% de tasa de aprobación (H. Li et al., 2011; Wahlin, 2006; Depuydt et al., 2002).

La distancia radial mínima entre el punto de medición y los puntos de cálculo (expresado como una superficie en el espacio dosis-distancia) se denomina índice gamma  $\gamma$  y

está definido por la función  $\Gamma$ :

$$y(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

Donde:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\underbrace{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2}}_{\Delta d_M} + \underbrace{\frac{\delta^2(r_m - r_c)}{\Delta D_M^2}}_{\Delta D_M}} \quad \text{----- (3)}$$

Siendo:

$r_m$  : Vector posición del punto de dosis medido (ubicado en el origen de Coordenadas)

$r_c$  : Vector posición del punto calculado de dosis

$r(r_m, r_c)$ : Distancia vectorial entre los puntos  $r_m$  y  $r_c$

$\delta(r_m, r_c)$ : Diferencia de dosis entre los puntos calculados y medido

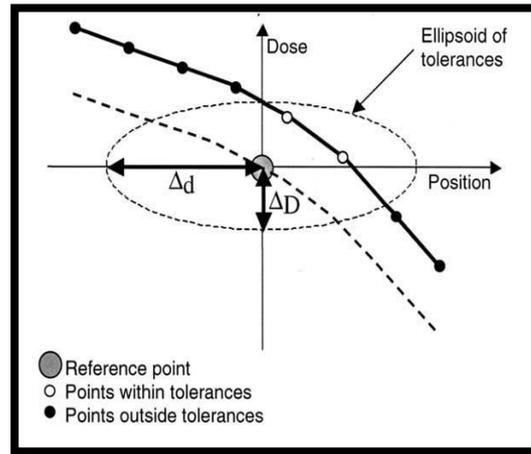
$\Delta d_M$ : Criterio de DTA elegido

$\Delta D_M$  : Criterio de error porcentual de dosis elegido

La medida de aceptabilidad de tratamiento es la distancia entre los puntos de la medición y calculo. En un espacio compuesto por dosis y coordenadas espaciales, los criterios de aceptación eje x (criterio DTA) y el eje y (Diferencia de dosis) forman la superficie de un elipsoide (Figura 6). El centro del elipsoide representa el punto de medición en interés (Low et al., 1998; H. Li et al., 2011).

## Figura 6

*Representación de la incidencia de puntos que pasan y no pasan tras la evaluación*



*Nota.* Tomado de: (Depuydt et al., 2002)

Cuando la superficie de distribución de la dosis calculada pasa el elipsoide, el cálculo pasa la prueba de aceptación. La distancia radial mínima entre el punto de medición y los puntos de cálculo (expresado como una superficie en el espacio dosis-distancia) se denomina índice gamma  $\gamma$ . Las regiones donde  $\gamma \leq 1$  corresponde a ubicaciones donde el cálculo cumple con los criterios de aceptación (Low et al., 1998).

El criterio de aprobación lleva a:

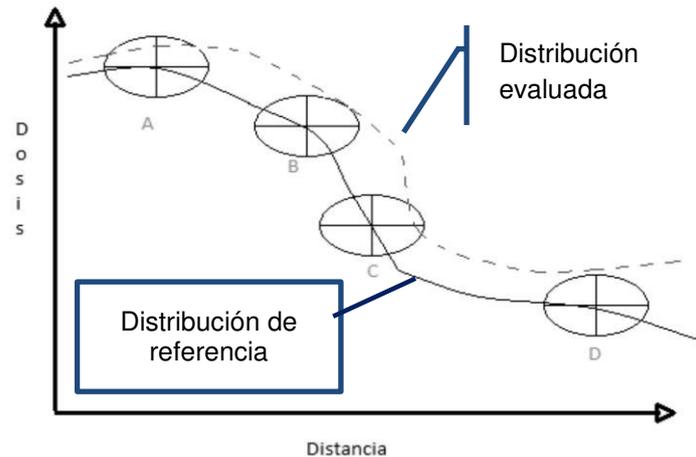
Si  $\gamma(r_m) \leq 1$  entonces aprueba

o

Si  $\gamma(r_m) > 1$ , entonces No aprueba.

### **Figura 7**

*Representación del elipsoide comparando la distribución evaluada con la de referencia*



*Nota.* Tomado de: (Falco, 2015)

## 2.7 Detectores semiconductores

### 2.7.1 Diodos como detectores de radiación

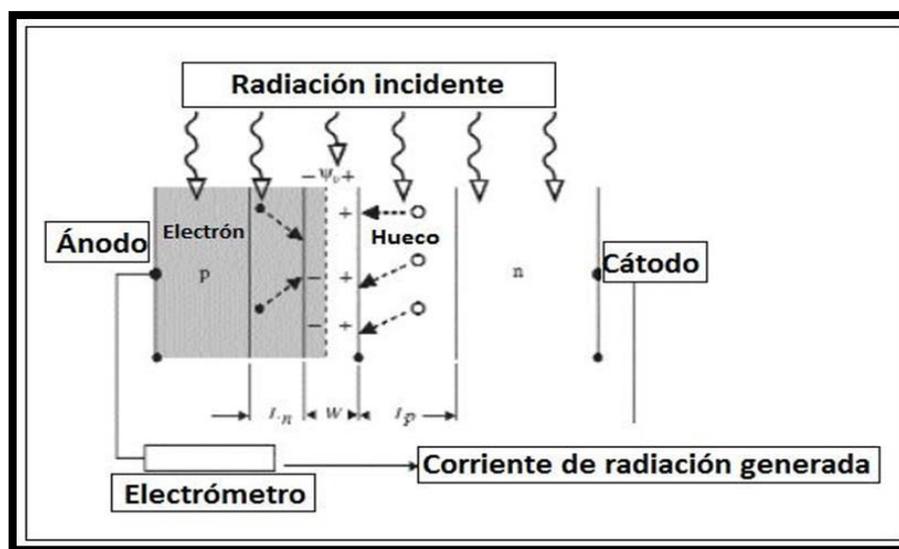
Por más de 3 décadas el diodo semiconductor de silicio amorfo ha sido utilizado como un detector de radiación en tratamientos de radioterapia. En los diodos destaca la característica de su densidad de corriente la cual es aproximadamente 18000 veces la del aire por lo que para producir una corriente eléctrica detectable y fácil de medir solo se necesitaría muy poco volumen del diodo de silicio. Debido a ello estos diodos poseen una alta sensibilidad y debido a su pequeño volumen tienen buena resistencia mecánica además que pueden ser leídos en tiempo real. Estas características hacen de los diodos semiconductores buenos detectores además de ser uno de los candidatos idóneos para realizar controles de calidad (Corral, 2006; Ortega, 2017)

En el diodo el paso de la radiación se debe a que la carga se transporta por medio de la creación de abundantes pares electrón-huecos. La colección de carga es posible sin la utilización de polarización externa, esto debido al potencial eléctrico que se obtiene tras la

unión PN, donde el diodo funciona en modo cortocircuito o sin tensión. Al aplicar radiación al diodo en este estado, el equilibrio de cargas entre la unión PN se rompe y se detecta una corriente, que es proporcional al número de par electrón-hueco generados, es decir, a la dosis.

### Figura 8

*Colección de carga en un semiconductor*



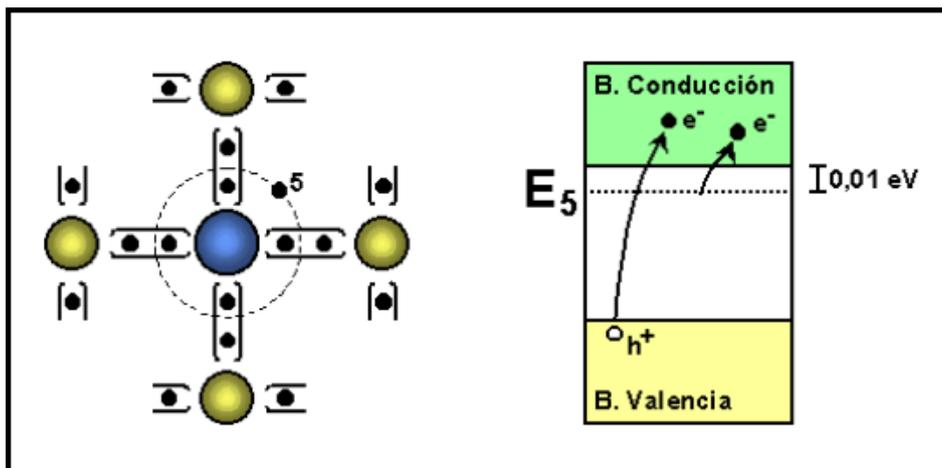
*Nota.* Tomado de (Ortega, 2017)

Existen dos tipos de semiconductores, tipo n y tipo p. En un semiconductor tipo n, se inyectan átomos pentavalentes como el fósforo, donde por cada átomo impureza aparece un electrón junto a este. Este átomo está unido al átomo impureza, pero no reside en la banda de valencia sino en la banda prohibida (Figura 9); Mientras que en el semiconductor tipo p lo que se inyecta son átomos trivalentes, como el Boro, donde por cada átomo de esta falta un electrón para cubrir todos los enlaces de valencia. O lo que es lo mismo, sobra un hueco. Esta impureza crea un nuevo nivel en la banda prohibida, pero esta vez, muy cerca de la banda de valencia

(Ortega, 2017)

**Figura 9**

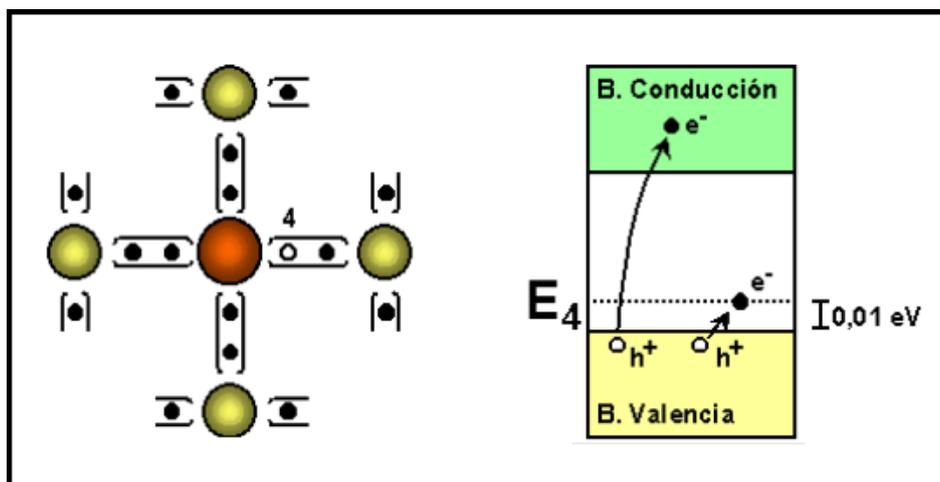
*Representación de diodo tipo N*



*Nota.* Tomado de (Ortega, 2017)

**Figura 10**

*Representación de diodo tipo P*



*Nota.* Tomado de (Ortega, 2017)

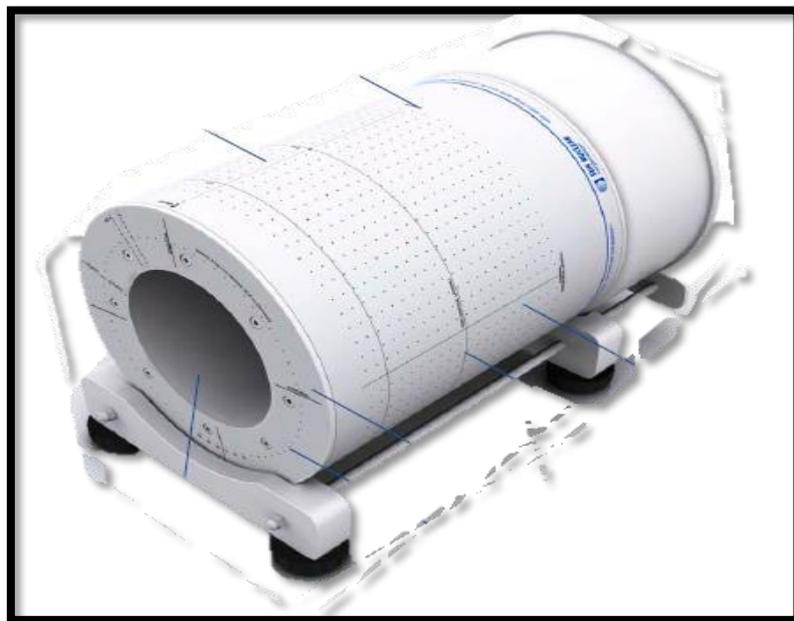
### 2.7.2 Arreglo cilíndrico de diodos

Entre los tipos de dispositivos cilíndricos de diodos se tiene al ArcCHECK que es de la empresa “Sun Nuclear” se trata de un fantoma cilíndrica con densidad equivalente en agua (PMMA), con una matriz tridimensional de 1386 detectores de diodos, dispuestos en un patrón espiral, con un espaciado de sensor de 10mm.

Las mediciones de dosis de cada sensor se actualizan cada 50 ms; no hay límite de tiempo o de dosis para una medición. La aplicación de software proporcionada permite al usuario importar archivos de dosis planificados y compararlos con el archivo medido ArcCHECK (*Manual Arccheck*, s. f.)

#### Figura 11

*Características del arreglo helicoidal de diodos*



*Nota.* Tomado de (*Manual Arccheck*, s. f.)

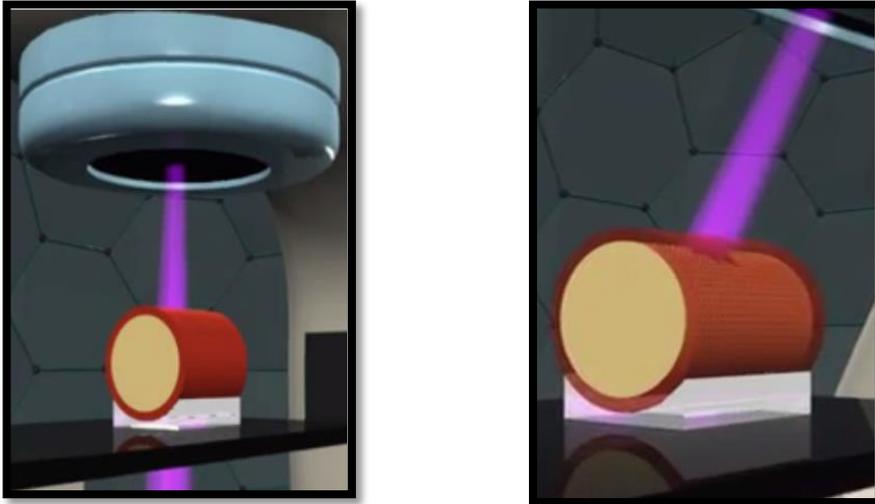
Los diodos del sistema ArcCHECK son detectores sofisticados, con un volumen de  $0.000019 \text{ cm}^3$  y área activa de  $0.64 \text{ mm}^2$ . Los diodos son los detectores ideales para obtener medidas reproducibles, precisas, y con alta resolución espacial. Al usar estos diodos se realiza una comparación entre los puntos de la distribución de dosis medida con los puntos de la distribución de dosis planificada. ArcCHECK permite medir la dosis de entrada y salida para cada posición del ángulo de Gantry de tal manera que se logra una visión completa de la dosis estricta y detallada del total de dosis (*Manual ArcCheck*, s. f.).

El interfaz para el uso del ArcCHECK es el software SNC Patient diseñada para el análisis de control de paciente. Permite comparar la dosis planificada hecha por el sistema de planificación Eclipse Versión 13.6 con la dosis irradiada por el LINAC-TRILOGY de la empresa VARIAN. En el software SNC se pueden comparar los datos normalizados con los datos de la dosis absoluta analizando la técnica DTA, DD o Índice gamma. Con este software es fácil identificar el número de diodos de pasa y no pasa (criterio de aprobación), esto se hace con el reconocimiento de colores rojo y azul para dosis altas y bajas respectivamente (*Manual Arccheck*, s. f.). Se utilizará arcos de ( $0^\circ$ -  $360^\circ$ ), con rotación del Gantry en sentido horario o anti horario, dependiendo el tipo de planificación como indica la (figura 12).

## **Figura 12**

*Posiciones del Gantry para la irradiación*

- a) Irradiación con el Gantry a  $0^\circ$       b) Irradiación con el Gantry a  $70^\circ$



### 2.7.3 EPID *a-Si* 1000

Inicialmente el uso del sistema EPID se centró en el control de posicionamiento de pacientes y verificación de campos de tratamiento. Pero debido a los beneficios obtenidos se indagó más acerca sus características por lo que se introdujo su uso en el campo de la dosimetría para verificación de dosis, Actualmente muchos centros médicos lo usan como sistema de CC (Alshantqity & Nisbet, 2016). EPID está contenido en el PV, el cual se posiciona en el brazo robótico Exact Arm del LINAC. El EPID A-Si 1000 basa su funcionamiento en la Unidad de Detección de Imagen (Image Detection Unit, IDU), la cual está rodeada por una cubierta plástica protectora. El PV tiene un área de imagen activa 40 cm de largo por 30 cm de alto y una resolución de 1024x768 pixeles con un tamaño de pixel de 0.39 mm. La unidad de dosis en la que se muestran las imágenes dosimétricas es CU (Calibrated Units). Se toma una imagen para 100 UM a SID=100cm y para un campo de 10x10cm<sup>2</sup> esta situación corresponde 1CU.

#### 2.7.3.1 Silicio Amorfo (a-Si)

Forma parte del grupo de los semiconductores amorfos que data su desarrollo desde los años 1950. El tópico de semiconductores amorfos se originó del de investigar cómo el desorden

de las estructuras no cristalinas influyen en las propiedades electrónicas (Street, 1991).

El rápido ascenso de los semiconductores amorfos en especial del silicio se debió a las ventajas de sus características que entre ellas se tiene:

Requieren una menor energía para la creación de un par de electrón-hueco. Para el caso de semiconductores solidos se necesita como mínimo 30 eV, mientras que para el a-Si se necesita 3,6 eV para producir lo mismo, poseen una mayor sensibilidad en comparación a otros semiconductores debido a que tiene más portadores de carga, además los pares electrón-hueco poseen una mayor movilidad lo que conlleva a una alta resolución (Falco, 2015).

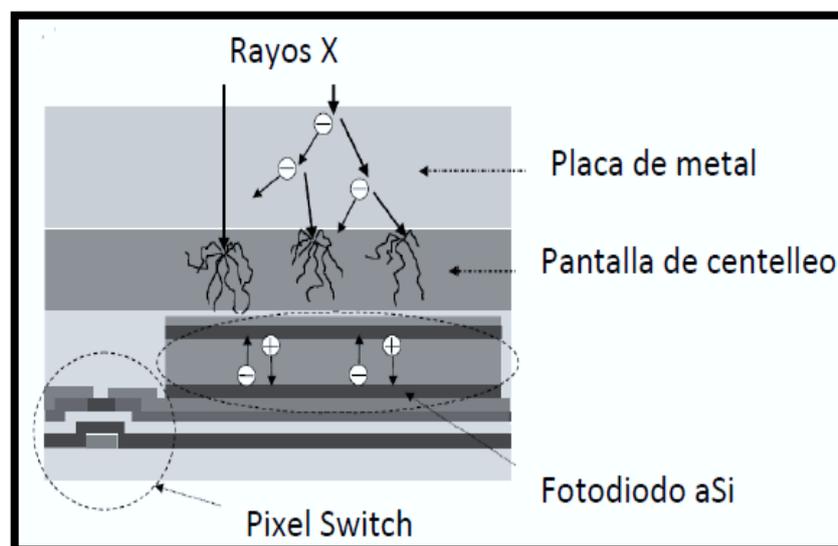
Recientemente algunos estudios han comprobado que el sistema EPID posee características de dosis-respuesta adecuadas para verificación de dosis (Torres-Xirau et al., 2018). Para este análisis también ha de considerarse las desventajas de este detector, entre las que se tiene:

La respuesta de los detectores depende la energía, del Angulo de irradiación y de la DA y la alta conductividad en relación con los detectores solidos es directamente proporcional al incremento del ruido en el proceso de medición. Afectando más a las mediciones de haces de baja energía (Falco, 2015).

**2.7.3.2 Detectores de panel plano de matriz activa.** Estos detectores de panel plano son más conocidos por su nombre en inglés como Flat Panel, Este sistema de panel plano está compuesto por una matriz de película fina de fotodiodos de a-Si que está dispuesta sobre sustrato de vidrio. Estos detectores son de detección indirecta, es decir, cuando incide radiación sobre esta matriz de fotodiodos los rayos X son absorbidos y se emite luz visible, esta luz se transforma en carga eléctrica y se crean los pares de electrón-hueco. Al término de la lectura se obtiene una imagen que puede ser visualizada en el sistema operativo de Varian llamado Aria (Alshantqity & Nisbet, 2016; Falco, 2015). La Figura 16. Ilustra el trayecto de los fotones desde que se hace incidir el haz de radiación hasta la formación de la imagen.

### Figura 13

*Diagrama del proceso de funcionamiento de un pixel en el EPID*



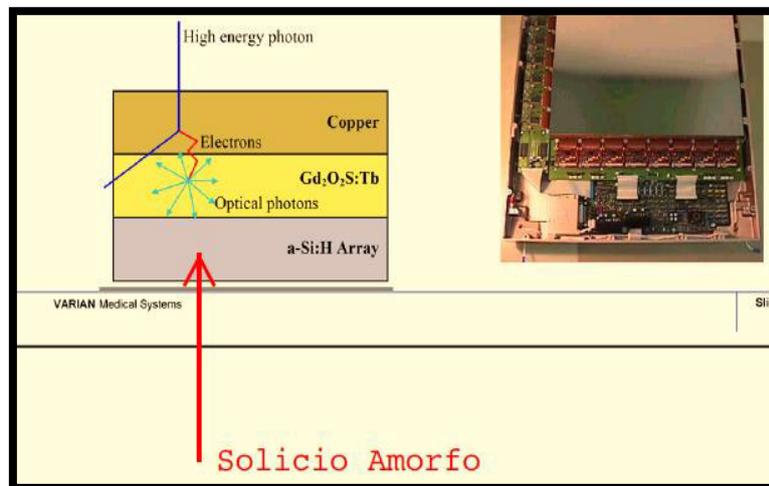
*Nota.* Tomado de (Falco, 2015)

Dentro de los principales componentes del panel plano destaca la placa de cobre de aproximadamente 1 mm, en la cual son convertidos los fotones incidentes en electrones de alta

energía. Los electrones generados interactúan en la capa de centelleo de 0.34 mm de espesor compuesto por terbio dopado con oxisulfuro de gadolinio ( $Gd_2O_2S: Tb$ ), en la que se produce fotones de luz visible. Por debajo de la capa de centelleo se encuentra el arreglo de pixeles compuestas por los fotodiodos de a-Si quienes se encargan de almacenar las cargas generadas en respuesta a la luz incidente y los TFT (Figura 17). El trabajo de ambos hace posible la integración de grandes áreas de detección ideales para altos valores de dosis requeridos en el área de radioterapia (Falco, 2015; Olave & Enrique, 2014; Mancuzo, 2017).

## Figura 14

### *Descripción de elementos del EPID*



*Nota.* Tomado de Manual de Varian

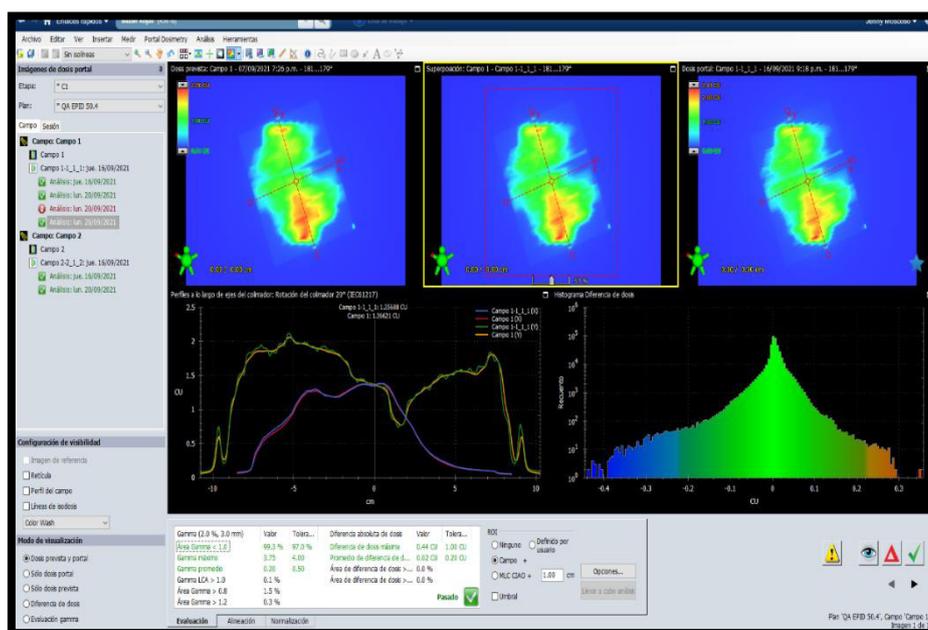
Una de las ventajas de utilizar el panel plano de a-Si de detección indirecta es la eficiencia en la detección de radiación (mayor sensibilidad) y sobre todo en el rendimiento de la formación de imágenes dinámicas ideal para el uso en la técnica VMAT. Mientras que la principal desventaja es que el proceso de transformación de los rayos X en luz visible

disminuye la resolución espacial (Falco, 2015; Olave & Enrique, 2014).

**2.7.3.3 Portal Dosimetry.** Portal dosimetry es un software creado por Varian Medical System para predicción de imágenes portales como medio de verificación en los CC para planificaciones en radioterapia. Forma parte del sistema operativo de registro y verificación “ARIA” (Imagen 18).

**Figura 15**

*Representación de la ventana del programa Portal Dosimetry*



### III. MÉTODO

#### 3.1 Tipo de Investigación

La investigación planteada fue de enfoque cuantitativo, observacional porque se recopilaron los datos numéricos que se obtenían en cada planificación. El diseño fue de corte transversal porque las mediciones solo se tomaron una vez y prospectivo porque para el análisis no se tomaron otros registros sino solo los realizados por el investigador.

#### 3.2 Ámbito temporal y espacial

**Ámbito Temporal:** El estudio inició cuando se realizó la planificación del volumen tumoral

**Ámbito Espacial:** El estudio se desarrolló en una clínica oncológica de Lima.

#### 3.3 Variables

**Variable independiente:** Tipo de detectores para los CC (dispositivos de medición de dosis).

**Variable dependiente:** Valor del índice gamma (índice de conformidad)

## Operacionalización de variable

**Tabla 2**

*Descripción de variables*

Variable	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Edad	Edad en años de las personas a las que se hace la planificación	Cuantitativa	Discreta:
			10 a 20
			21 a 30
			31 a 40
			41 a 50
			51 a 70
Sexo	Masculino o Femenino	Cualitativa	Dicotómica: (Hombre)(Mujer)
Tiempo de irradiación	Tiempo que toma en hacer el CC por cada planificación	Cuantitativa	Continua: 3 min, 5min, 10 min, 15 min o 20 min
Número de arcos	Número de arcos que se utilizan para cada plan	Cuantitativa	Discreta: 1, 2, 3, 4 o 5
Tipo de cáncer	Área de la anomalía	Cualitativa	Nominal: CA de pulmón, de mama, de próstata, de cerebro, tiroides
Valor del Índice Gamma	Porcentaje de diodos que pasan el CC	Cualitativa	Ordinal: 90%, 95%, 98% y 100%

### 3.4 Población y muestra

La población del estudio estuvo constituida por 130 planificaciones realizadas en un periodo de 2 meses en una clínica oncológica de Lima.

#### 3.4.1 Cálculo del tamaño de muestra

Para el cálculo de tamaño de muestra se hizo uso del programa online libre “OpenEpi” ([https://www.openepi.com/Menu/OE\\_Menu.htm](https://www.openepi.com/Menu/OE_Menu.htm)) en donde se consideró un nivel de confianza del 95%, una potencia del 80%, una razón del tamaño entre grupos de 1. Se tomaron como referencia las medias y desviación estándar de índices gamma calculados en de dos estudios previos medidos con un detector cilíndrico de diodos y el otro fue medido con el EPID (Fogliata et al., 2011) siendo los valores  $99.2 \pm 0.37$  y  $97.1 \pm 2.8$  respectivamente, Dando al final un tamaño de muestra mínimo de 30 registros, divididos en 15 para cada grupo pero al tratarse de un análisis comparativo se considerara los 15 registros para cada grupo de medición. Estos cálculos se detallan en la (Tabla 4).

**Tabla 3**

*Cálculo de tamaño de muestra*

<b>Información de entrada</b>	
Intervalo de confianza (2 lados)	95%
Potencia	80%
Razón del tamaño de la muestra (Grupo2/Grupo 1)	1

Tamaño de muestra			
	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Diferencia</b>
Media	99.2	97.1	2.1
Desviación estándar	0.37	2.8	
Varianza	0.1369	7.84	
Tamaño de muestra del grupo 1	15		
Tamaño de muestra del grupo 2	15		
Tamaño total de la muestra	30		

Nota: Tamaño de muestra para comparar dos medias

### 3.5 Instrumentos

#### 3.5.1 *Acelerador Lineal*

Para este trabajo se usó el acelerador lineal Varian Trilogy que cuenta con energía para fotones de 6 y 10 MV y con energía para electrones de 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV. El modelo Trilogy es uno de los modelos de Varían, equipado con colimador multilaminas de 120 hojas (de tungsteno) dispuestas en dos carros colocados uno al frente del otro. En la parte central, se encuentran 40 pares opuestos de láminas que miden 0,5 cm de ancho y 10 cm de largo. La tasa de dosis a la que opera el equipo para todas las energías es de 600UM/min en el isocentro y la técnica usada es VMAT.

### Figura 16

*Acelerador lineal Varian Trilogy*



### 3.5.2 *Detector cilíndrico ArcCHECK*

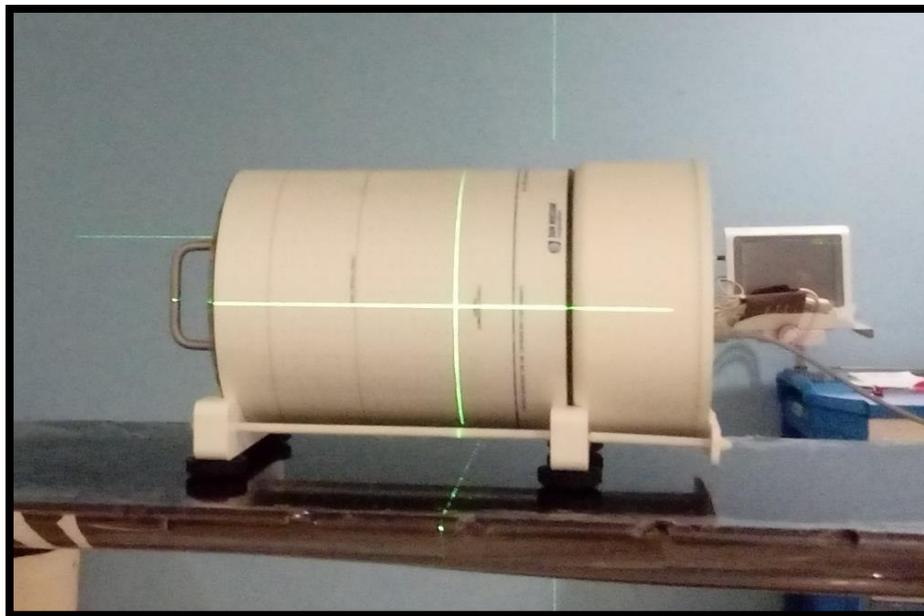
**Tabla 4**

*Descripción del detector*

Valor nominal	Valor numérico
Marca	Sun Nuclear
Medidas en tiempo real	(50ms)
Alta densidad de detectores	230 detectores en un campo de 10 x 10 cm
peso	16 kg
Material	Polimetil metacrilato

**Figura 17**

*Detector ArcCHECK arreglo volumétrico de diodos*



### **3.5.3 *Detector EPID aSi-1000***

Este detector está localizado en el brazo retráctil del Acelerador lineal Trilogy.

**Figura 18**

*Vista frontal del Acelerador lineal Trilogy*



### 3.6 Procedimientos

#### - Planificación de tratamiento

Todos los planes de este estudio se realizaron en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Eclipse, versión 13.6 (Varian Medical Systems, Palo Alto, EE. UU.) Utilizando un haz de fotones de 6 MV. Se optó por una tasa de dosis de 600 MU / min para todos los arcos utilizados, pero la tasa de dosis final fue decidida por el algoritmo de optimización. En todas las planificaciones fueron optimizados los arcos completos en 178 puntos de control progresivamente en cuatro fases. En cada nivel de iteración, optimiza la posición del colimador de hojas múltiples (MLC) y el peso de la unidad de control (MU) dentro

de las limitaciones (velocidad del MLC, velocidad del pórtico, tasa de dosis y límites mecánicos) de la unidad de administración.

Todos los objetivos del plan se establecieron para tener una dosis de prescripción del 100 por ciento hasta el 95 por ciento del volumen objetivo ( $D_{95}$  = dosis de prescripción del 100%). Los objetivos para otras estructuras normales se establecen en dosis de tolerancia clínicamente aceptables.

Los planes de verificación se crearon en el Fantoma ArcCHECK utilizando las planificaciones de los pacientes y de igual manera para el EPID.

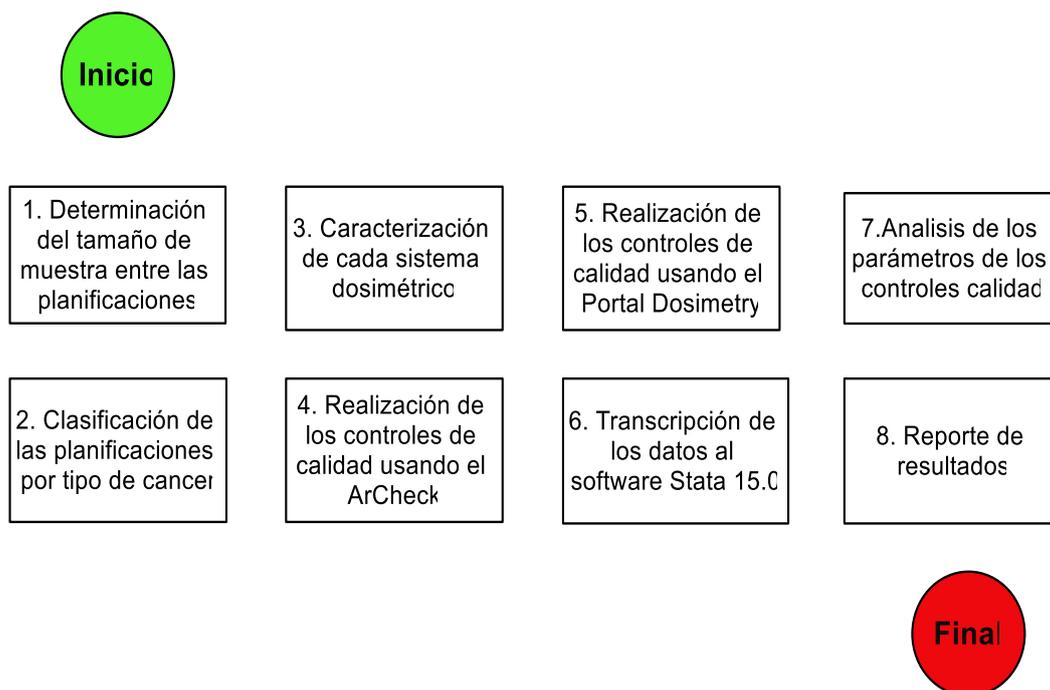
#### - Mediciones

Las mediciones (caracterización de los detectores y análisis de los controles de calidad) se realizaron dependiendo la disponibilidad del uso del acelerador lineal. Generalmente eran los días sábados en los que se podían hacer las mediciones debido a que lunes a viernes se atendía a los pacientes.

### 3.6.1 Fases del estudio

#### Figura 19

*Diagrama de flujo del desarrollo de tesis*



Fueron necesarias 15 planificaciones, siendo estas las mismas para cada tipo de detector por lo que se realizaron 30 mediciones. Los planes se realizaron en el Sistema de Planeación del Tratamiento (TPS) ECLIPSETM V11 (Varian Medical Systems, Palo Alto California) y se realizaron con la técnica VMAT.

Las 15 planificaciones fueron seleccionadas de manera aleatoria”. Las planificaciones de cáncer se incluyeron de distintas áreas anatómicas: pulmón, mama, cabeza, próstata, etc. Todas fueron hechas con la técnica VMAT.

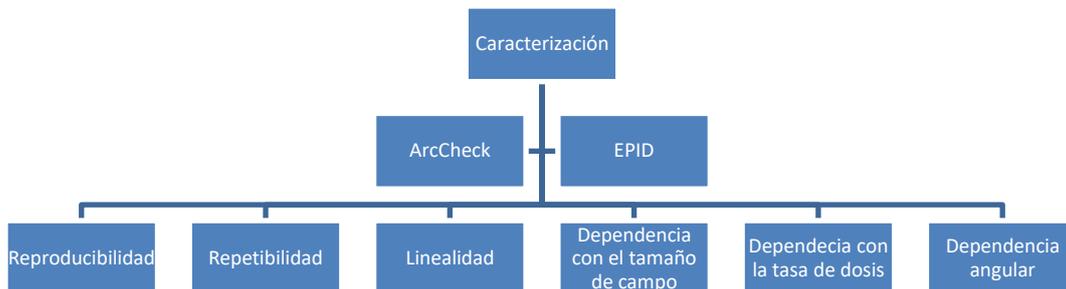
Después de seleccionar las planificaciones se procedió a clasificarlas dependiendo el tipo de cáncer a fin de buscar relación entre las variables.

Se realizó la calibración y caracterización de los detectores antes de empezar los controles de calidad a fin de garantizar legitimidad en los datos. Primero se hizo la calibración

de la matriz de diodos de cada detector en base a los manuales de calibración de cada arreglo.

### Figura 20

*Esquema para realizar las pruebas de rendimiento de los detectores*

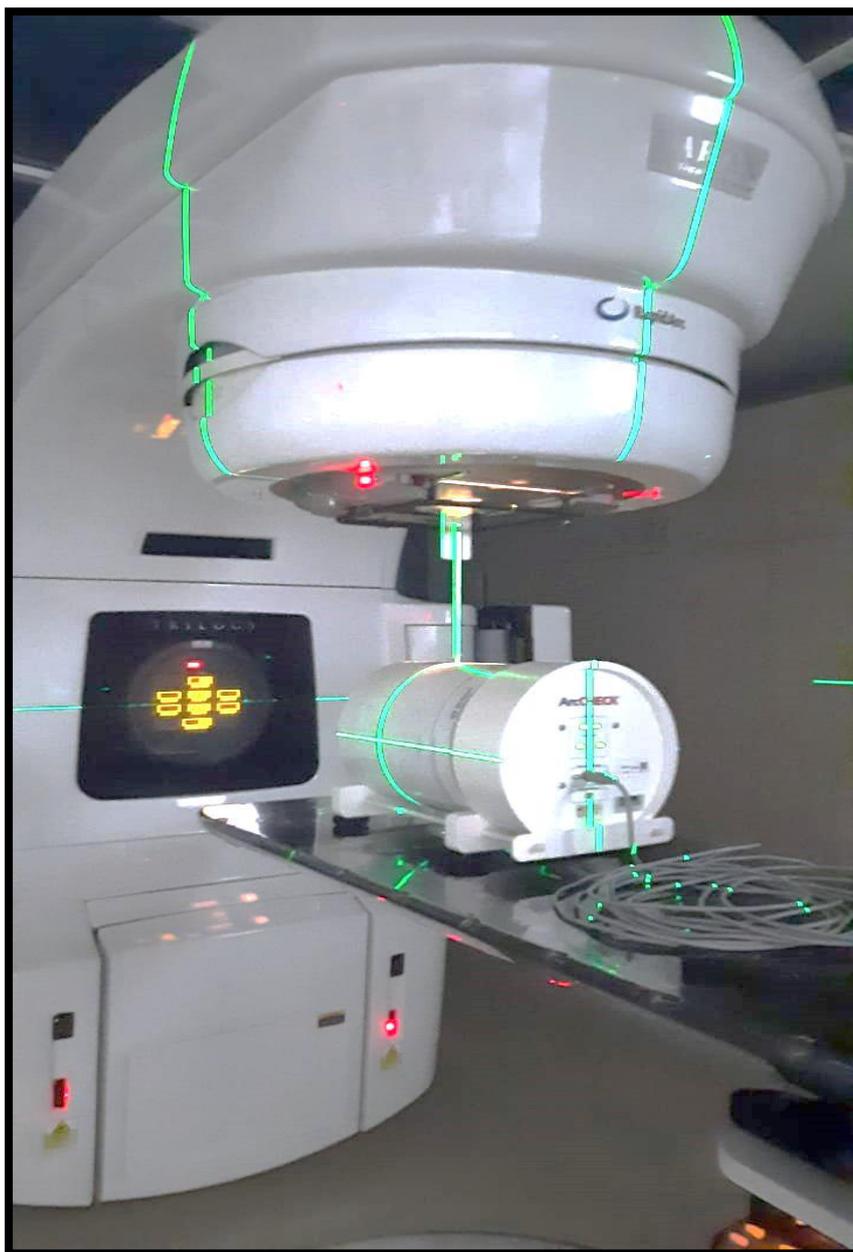


#### 3.6.2 Caracterización Dosimétrica del ArcCHECK

Tras la calibración del dispositivo, se procedió a realizar pruebas para analizar el comportamiento del mismo.

### Figura 21

*Posicionamiento del detector para las pruebas de caracterización*



**3.6.2.1 Linealidad de la dosis.** En esta prueba se probó la respuesta del ArcCHECK ante la variación de Unidades Monitor (UM). Se impartieron entre 2UM, 5UM, 10UM, 30UM, 40UM, 50UM, 75UM, 100UM, 200UM a 300 UM. Se configuró un tamaño de campo de 10cm x 10 cm, una tasa de dosis de 600UM/min, energía de 6MV y Distancia Fuente-Superficie (Source-Surface Distance, SSD) de 100 cm manteniendo giro de gantry con colimador en 0°.

**3.6.2.2 Reproducibilidad.** Con esta prueba se buscó estimar la estabilidad del detector con el tiempo por ello se entregaron 50UM, 75UM, 100UM, 200UM y 300UM en un campo 10cmx10cm con una SSD de 100 cm para energía de 6MV y tasa de dosis de 600 UM/min. Se realizaron 6 mediciones para cada UM.

**3.6.2.3 Repetibilidad.** Se realizó irradiando el arreglo de detectores con un haz de fotones de 6 MV, tasa de dosis de 600 UM/min en un campo fijo de 10x10 cm<sup>2</sup>, a una SSD de 100 cm. Manteniendo las mismas condiciones se realizaron 10 mediciones de dosis todas con 100 UM.

**3.6.2.4 Dependencia con el tamaño de campo.** Se evaluó la respuesta del ArcCHECK para varios tamaños de campo. Los tamaños de campo fueron desde 3x3, 4x4, 6x6, 10x10, 16x16, 20x20, 24x24, 28x28, 30x30 y 35x35 cm<sup>2</sup>. Se expusieron a una tasa de 600 UM/min, energía de 6MV, SSD fue de 100 cm e irradiación de 100UM Se registró la dosis respectiva medida por ArcCHECK siendo que todas las lecturas de ArcCHECK se normalizaron a la respuesta de tamaño de campo de 10 cm × 10 cm. En total se realizaron 6 mediciones por cada variación de campo.

**3.6.2.5 Dependencia con la tasa de dosis.** Para evaluar la dependencia de la tasa de dosis del ArcCHECK se realizaron mediciones con diferentes tasas de dosis como 100 UM/min, 200UM/min, 300 UM/min, 400UM/min, 500 UM/min y 600 UM/min. Se irradió el dispositivo con energía de fotones de 6 MV, a una SSD de 100 cm, en un campo fijo de 10x10 cm<sup>2</sup>. Se realizaron 6 mediciones por cada variación de tasa de dosis y se normalizó cada medida a la tasa de dosis de 600UM/min.

**3.6.2.6 Dependencia Angular.** Esta prueba busca analizar la dependencia del ángulo de giro del gantry con la respuesta del ArcCHECK. Se irradió el detector en un campo de 10x10cm<sup>2</sup> Con ángulos de giro del gantry de 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270° y 315°. La tasa de dosis fue de 600UM/min, energía de 6MV y una SSD de 100 cm. Se realizaron 6 mediciones por cada ángulo. La medida representada se tomó de la media de las 6 medidas en un campo de 20mmx20mm del arreglo de diodos.

### **3.6.3 *Caracterización Dosimétrica del EPID***

Tras la calibración del dispositivo, se procedió a realizar pruebas para analizar el comportamiento del mismo.

**3.6.3.1 Linealidad de la dosis.** En esta prueba se evaluó la respuesta del ArcCHECK ante la variación de las UM. Se impartieron entre 2UM, 5UM, 10UM, 30UM, 40UM, 50UM, 75UM, 100UM, 200UM a 300 UM. Se configuró un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, una tasa de dosis de 600UM/min, energía de 6MV y Distancia Fuente-Superficie (Source-Surface Distance, SSD) de 105 cm manteniendo giro de gantry colimador en 0°.

**3.6.3.2 Reproducibilidad de la dosis.** Con esta prueba se buscó estimar la estabilidad del detector con el tiempo por ello se entregaron 50UM, 75UM, 100UM, 200UM y 300UM en un campo 10cmx10cm con una SSD de 105 cm para energía de 6MV y tasa de dosis de 600 UM/min. Se realizaron 6 mediciones para cada UM.

**3.6.3.3 Repetibilidad.** Se realizó irradiando el arreglo de detectores con un haz de fotones de 6 MV, tasa de dosis de 600 UM/min en un campo fijo de 10x10 cm<sup>2</sup>, a una SSD de 105 cm. Manteniendo las mismas condiciones, se realizaron 10 mediciones de dosis todas con 100 UM.

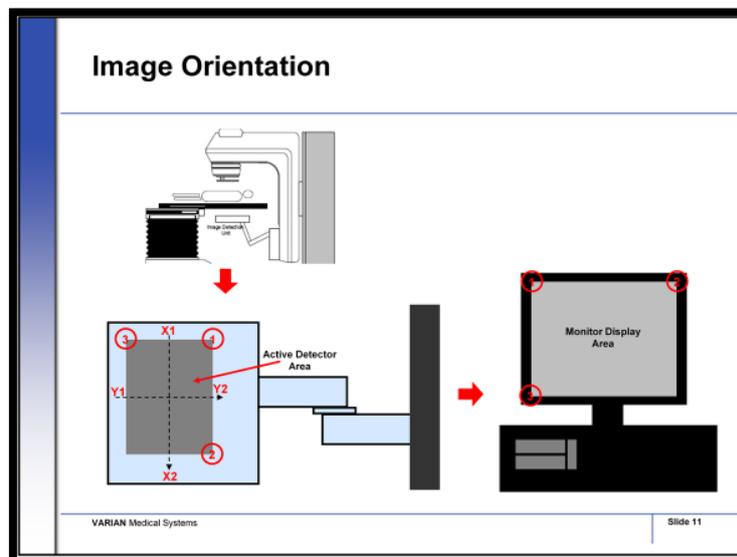
**3.6.3.4 Dependencia con el tamaño de Campo.** Se evaluó la respuesta del ArcCHECK para varios tamaños de campo. Los tamaños de campo fueron desde 3x3, 4x4, 6x6, 10x10, 16x16, 20x20, 24x24, 28x28, 30x30 y 35x35 cm<sup>2</sup>. Se expusieron a una tasa de 600 UM/min, energía de 6MV, SSD fue de 105 cm e irradiación de 100UM. Se registró la dosis respectiva medida por el EPID y todas las lecturas se normalizaron a la respuesta de tamaño de campo de 10 cm × 10 cm. En total se realizaron 6 mediciones por cada variación de campo.

**3.6.3.5 Dependencia con la tasa de dosis.** Para evaluar la dependencia de la tasa de dosis del EPID se realizaron mediciones con diferentes tasas de dosis como 100 UM/min, 200UM/min, 300 UM/min, 400UM/min, 500 UM/min y 600 UM/min. Se irradió el dispositivo con energía de fotones de 6 MV, a una SSD de 105 cm, en un campo fijo de 10x10 cm<sup>2</sup>. Se realizaron 6 mediciones por cada variación de tasa de dosis y se normalizó cada medida a la tasa de dosis de 600UM/min.

**3.6.3.6 Dependencia angular.** Esta prueba busca analizar la dependencia del ángulo de giro del gantry con la respuesta del EPID. Se irradió el detector en un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  Con ángulos de giro del gantry de  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$  y  $315^\circ$ . La tasa de dosis fue de  $600 \text{ UM/min}$ , energía de  $6 \text{ MV}$  y una SSD de  $105 \text{ cm}$ . Se realizaron 6 mediciones por cada ángulo. La medida representada se tomó de la del eje central del detector.

## Figura 22

*Imagen preliminar del posicionamiento del EPID para las pruebas*



*Nota.* Tomado de Manual de uso del EPID

## 3.7 Análisis de datos

Una vez realizada la caracterización de cada sistema dosimétrico se realizó el CC de las 15 planificaciones usando el ArcCHECK. El procedimiento consistió en irradiar el arreglo de diodos bajo las mismas condiciones en la que fue elaborada la planificación en el planificador; es decir, se irradió el mismo número de campos, se dio el mismo número de rotaciones, se consideró la misma angulación dependiendo las prescripciones de cada

planificación.

Para el caso del EPID se irradió el arreglo planar bajo las mismas condiciones en la que fue elaborada en el planificador; es decir, se irradió el mismo número de campos, se dio el mismo número de giros, se consideró la misma angulación dependiendo las prescripciones de cada planificación. Las planificaciones fueron las mismas para cada dispositivo de medida a fin de comparar con cuál de los sistemas dosimétricos se obtienen mejores resultados en los CC.

Se armó una base de datos y se ordenó por columnas el número de arcos, % de diodos pasados, total de diodos irradiados, genero del paciente, edad, valor del DTA, diferencia de dosis y el índice gamma. Esto para cada tipo de dispositivo.

Se analizaron los datos con el software STATA Versión 15.0, primero se verificó si los datos presentan distribución normal y en base a ello se hicieron las pruebas pertinentes. Los resultados de las variables cualitativas se representaron mediante tablas de frecuencias y porcentajes. Mientras que las variables cuantitativas se reportaron mediante las medidas de tendencia central y/o de dispersión.

Para la evaluación de CC se reportó si cada planificación pasaba o no pasaba la evaluación del análisis gamma. Además de reportar del índice gamma con parámetros de 3% 3mm también se optó por la combinación de parámetros 3% 2mm y 2% 3mm para analizar las variaciones.

### **3.8 Consideraciones éticas**

Para el presente trabajo de investigación los datos presentados están bajo todo nivel de confidencialidad. No se brindó ningún indicio que pueda identificar los datos de la planificación de cada paciente. La supervisión y aprobación de la confiabilidad de los datos fue garantizada y aprobada por la clínica donde se llevó a cabo todo el procedimiento del estudio.

#### IV. RESULTADOS

Se evaluaron 15 planificaciones con distintas áreas anatómicas como: cerebro, mama, pulmón, próstata, cabeza y cuello, cérvix y próstata. El promedio de edad de los participantes fue de  $55.46 \pm 15.25$  años, la mayoría de ellos fue de sexo femenino 58.66%, mientras que 33.33% de sexo masculino. Todas las planificaciones se hicieron usando la técnica VMAT en la mayoría de ellas se emplearon de 2 a 3 arcos (Tabla 6). Previo a la evaluación dosimétrica se realizaron las pruebas de caracterización para cada detector y luego se analizó el índice gamma bajo los parámetros de DTA = 3 mm y DD = 3 % y las variaciones DTA=3 mm DD=2% y DTA=2 mm DD=3% con un Threshold del 10 %. Además, para el Portal Dosimetry también se reportó el valor de la gamma máximo y la diferencia de dosis máxima.

**Tabla 5**

*Descripción de las planificaciones*

Paciente	Sexo	Edad (años)	Región Anatómica	Número de arcos	Dosis Prescrita/ número de sesiones
Participante 1	F	43	mama	3	40Gy/15
Participante 2	F	38	Mama	3	40Gy/15
Participante 3	M	50	Próstata	3	46Gy/23
Participante 4	F	62	Próstata	3	45Gy/25
Participante 5	M	17	Cabeza y cuello	3	30.60Gy/17
Participante 6	F	74	Pulmón	3	40Gy/5
Participante 7	M	63	Cabeza y cuello	3	70Gy/35

Participante 8	M	71	Próstata	2	70Gy/28
Participante 9	F	63	Cerebro	2	60Gy/30
Participante 10	F	50	Cérvix	2	50.4Gy/28
Participante 11	M	72	Pulmón	3	50Gy/25
Participante 12	F	63	Mama	2	50Gy/25
Participante 13	F	64	Pulmón	2	60Gy/24
Participante 14	F	57	Cerebro	2	59.4Gy/33
Participante 15	M	45	Cérvix	2	50.4Gy/28
Media aritmética de la edad			55.46		
Desviación estándar de la edad			±15.25		

**Tabla 6**

*Número de pacientes por diagnóstico*

Cerebro	2
Mama	3
Próstata	3
Cabeza y cuello	2
Pulmón	3
Cérvix	2

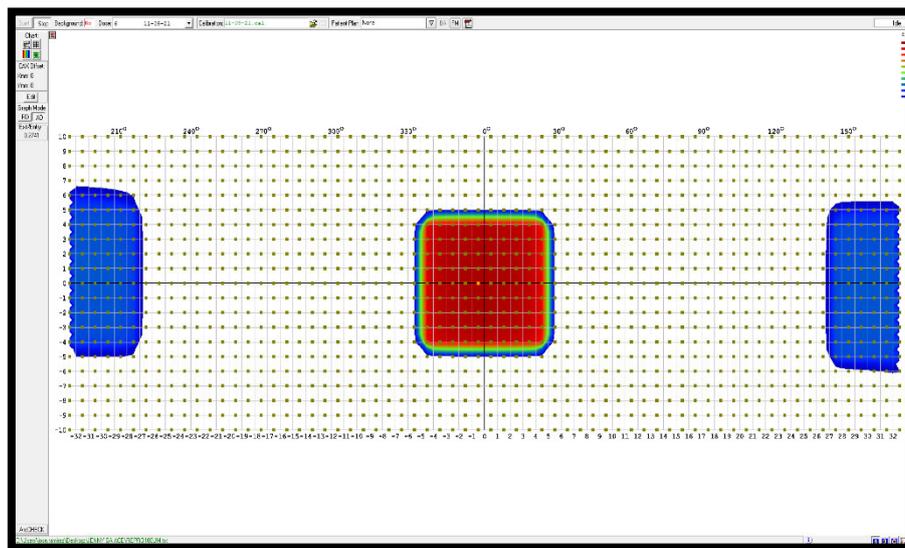
## 4.1 Resultado de las pruebas para la caracterización del ArcCHECK

### 4.1.1 Reproducibilidad

En la Figura 23. Se observa la reproducibilidad alrededor del eje central de la distribución del arreglo de diodos, a lo largo de 6 días. Cada día se realizaron 6 mediciones alrededor del eje central para cada cantidad de UM. De allí se sacó el valor medio de cada una de ellas y se encontró un error de menos del 0.40%.

**Figura 23**

*Arreglo de diodos para reproducibilidad con 100UM*



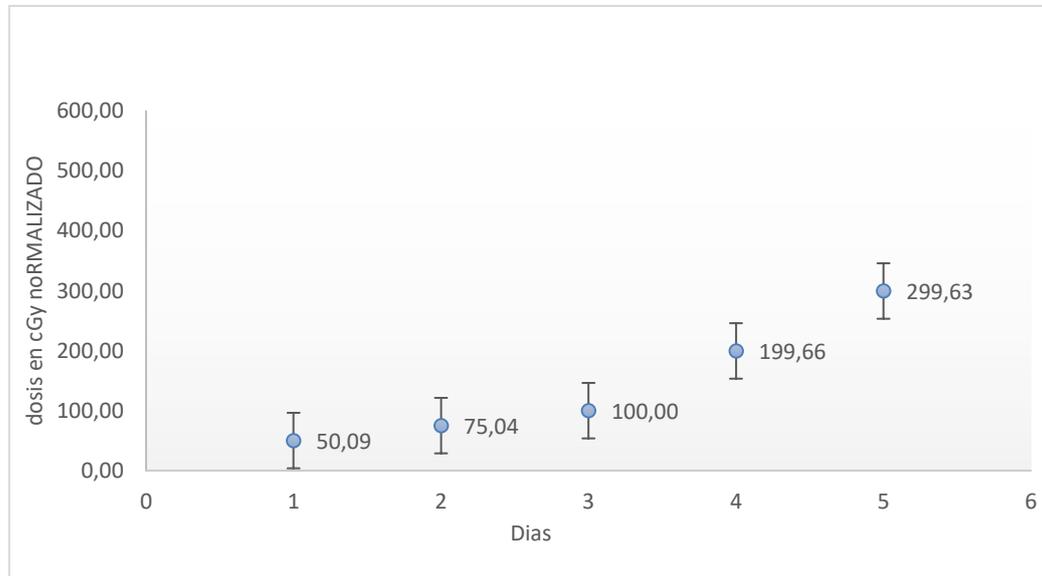
**Tabla 7**

*Resultado de los valores en cGy medidos para UM*

Unidades Monitor	Fecha	Valor de CU
50UM	1	62.48
	2	62.71
	3	62.42
	4	62.57
	5	62.81
	6	62.66
		$\Delta=62.6$
		Valor normalizado:50.08
75UM	1	93.67
	2	93.91
	3	93.62
	4	93.71
	5	94.02
	6	93.83
		$\Delta=93.795$
		Valor normalizado:75.09
100UM	1	124.7
	2	124.9
	3	124.9
	4	125.1
	5	125.4
	6	125.1
		$\Delta=124.9$
		Valor normalizado: 100
200UM	1	249.6
	2	250.3
	3	249.1
	4	249.7
	5	249.0
	6	249.9
		$\Delta=249.6$
		Valor normalizado:100.7
300UM	1	374.3
	2	375.1
	3	373.4
	4	374.2
	5	375.6
	6	374.6
		$\Delta=374.5$
		Valor normalizado:299.6

## Figura 24

*Respuesta del detector ArcCHECK ante diferentes UM*

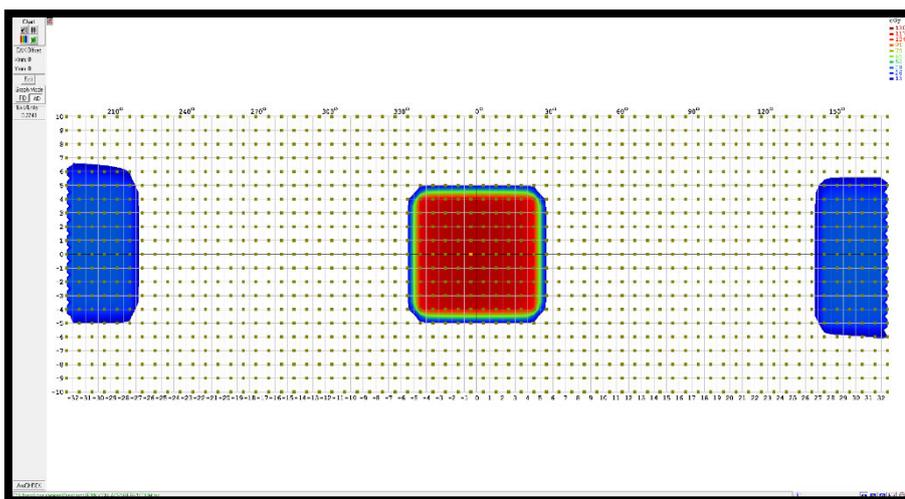


### 4.1.2 Repetibilidad

En la Figura 25. Se observa la repetibilidad en el eje central del detector en un campo de 20x20mm. En la Tabla 8. Se representa los valores medios de cada una de las mediciones realizadas por fecha. El promedio final fue de 125.125 con una desviación estándar de  $\pm 0.0043$ , lo cual refleja que el detector tiene una buena repetibilidad en el tiempo y además los datos obtenidos son coherentes.

## Figura 25

*Arreglo de diodos para repetibilidad con 100UM*



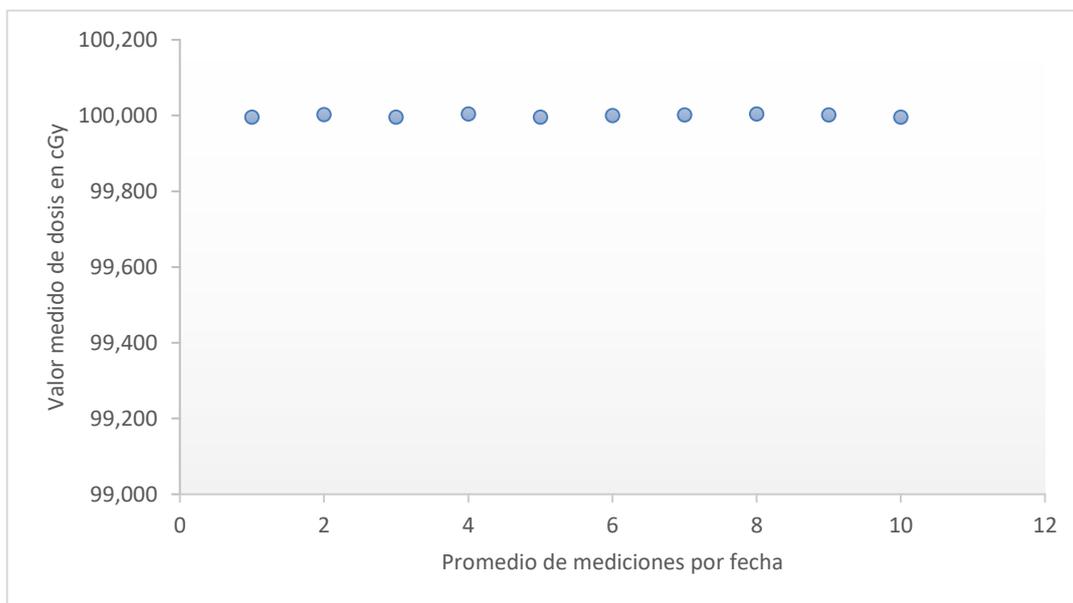
**Tabla 8**

*Valores de dosis y UM obtenidos*

Unidad Monitor (UM)	Mediciones	Promedio de dosis	Valor normalizado	error absoluto
100	1	125.12	99.9	0.0100
100	2	125.13	100.0	0.0100
100	3	125.12	99.9	0.0100
100	4	125.13	100.0	0.0000
100	5	125.12	99.9	0.0100
100	6	125.13	100.0	0.0100
100	7	125.13	100.0	0.0200
100	8	125.13	100.0	0.0000
100	9	125.13	100.0	0.0200
100	10	125.12	99.9	0.0300
Promedio		125.125±0.0043		

**Figura 26**

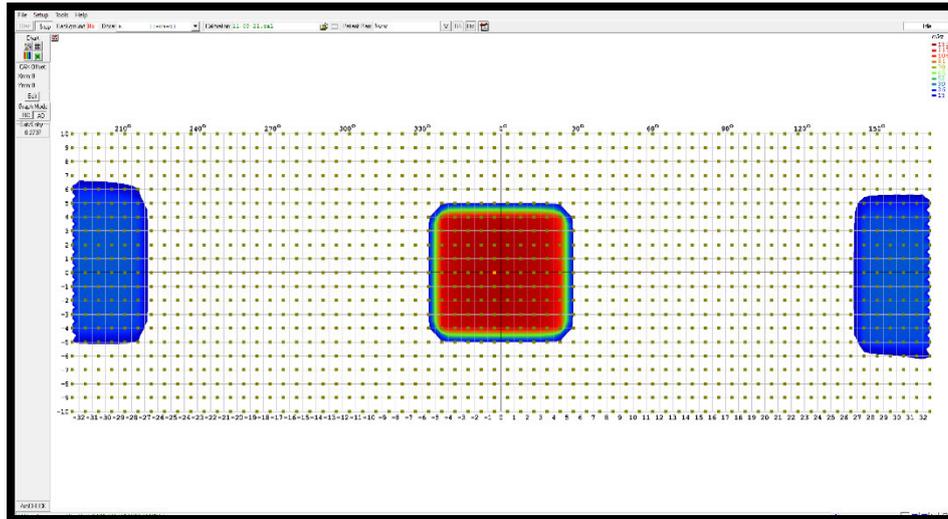
*Repetibilidad de los datos con detector ArcCHECK*

**4.1.3 Linealidad**

Los datos obtenidos para cada número de unidades monitor, provienen de un grupo de 6 mediciones consecutivas. En la Figura 27. Se representan los ejes de promedio de dosis vs cada UM los cuales tienen una tendencia lineal. Además, se observa la ecuación con un coeficiente de linealidad de  $R=1$  lo cual indica una correlación positiva.

**Figura 27**

*Distribución de los diodos para el cálculo de la Linealidad*



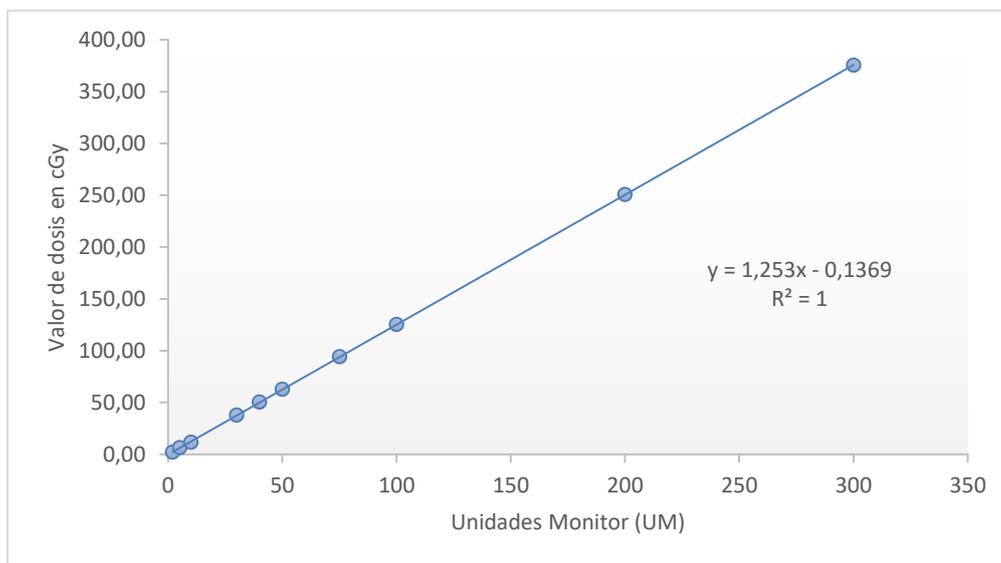
**Tabla 9**

*Valores obtenidos en la prueba de linealidad*

Unidades		Dosis en cGy					Promedio
Monitor	(UM)						
2	2.101	2.1	2.09	2.1	2.1	2.1	2.1
5	6.2	6.2	6.19	6.2	6.3	6.2	6.2
10	11.4	11.4	11.4	11.9	11.4	11.5	11.5
30	37.8	37.7	37.6	37.8	37.7	37.8	37.7
40	50.8	50.3	50.1	50.3	50.3	50.3	50.3
50	62.8	62.7	62.5	62.7	62.7	62.8	62.7
75	94.3	94.2	93.9	94.1	94.1	94.2	94.1
100	125.7	125.5	125.0	125.5	125.5	125.4	125.4
200	250.9	250.9	249.6	250.4	250.6	250.6	250.5
300	376.2	375.9	374.6	375.2	375.4	375.8	375.5

## Figura 28

*Representación de los valores medidos de dosis en relación al aumento de UM*

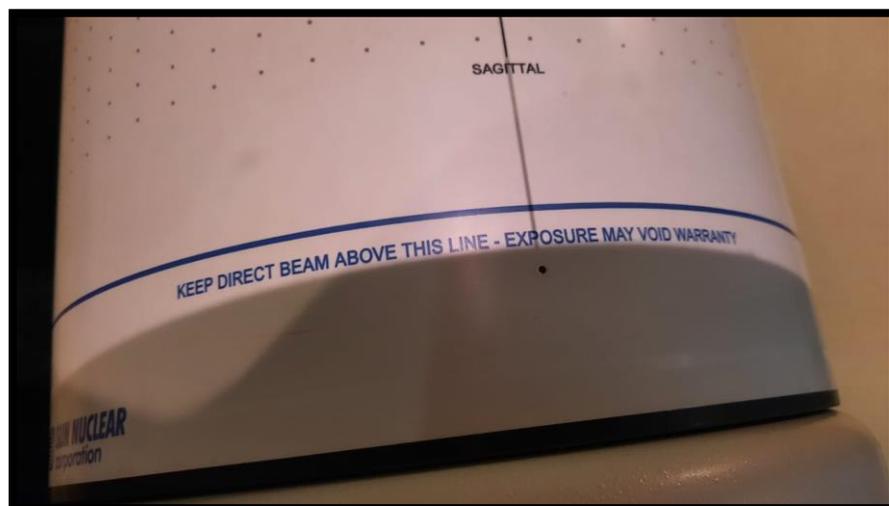


### 4.1.4 Dependencia con el tamaño de campo

La Tabla 10. Representa la colección de datos de dosis de las 6 mediciones hechas para cada área de campo cuadrado y la variación máxima fue de 0.5%. Para campos de tratamiento más grandes se obtuvo una limitación de detección debido a que el área activa del detector cubre hasta campos menores o iguales a  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  de área (Figura 29). Este aumento progresivo en la diferencia de los factores de campo desde el tamaño de  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  en adelante pudo impactar en los resultados de Índice Gamma de volúmenes grandes.

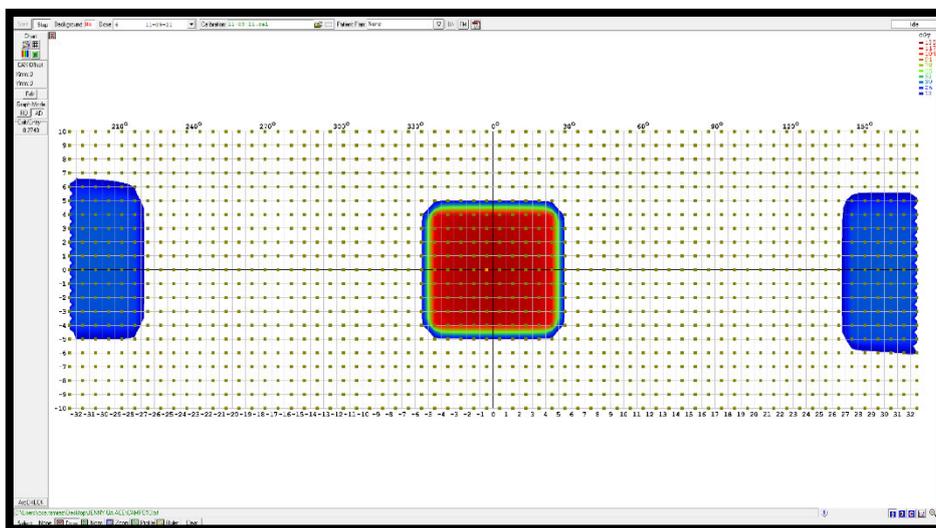
## Figura 29

*Límite del área activa del detector ArcCHECK*



**Figura 30**

*Distribución de los diodos para tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$*



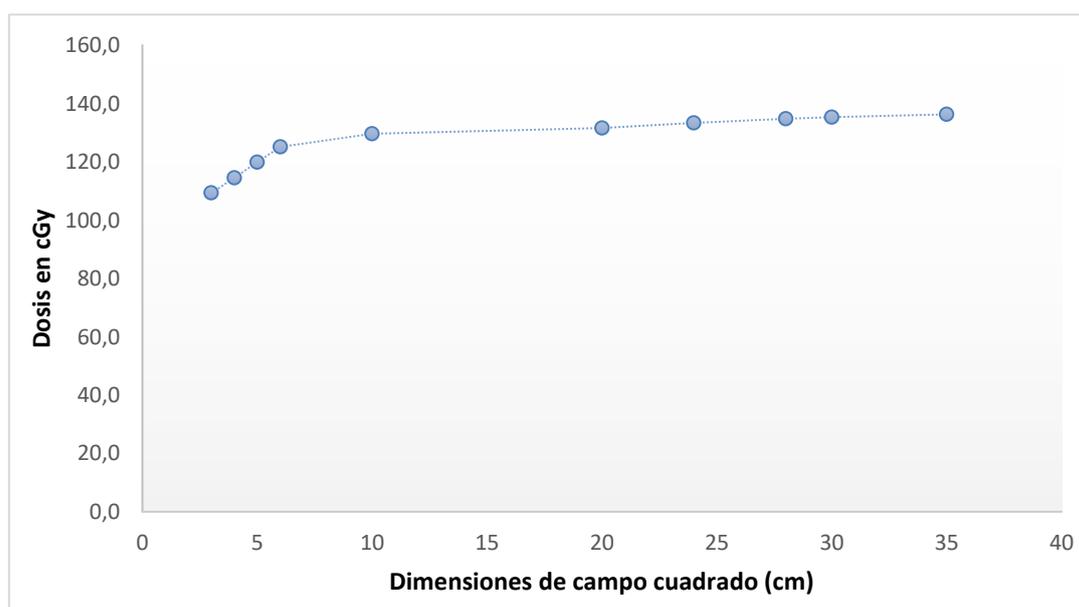
**Tabla 10**

*Valores obtenidos de dosis para diferentes tamaños de campo*

Medidas del campo (cm)	Dosis en cGy						Promedio
3x3	109.5	109.0	111.1	106.9	107.0	112.4	109.3
4x4	114.5	114.3	114.7	113.9	114.3	115.5	114.5
6x6	119.9	119.8	119.6	119.7	120.0	120.3	119.9
10x10	125.2	125.2	124.6	125.1	125.4	125.1	125.1
16x16	129.6	129.8	129.1	129.7	129.9	129.4	129.6
20x20	131.8	131.8	131.0	131.7	131.9	131.2	131.6
24x24	133.5	133.6	132.7	133.5	133.4	133.3	133.3
28x28	134.9	134.9	134.1	135.0	134.8	134.6	134.7
30x30	135.5	135.6	134.7	135.5	135.4	135.2	135.3
35x35	136.4	136.5	135.6	136.5	136.4	136.1	136.4

**Figura 31**

*Respuesta del detector con la variación de tamaño de campo*

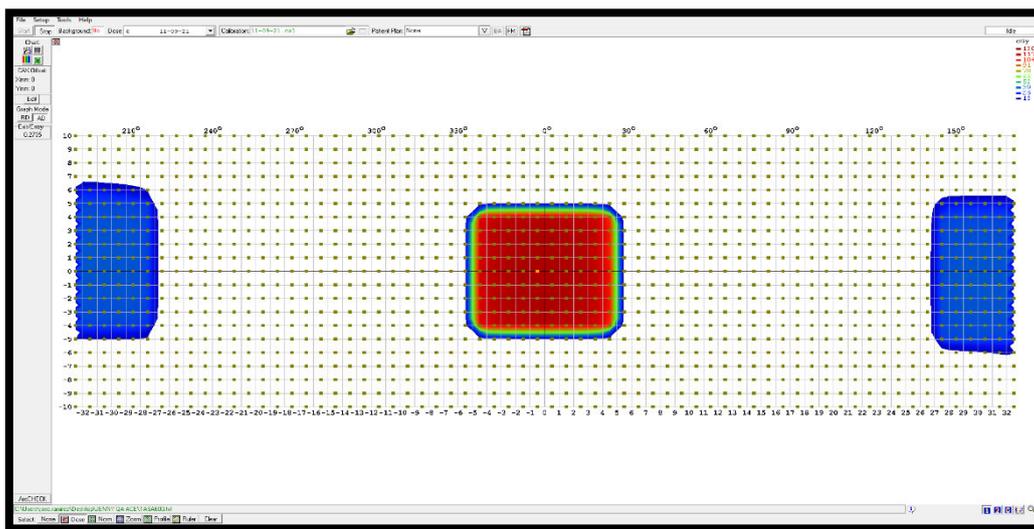


#### 4.1.5 Dependencia con la tasa de Dosis

En la Tabla 11. se presentan las mediciones de dosis en cGy para los diferentes valores de tasa de dosis con la finalidad de estimar la variación que hay entre estas variables. El promedio de cada valor fue normalizado a la tasa de dosis de 600Um/min. Además, se puede inferir se puede inferir que el dispositivo ArcCHECK tiene una respuesta independiente de la tasa de dosis en un rango de 100 UM/min y 600 UM/min.

**Figura 32**

*Distribución de diodos para dependencia con la tasa de dosis de 600UM/min*



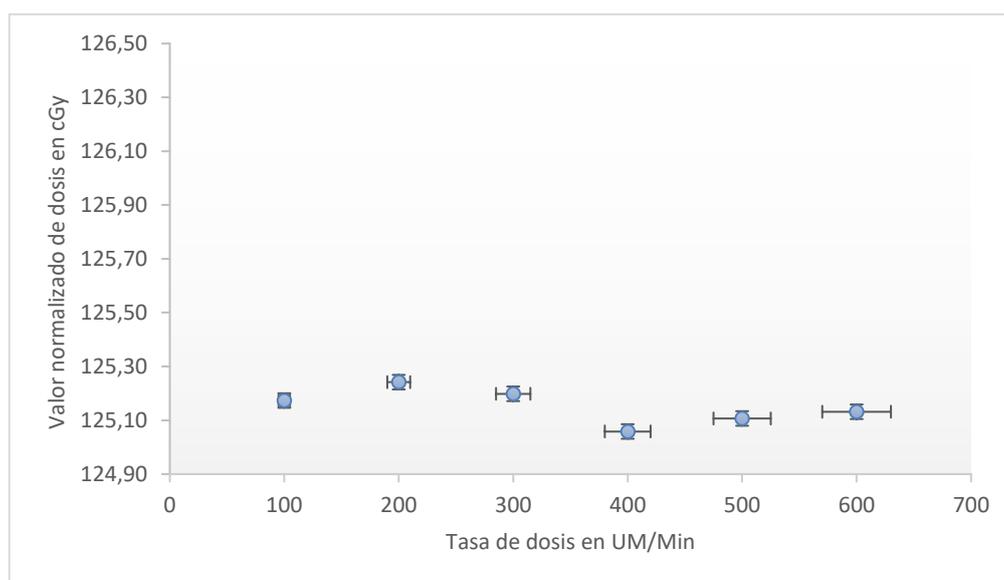
**Tabla 11**

*Respuesta del detector con la variación de la tasa de dosis*

Tasa de dosis (UM/Min)	Medidas de dosis en cGy						Media	Normalizado
100	125.1	125.2	125.2	125.1	125.0	125.1	125.1	100.0
200	125.4	125.4	124.7	125.3	125.3	125.3	125.2	100.1
300	125.3	125.3	124.8	125.2	125.4	125.2	125.2	100.1
400	125.2	125.1	124.6	125.2	125.3	125.1	125.1	99.9
500	125.3	125.2	124.6	125.2	125.2	125.2	125.2	99.9
600	125.3	125.2	124.7	125.2	125.2	125.2	125.2	100.0

**Figura 33**

*Representación de valores normalizados a una tasa de dosis de 600UM/min*

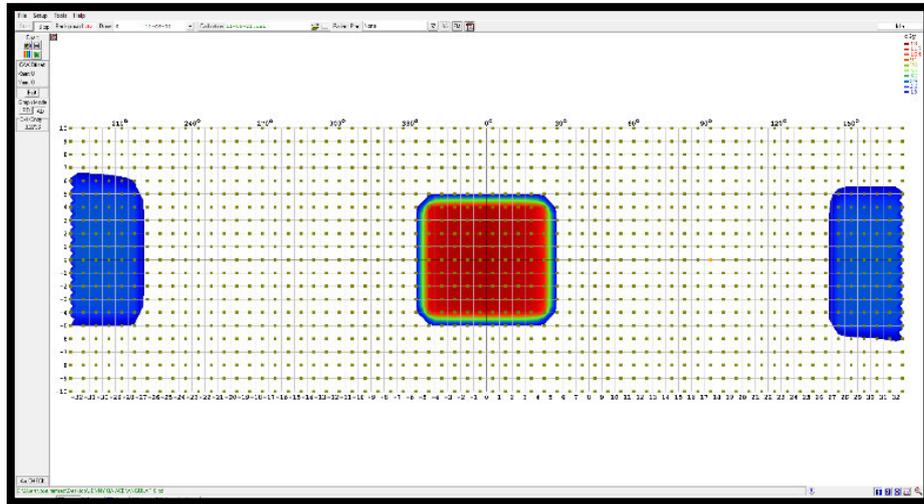


#### 4.1.6 Dependencia angular

Se realizaron 6 mediciones de dosis para cada ángulo del gantry. En la Tabla 12 se representa el valor promedio de las mediciones y como se observa la respuesta del detector es independiente del ángulo del gantry y ello por ser un detector cilíndrico.

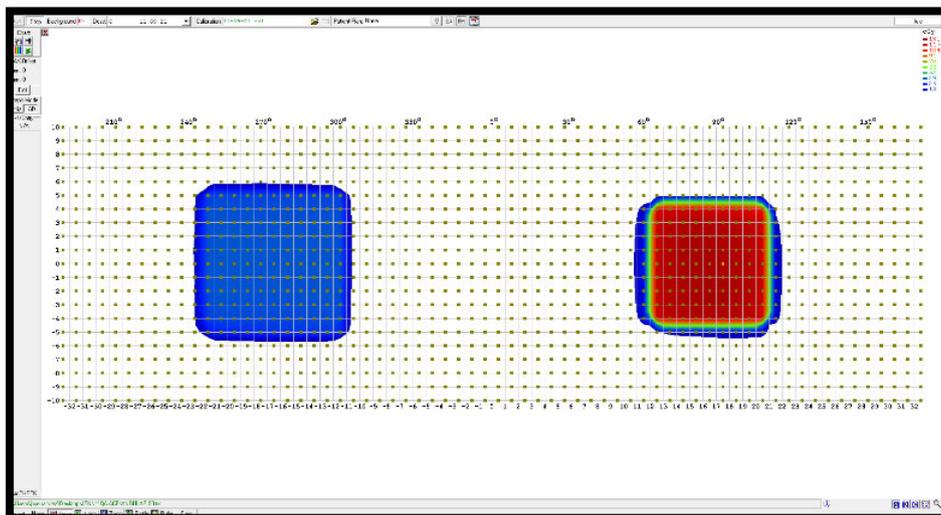
**Figura 34**

*Arreglo de diodos para giro de gantry de  $0^\circ$*



**Figura 35**

*Arreglo de diodos para giro de gantry de  $90^\circ$*



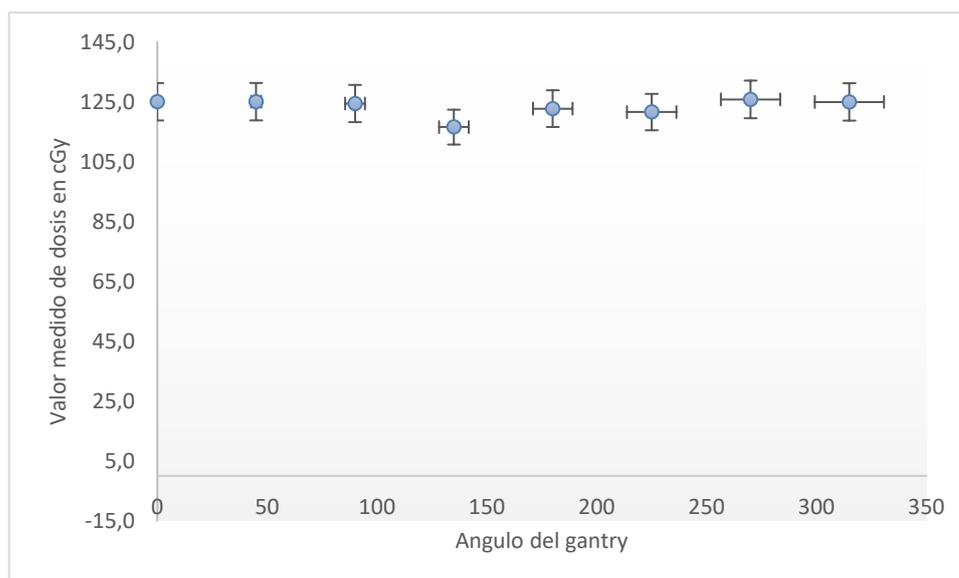
**Tabla 12**

*Valores de la dosis respecto a la variación del ángulo del gantry*

Ángulo del gantry	Dosis en cGy
0°	125.0
45°	125.0
90°	124.4
135°	116.5
180°	122.7
225°	121.5
270°	125.8
315°	124.9

**Figura 36**

*Variaciones en la respuesta del detector respecto al ángulo del gantry*



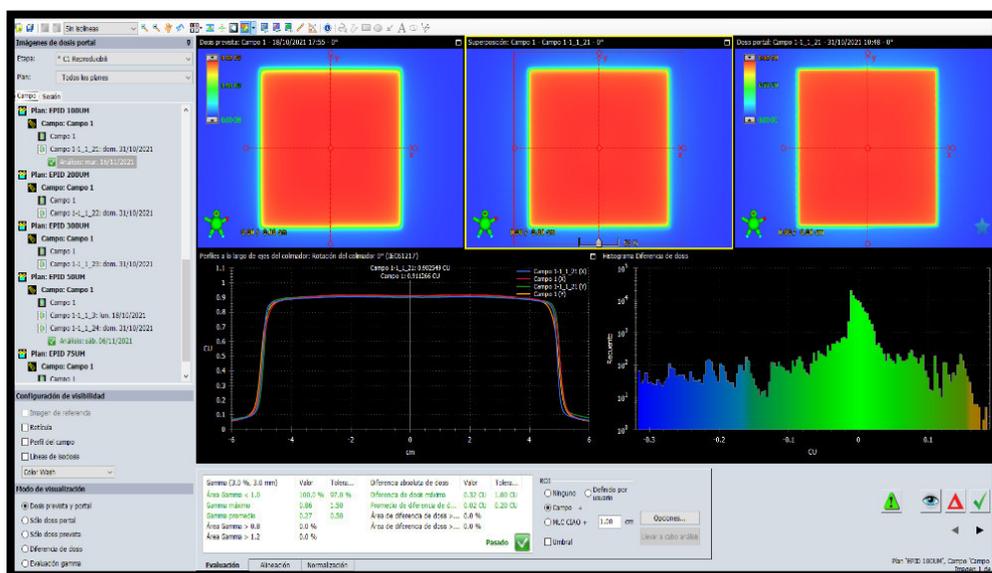
## 4.2 Resultado de las pruebas para la caracterización del EPID

### 4.2.1 Reproducibilidad

En la Figura 38. Se muestra el comportamiento de la repetitividad de la respuesta del detector en con el tiempo. La medida fue reportada en el centro del detector (EPID) para diferentes unidades monitor (50, 75, 100, 200, 300). 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.

### Figura 37

*Parámetros y punto central del eje para medidas de la reproducibilidad del detector*



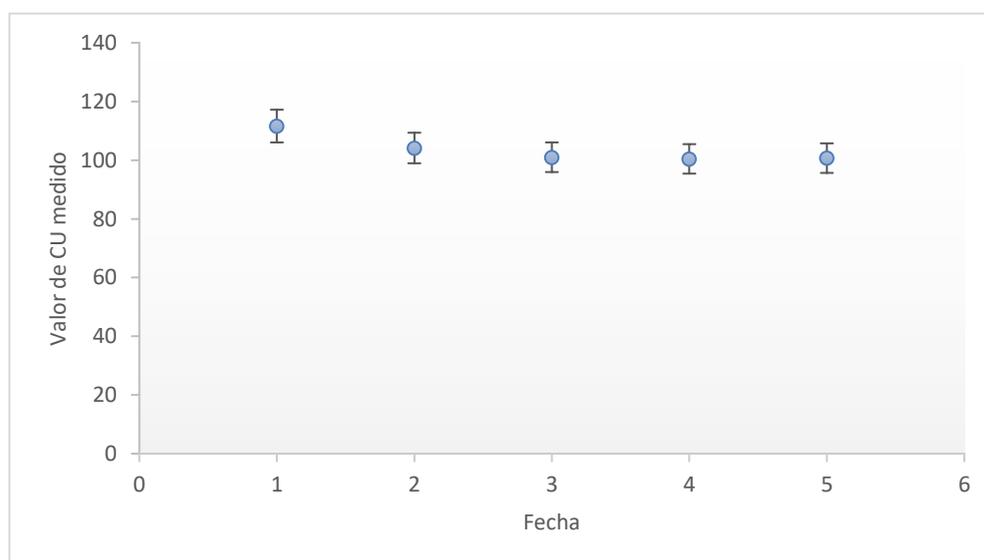
**Tabla 13**

*Valores de la respuesta del detector para medir reproducibilidad*

Unidades Monitor	Días	CU Medido	Promedio CU medido	CU Predicho	Error absoluto	CU normalizado
50	1	0.480	0.430	0.456	0.050	111.628
75	2	0.677	0.650	0.683	0.009	104.154
100	3	0.904	0.895	0.911	0.008	101.006
200	4	1.809	1.801	1.823	0.008	100.444
300	5	2.709	2.690	2.734	0.009	100.706

**Figura 38**

*Valores de CU medido versus la fecha de medición para la reproducibilidad del EPID*



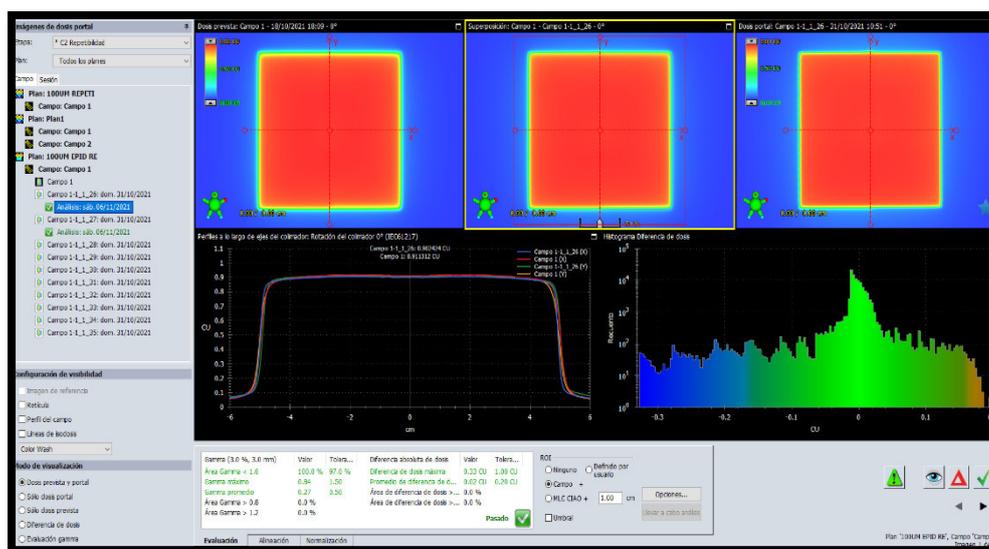
#### **4.2.2 Repetibilidad**

En la Tabla 14. Se muestran las 10 mediciones irradiando 100UM realizadas con tasa de dosis de 600Um/min, con energía de 6MV en un campo de 10x10cm<sup>2</sup>. El valor de CU se

tomó del pixel central del detector. Como se observa en la Figura 40. El EPID muestra una buena constancia ente cada valor de medición.

**Figura 39**

*Parámetros y punto central del eje para medidas de la repetibilidad del EPID*



**Tabla 14**

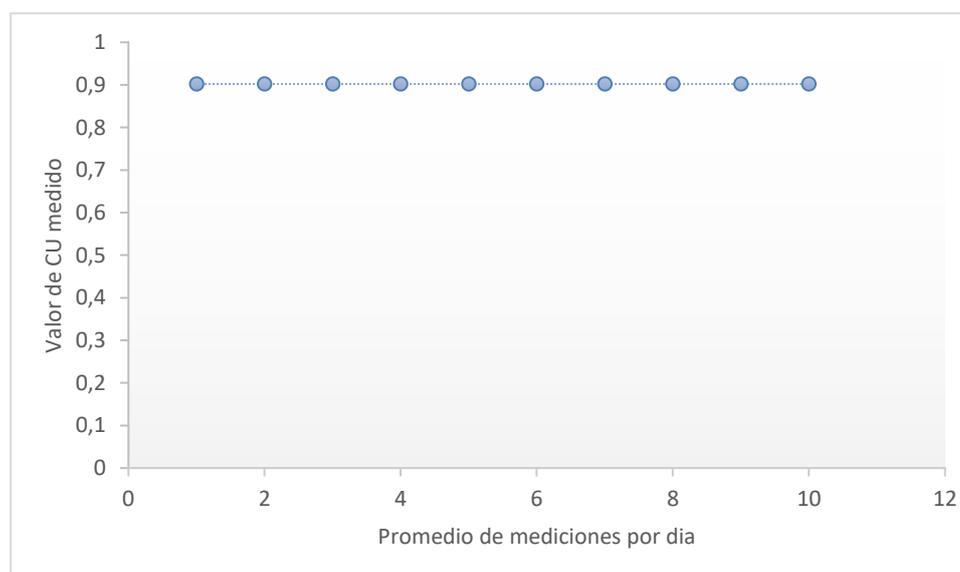
*Valores de respuesta del detector para medir repetibilidad*

	Mediciones	CU MEDIDO	CU PREDICHO	Error absoluto
100UM	1	0.902	0.911	0.009
100UM	2	0.902	0.911	0.009
100UM	3	0.902	0.911	0.009
100UM	4	0.902	0.911	0.009
100UM	5	0.902	0.911	0.009
100UM	6	0.902	0.911	0.009

100UM	7	0.902	0.911	0.009
100UM	8	0.902	0.911	0.009
100UM	9	0.902	0.911	0.009
100UM	10	0.902	0.911	0.009

**Figura 40**

*Representación de valores de la Repetibilidad del detector EPID*



### 4.2.3 Linealidad

La Tabla 15. Se muestran los valores de CU medidos en respuesta a la variación de Unidades Monitor. También se reportan los valores del CU predichos por el EPID además de los errores obtenidos tras la comparación de cada medición. Las mediciones se tomaron para una tasa de dosis de 600UM/min, energía de 6MV y en un campo de 10x10cm<sup>2</sup>. La Figura 42. muestra que conforme aumenta las UM también aumenta el valor de CU lo cual representa que hay dependencia lineal y no hay saturación para altas UM desde el rango de 2UM a 500UM.

Figura 41

*Esquematización de valores para cálculo de linealidad del EPID*

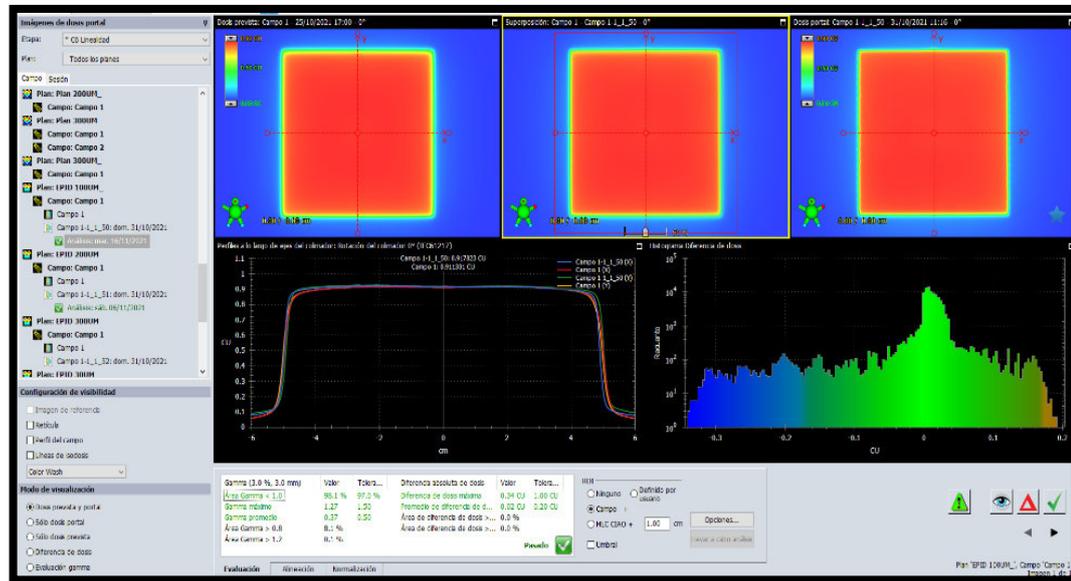


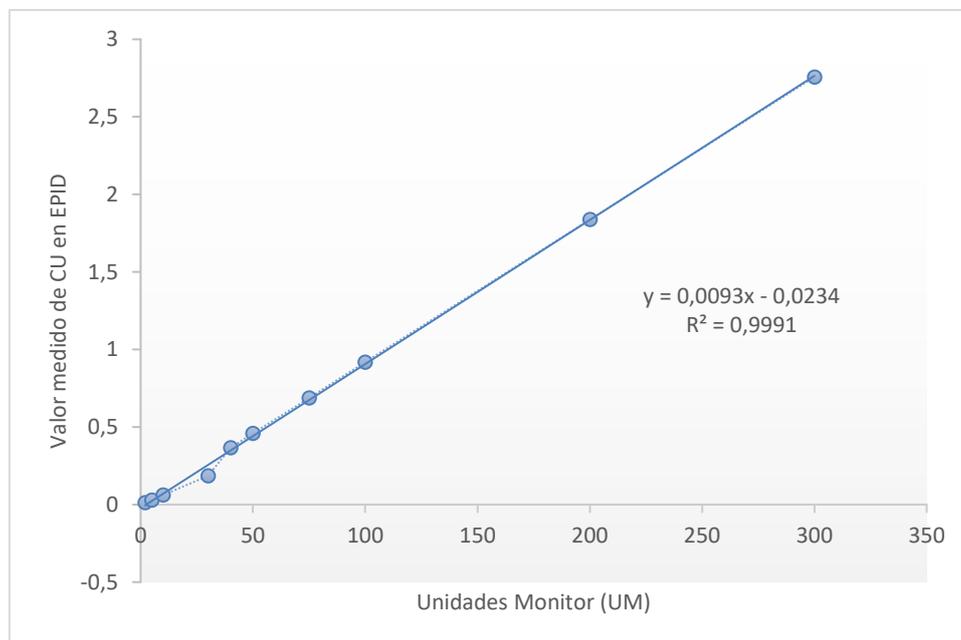
Tabla 15

*Valores de respuesta del detector para analizar linealidad*

UM	CU Medido	CU Predicho	Error absoluto
2	0.012	0.014	0.002
5	0.028	0.025	0.003
10	0.062	0.060	0.002
30	0.184	0.182	0.002
40	0.367	0.365	0.002
50	0.459	0.456	0.003
75	0.688	0.683	0.005
100	0.917	0.911	0.006
200	1.838	1.823	0.015
300	2.757	2.734	0.023

**Figura 42**

*Representación de los valores medidos de CU en relación al aumento de UM*



#### **4.2.4 Dependencia con el tamaño de campo**

En la Tabla 16. Se representan las dimensiones de los campos que fueron irradiados y los valores de CU medidos y predichos. Se empleó una tasa de dosis de 600UM/min, energía de 6MV en un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Cada valor de CU medido fue normalizado al tamaño de campo de  $10 \times 10^2$ . En la Figura 44. Se observa que mientras aumenta el tamaño de campo se genera un incremento de la dosis secundaria como consecuencia de la dispersión originada en el cabezal del gantry por lo que se produciría el aumento de la señal de respuesta del EPID ya que son muy sensibles a la energía del haz de fotones debido a que la salida del detector de a-Si dependía del tamaño de campo se debe introducir de salida para la predicción correcta de la dosis. Se comprobó que Para las energías más altas y campos de mayor dimensión los factores de salida del a-Si son significativamente diferentes.

Figura 43

Valores para el cálculo de la respuesta del detector con los tamaños de campo

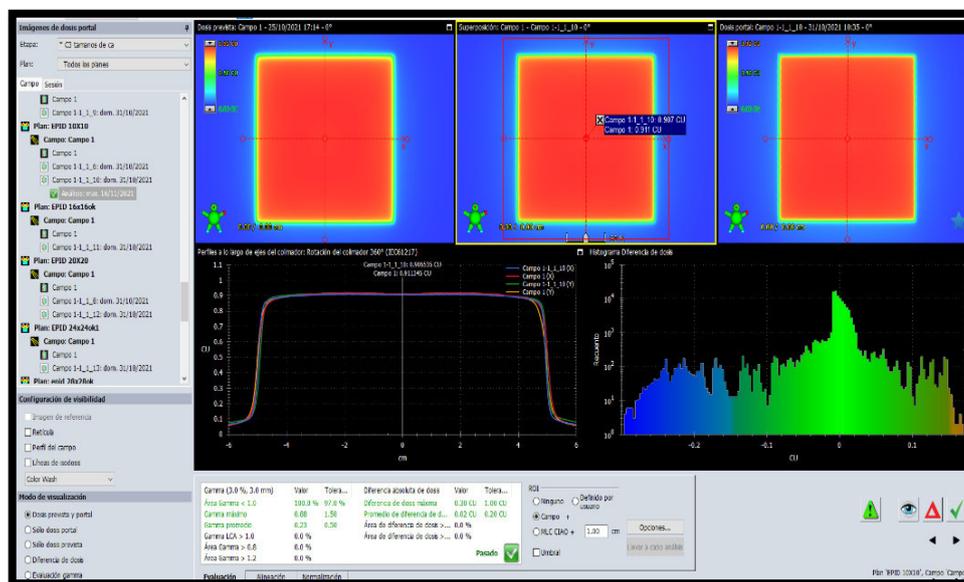


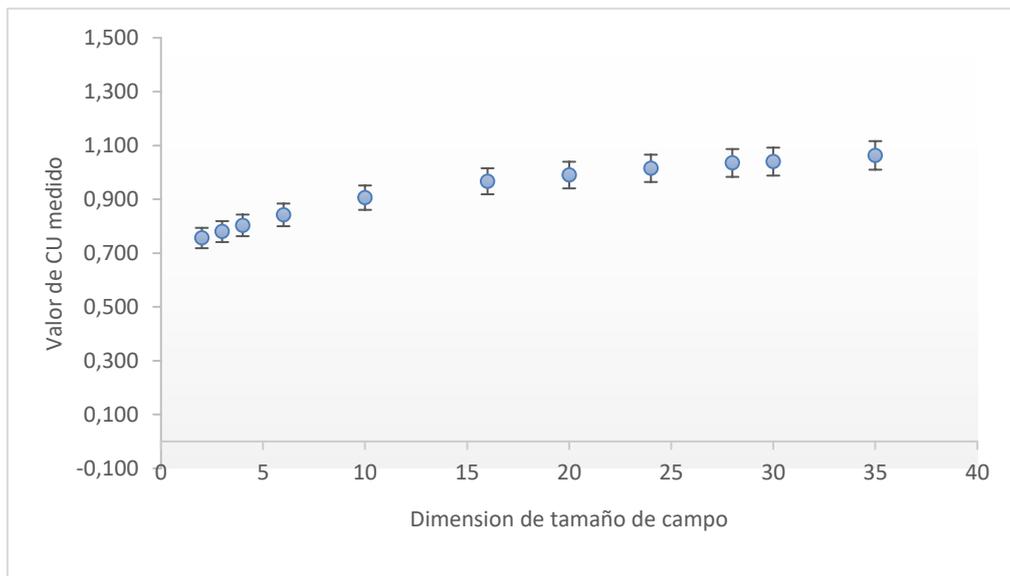
Tabla 16

Respuesta del detector para analizar su variación con los tamaños de campo

Tamaño de campo (cm)	CU Medido	CU Predicho	Error	Valor de CU normalizado
2X2	0.756	0.801	0.045	83.444
3X3	0.780	0.818	0.038	86.093
4X4	0.803	0.833	0.030	88.631
6X6	0.842	0.862	0.020	92.936
10X10	0.906	0.911	0.005	100.000
16X16	0.967	0.968	0.001	106.733
20X20	0.990	0.994	0.004	109.272
24X24	1.015	1.010	0.005	112.031
28X28	1.035	1.016	0.019	114.238
30X30	1.040	1.014	0.026	114.790
35X35	1.063	1.001	0.062	117.329

## Figura 44

*Respuesta del detector frente a la variación de dimensiones de campos*



### 4.2.5 Dependencia con la tasa de dosis

En la Tabla 17. Se representan los valores de CU medidos y predichos con la variación de tasas de dosis de 100UM/min a 600UM/min, energía de 6MV en tamaño de campo de 10x10cm<sup>2</sup>. Cada valor de tasa de dosis fue normalizado a 600UM/min. El promedio de las mediciones fue 0.9113 con una desviación estándar de 0.0018 y un valor normalizado mínimo de 100 y máximo de 100.549 y una diferencias de extremos de 0.549 lo cual indica que la respuesta dosimétrica del EPID es independiente a la tasa de dosis.

Figura 45

Representación gráfica de valores para dependencia de la medida con la variación de tasa de dosis

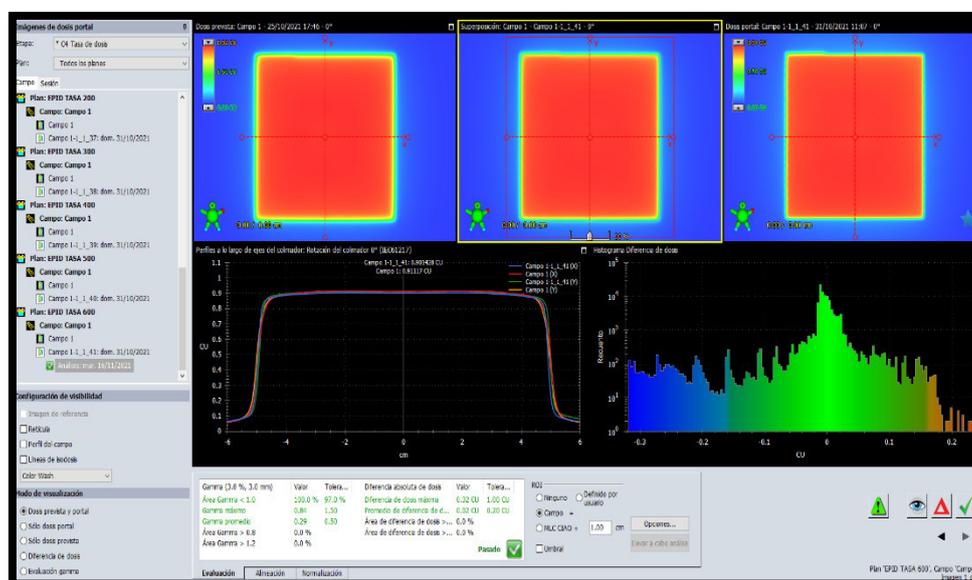


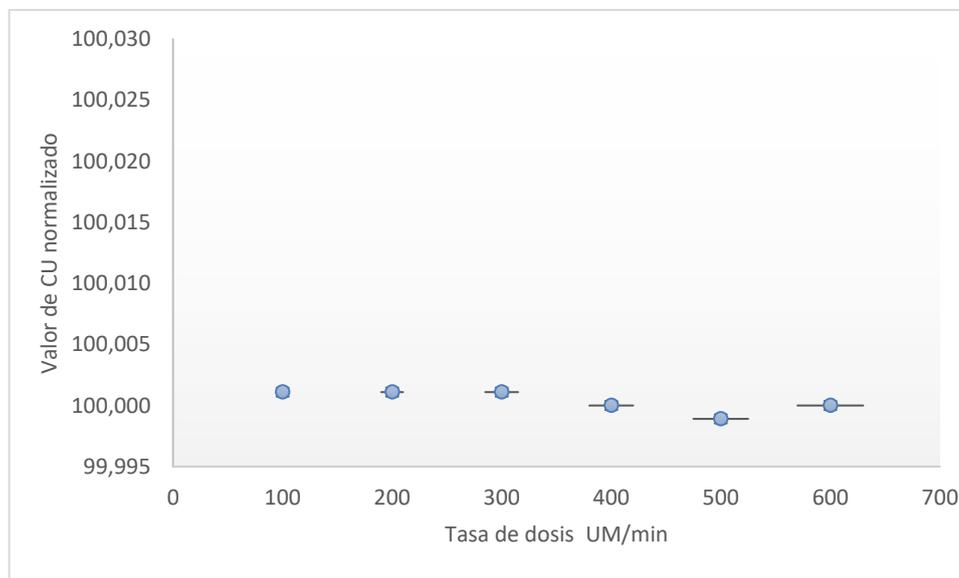
Tabla 17

Respuesta del detector para analizar la dependencia con la tasa de dosis

Tasa de dosis UM/Min	CU Medido	CU Predicho	CU Normalizado
100	0.91198	0.911	100.0011
200	0.91198	0.911	100.0011
300	0.91198	0.911	100.0011
400	0.91197	0.911	100.0000
500	0.91196	0.911	99.9989
600	0.91197	0.911	100.0000

### Figura 46

*Representación de los valores de CU normalizados a 600UM/min*



#### 4.2.6 Dependencia Angular

En la Tabla 18. Se representa el promedio de cada valor de CU para cada ángulo de rotación del gantry. Además, se nota que el error es cercano a cero entre los CU medidos y los predichos por el sistema EPID. Los cálculos se hicieron para tasa de dosis de 600UM/min, energía de 6MV y campo de 10x10cm<sup>2</sup>. La Figura 48. Muestra la independencia de los valores reportados del detector con respecto al ángulo de giro del Gantry, se tomó el valor de UC reportadas en el centro del detector.

### Figura 47

*Representación de los valores para el cálculo de la dependencia angular*

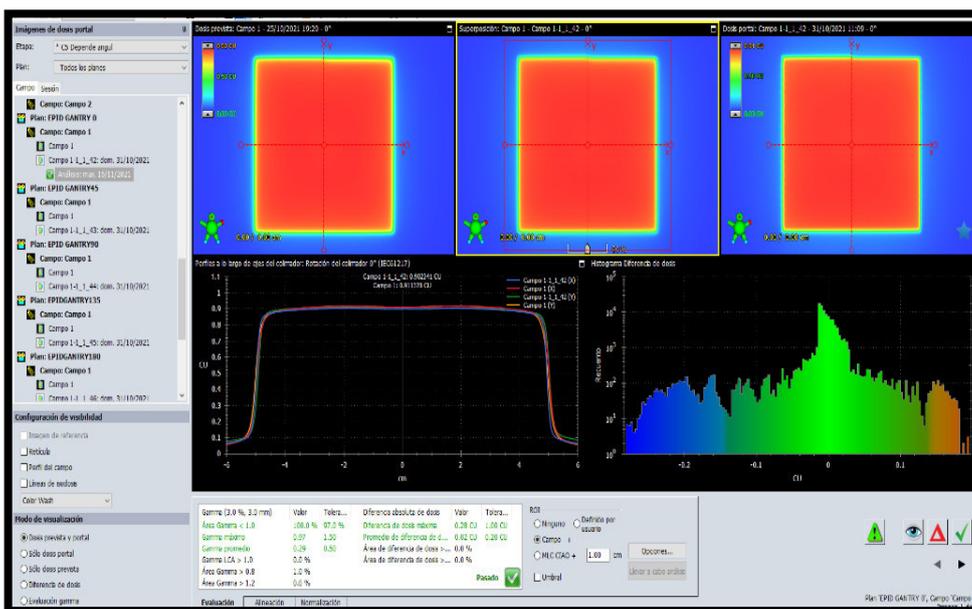


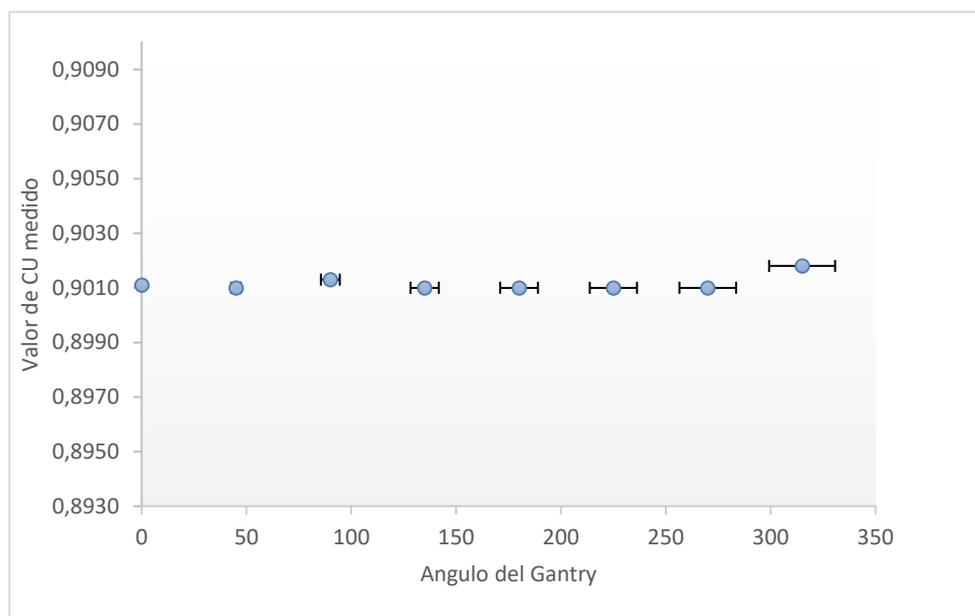
Tabla 18

*Respuesta del detector ante la variación del ángulo del gantry*

Gantry	CU medido	CU predicho	Error absoluto
0°	0.9011	0.911	0.0099
45°	0.9010	0.911	0.0100
90°	0.9013	0.911	0.0097
135°	0.9010	0.911	0.0100
180°	0.9010	0.911	0.0100
225°	0.9010	0.911	0.0100
270°	0.9010	0.911	0.0100
315°	0.9018	0.911	0.0029

**Figura 48**

*Representación de los valores de CU medido respecto a la variación de los ángulos del gantry*



### 4.3 Evaluación dosimétrica con el detector ArcCHECK

**Tabla 19**

*Valores del índice gamma para el 3mm 3% con el ArcCHECK*

Total de diodos irradiados	Nº campos	Total de diodos irradiados	Diodos pasados	Diodos sin pasar	Índice gamma $\gamma$ (%) pasados	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	3	1153	1153	0	100	3	3
Participante 2	3	1250	1240	10	99.2	3	3
Participante 3	3	1386	1385	1	99.9	3	3

Participante 4	3	1272	1270	2	99.8	3	3
Participante 5	3	1386	1382	4	99.7	3	3
Participante 6	3	500	495	5	99.0	3	3
Participante 7	3	1287	1287	0	100	3	3
Participante 8	2	1236	1236	0	100	3	3
Participante 9	2	494	492	2	99.6	3	3
Participante 10	2	1200	1199	1	99.9	3	3
Participante 11	3	988	988	0	100	3	3
Participante 12	3	1156	1152	4	99.7	3	3
Participante 13	2	639	632	7	99.7	3	3
Participante 14	2	461	459	2	99.6	3	3
Participante 15	2	1250	1246	4	99.7	3	3

Media aritmética del índice gamma $\gamma$ (%) pasados:	99.72
Desviación estándar del índice gamma $\gamma$ (%)	$\pm$ 0.3427
Rango del % de índice gamma de diodos pasados:	1

**Tabla 20**

*Valores del índice gamma para el 3mm 2% con el ArcCHECK*

Total, de diodos irradiados	N° campos	Total de diodos irradiados	Diodos pasados	Diodos sin pasar	Índice gamma $\gamma$ (%) pasados	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	3	1153	1148	5	99.6	3	2
Participante 2	3	1250	1216	34	97.3	3	2
Participante 3	3	1386	1375	11	99.2	3	2
Participante 4	3	1272	1255	17	98.7	3	2
Participante 5	3	1386	1361	25	98.2	3	2
Participante 6	3	500	487	13	97.4	3	2
Participante 7	3	1287	1285	2	99.8	3	2
Participante 8	2	1236	1219	17	98.6	3	2
Participante 9	2	494	489	5	99.0	3	2
Participante 10	2	1200	1189	11	99.1	3	2
Participante 11	3	988	984	4	99.6	3	2
Participante 12	3	1156	1146	10	99.1	3	2
Participante 13	2	639	632	7	99.0	3	2
Participante 14	2	461	454	7	98.5	3	2
Participante 15	2	1250	1223	27	97.8	3	2

Media aritmética del índice gamma $\gamma$ (%) pasados	99.1333
Desviación estándar del índice gamma $\gamma$ (%):	$\pm$ 0.62335
Rango del % de índice gamma de diodos pasados:	2.5

**Tabla 21**

*Valores del índice gamma para el 2mm 3% con el ArcCHECK*

Total, de diodos irradiados	N° campos	Total de diodos irradiados	Diodos pasados	Diodos sin pasar	Índice gamma $\gamma$ (%) pasados	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	3	1153	1151	2	99.8	2	3
Participante 2	3	1250	1233	17	98.6	2	3
Participante 3	3	1386	1381	5	99.6	2	3
Participante 4	3	1272	1260	12	99.1	2	3
Participante 5	3	1386	1374	12	99.1	2	3
Participante 6	3	500	489	11	97.8	2	3
Participante 7	3	1287	1287	0	100	2	3
Participante 8	2	1236	1224	12	99.0	2	3
Participante 9	2	494	490	4	99.2	2	3
Participante 10	2	1200	1195	5	99.6	2	3
Participante 11	3	988	984	4	99.6	2	3
Participante 12	3	1156	1145	11	99.0	2	3
Participante 13	2	639	632	7	98.9	2	3
Participante 14	2	461	454	7	98.5	2	3
Participante 15	2	1250	1240	10	99.2	2	3

Media aritmética del índice gamma  $\gamma$  (%) pasados

98.72667

Desviación estándar del índice gamma  $\gamma$  (%):

$\pm 0.798987$

Rango del % de índice gamma de diodos pasados:

1.3

#### 4.4 Evaluación dosimétrica con el detector EPID

**Tabla 22***Valores del índice gamma para el 3mm 3% con el EPID*

Total, de diodos irradiados	Nº campos	Valor de gamma máximo	Índice gamma $\gamma$ (%) promedio	Media gamma por campos	Diferencia de dosis máximo (CU)	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	Campo 1	2.70	99	99.3	0.52	3	3
	Campo 2	1.57	99.8		0.45		
	Campo 3	2.20	99.1		0.58		
Participante 2	Campo 1	2.08	99.7	99.4	0.36	3	3
	Campo 2	1.78	99.2		0.46		
	Campo 3	2.92	99.2		0.40		
Participante 3	Campo 1	2.57	98.3	96.9	0.36	3	3
	Campo 2	2.42	99.1		0.24		
	Campo 3	3.23	93.3		0.39		
Participante 4	Campo 1	3.60	99.2	98.4	0.42	3	3
	Campo 2	3.49	98.8		0.39		
	Campo 3	5.43	97.3		0.42		
Participante 5	Campo 1	3.44	99.1	98.8	0.53	3	3
	Campo 2	3.33	98		0.23		
	Campo 3	2.32	99.3		0.42		
Participante 6	Campo 1	5.83	99.4	99.1	0.93	3	3
	Campo 2	6.61	99.1		0.99		
	Campo 3	3.02	98.7		0.85		
Participante 7	Campo 1	3.0	97.5	98.6	0.21	3	3
	Campo 2	1.95	99.6		0.36		
	Campo 3	1.98	98.8		0.24		
Participante 8	Campo 1	1.67	99.9	99.8	0.54	3	3
	Campo 2	4.42	99.6		0.65		
Participante 9	Campo 1	1.99	99.7	99.7	0.39	3	3
	Campo 2	1.91	99.7		0.31		
Participante 10	Campo 1	2.51	99.8	99.7	0.44	3	3
	Campo 2	2.36	99.6		0.31		
Participante 11	Campo 1	2.43	99.6	99.8	0.29	3	3
	Campo 2	3.01	99.9		0.51		
	Campo 3	2.10	99.9		0.36		
Participante 12	Campo 1	3.14	99.6	99.2	0.32	3	3
	Campo 2	2.25	99.3		0.24		
	Campo 3	6.65	98.7		0.39		
Participante 13	Campo 1	1.46	99.9	99.9	0.50	3	3
	Campo 1	1.85	99.8		0.28		
Participante 14	Campo 2	2.11	99.9	99.8	0.30	3	3
	Campo 3	2.91	99.6		0.30		
Participante 15	Campo 1	3.61	99.5	99.6	0.32	3	3
	Campo 2	2.86	99.7		0.57		

Media aritmética del índice gamma $\gamma$ (%) pasados:	99.19
Desviación estándar del índice gamma $\gamma$ (%):	$\pm 0.777$
Rango del % de índice gamma de diodos pasados:	3

**Tabla 23**

*Valores del índice gamma para el 3mm 2% con el EPID*

Total, de diodos irradiados	Nº campos	Valor de gamma máximo	Índice gamma $\gamma$ (%) promedio	Media gamma por campos	Diferencia de dosis máxima (CU)	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	Campo 1	3.85	98.1	98.5	0.52	3	2
	Campo 2	2.34	99.3		0.45		
	Campo 3	3.11	98		0.58		
Participante 2	Campo 1	2.42	99.3	98.6	0.36	3	2
	Campo 2	2.63	97.8		0.46		
	Campo 3	3.31	98.6		0.40		
Participante 3	Campo 1	3.85	96.3	93.2	0.36	3	2
	Campo 2	3.17	96		0.24		
	Campo 3	4.15	87.3		0.39		
Participante 4	Campo 1	3.95	98.1	96.3	0.42	3	2
	Campo 2	4.65	96.9		0.39		
	Campo 3	8.14	94		0.42		
Participante 5	Campo 1	3.86	97.8	97.4	0.53	3	2
	Campo 2	4.15	96.4		0.23		
	Campo 3	3.43	98		0.42		
Participante 6	Campo 1	8.73	99.2	98.7	0.93	3	2
	Campo 2	9.91	98.8		0.99		
	Campo 3	3.66	98.2		0.85		
Participante 7	Campo 1	4.49	93.9	96.7	0.21	3	2
	Campo 2	2.51	98.8		0.36		
	Campo 3	2.94	97.4		0.24		
Participante 8	Campo 1	2.39	99.8	99.5	0.54	3	2
	Campo 2	6.63	99.1		0.65		

Total, de diodos irradiados	Nº campos	Valor de gamma máximo	Índice gamma $\gamma$ (%) promedio	Media gamma por campos	Diferencia de dosis máxima (CU)	DTA (mm)	DD (%)
Participante 9	Campo 1	2.53	99.5	99.6	0.39	3	2
	Campo 2	2.12	99.4		0.31		
Participante 10	Campo 1	3.75	99.3	99.1	0.44	3	2
	Campo 2	2.88	98.8		0.31		
Participante 11	Campo 1	3.64	99	99.4	0.29	3	2
	Campo 2	3.10	99.8		0.51		
	Campo 3	3.14	99.5		0.36		
Participante 12	Campo 1	3.59	98.9	98.4	0.32	3	2
	Campo 2	3.37	98.7		0.24		
	Campo 3	7.22	97.5		0.39		
Participante 13	Campo 1	1.77	99.7	99.7	0.50	3	2
	Campo 2	2.64	99.6		0.28		
Participante 14	Campo 1	2.30	99.8	99.6	0.38	3	2
	Campo 2	3.88	99.3		0.30		
Participante 15	Campo 1	4.18	99	99.2	0.32	3	2
	Campo 2	4.10	99.3		0.57		

Media aritmética del índice gamma  $\gamma$  (%) pasados: 98.23

Desviación estándar del índice gamma  $\gamma$  (%):  $\pm 1.73$

Rango del % de índice gamma de diodos pasados: 6.45

**Tabla 24**

*Valores del índice gamma para el 2mm 3% con el EPID*

Total, de diodos irradiados	Nº campos	Valor de gamma máximo	Índice gamma $\gamma$ (%) promedio	Media gamma por campos	Diferencia de dosis máxima (CU)	DTA (mm)	DD (%)
Participante 1	Campo 1	2.84	98.2	98.7	0.52	2	3
	Campo 2	2.04	99.6		0.45		
	Campo 3	2.95	98.4		0.58		
Participante 2	Campo 1	2.99	99.1	98.7	0.36	2	3
	Campo 2	1.94	98.3		0.46		

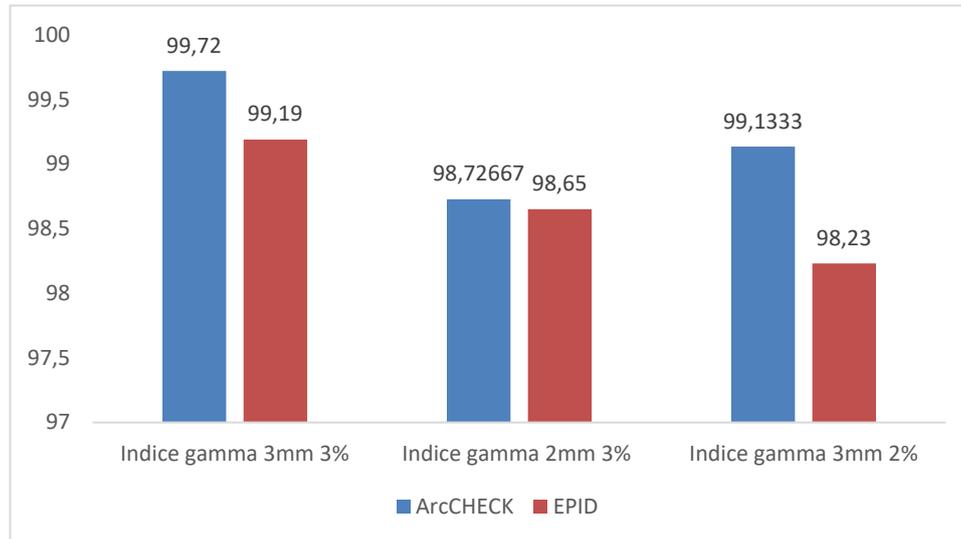
	Campo 3	3.63	98.6		0.40		
	Campo 1	2.72	97		0.36		
Participante 3	Campo 2	2.45	98	96.1	0.24	2	3
	Campo 3	3.23	93.3		0.39		
	Campo 1	3.73	98.5		0.42		
Participante 4	Campo 2	3.69	97.8	97.3	0.39	2	3
	Campo 3	5.46	95.7		0.42		
	Campo 1	3.82	98.4		0.53		
Participante 5	Campo 2	3.53	96.8	97.9	0.23	2	3
	Campo 3	2.42	98.6		0.42		
	Campo 1	5.83	99.2		0.93		
Participante 6	Campo 2	6.61	99.1	98.8	0.99	2	3
	Campo 3	3.10	98.2		0.85		
	Campo 1	3	95.6		0.21		
Participante 7	Campo 2	2.07	99.2	97.6	0.36	2	3
	Campo 3	2.05	98		0.24		
	Campo 1	2.05	99.8		0.54		
Participante 8	Campo 2	4.54	99.2	99.5	0.65	2	3
	Campo 1	2.14	99.4		0.39		
Participante 9	Campo 2	2.17	99.3	99.6	0.31	2	3
	Campo 1	3.42	99.5		0.44		
Participante 10	Campo 2	3.23	99.3	99.4	0.31	2	3
	Campo 1	2.43	99.2		0.29		
Participante 11	Campo 2	3.31	99.0	99.3	0.51	2	3
	Campo 3	2.51	99.7		0.36		
	Campo 1	4.38	99.2		0.32		
Participante 12	Campo 2	2.39	98.7	98.6	0.24	2	3
	Campo 3	7.21	97.8		0.39		
	Campo 1	1.49	99.7		0.50		
Participante 13	Campo 2	1.98	99.6	99.7	0.28	2	3
	Campo 1	3.15	99.7		0.38		
Participante 14	Campo 2	4.24	99.2	99.5	0.30	2	3
	Campo 1	3.61	99.2		0.32		
Participante 15	Campo 2	2.94	99.6	99.4	0.57	2	3

Media aritmética del índice gamma $\gamma$ (%) pasados:	98.65
Desviación estándar del índice gamma $\gamma$ (%):	$\pm$ 1.0106
Rango del % de índice gamma de diodos pasados:	3.55

#### 4.5 Comparación de promedio de índice gamma de cada detector

**Figura 49**

*Comparación del índice gamma promedio por detector*



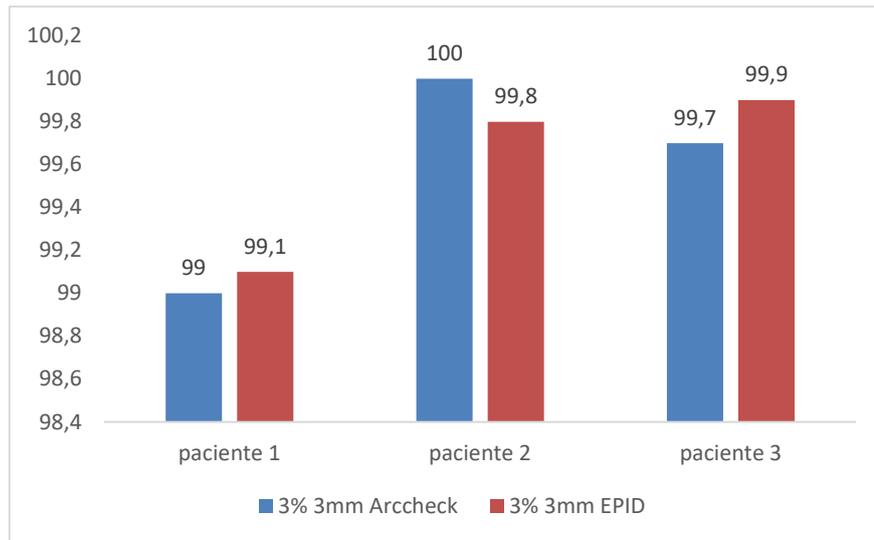
#### **4.6 Comparación de índice gamma por detector**

Análisis comparativo del índice gamma de cada detector para las variaciones 3mm 3%, 3mm 2% y 2mm 3% dependiendo el área de tratamiento.

##### **4.6.1 Cáncer de pulmón**

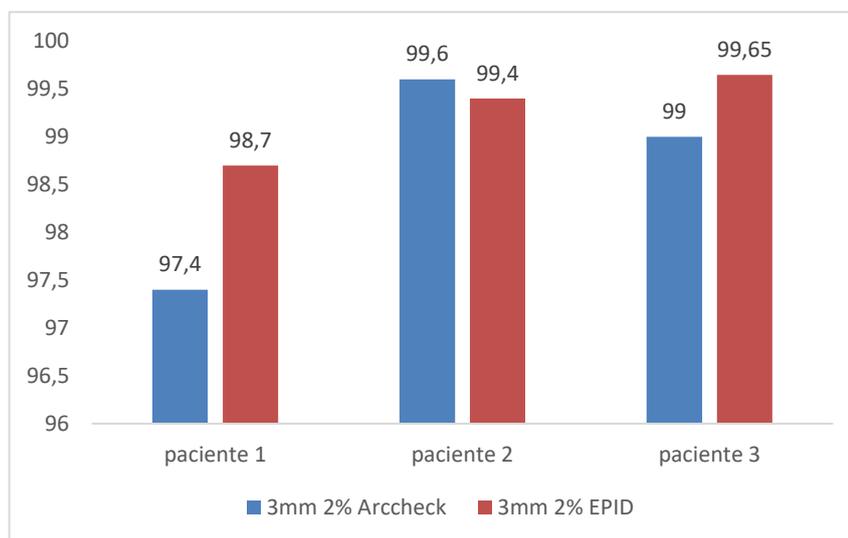
**Figura 50**

*Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm*



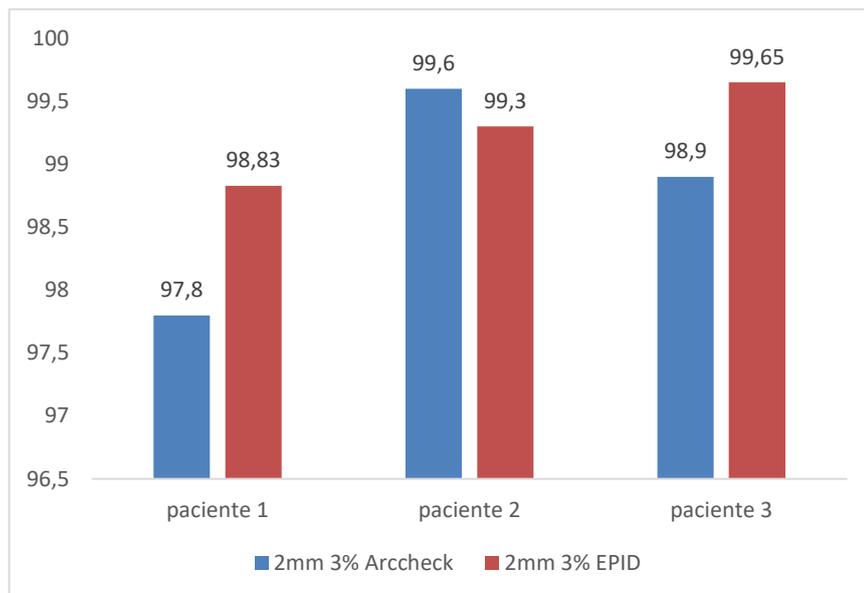
**Figura 51**

*Comparación de Índice gamma por detector a 3mm 2%*



**Figura 52**

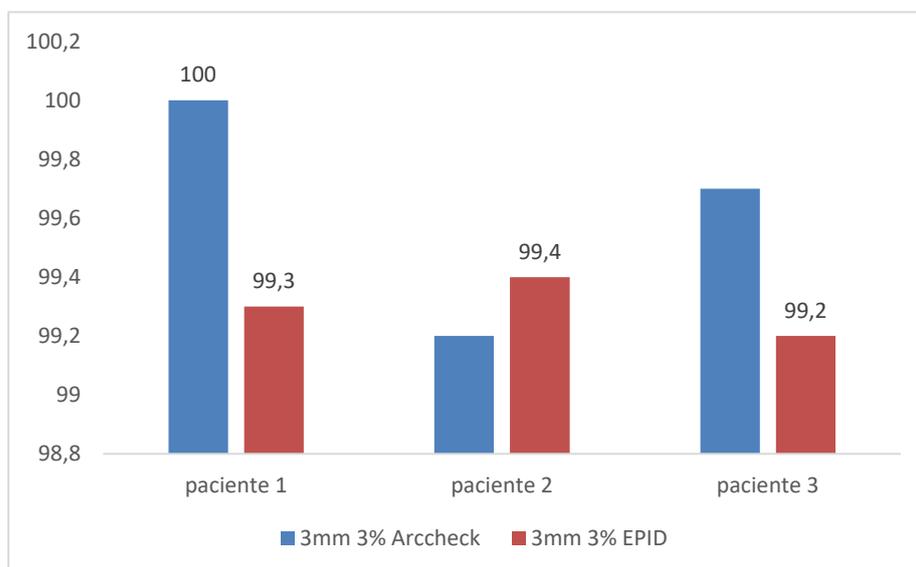
*Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%*



#### 4.6.2 *Cáncer de mama*

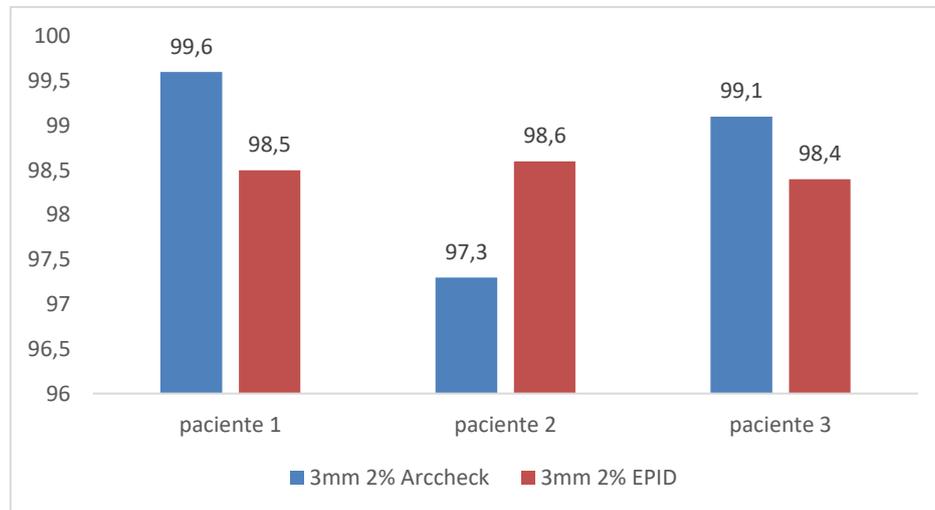
**Figura 53**

*Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm*

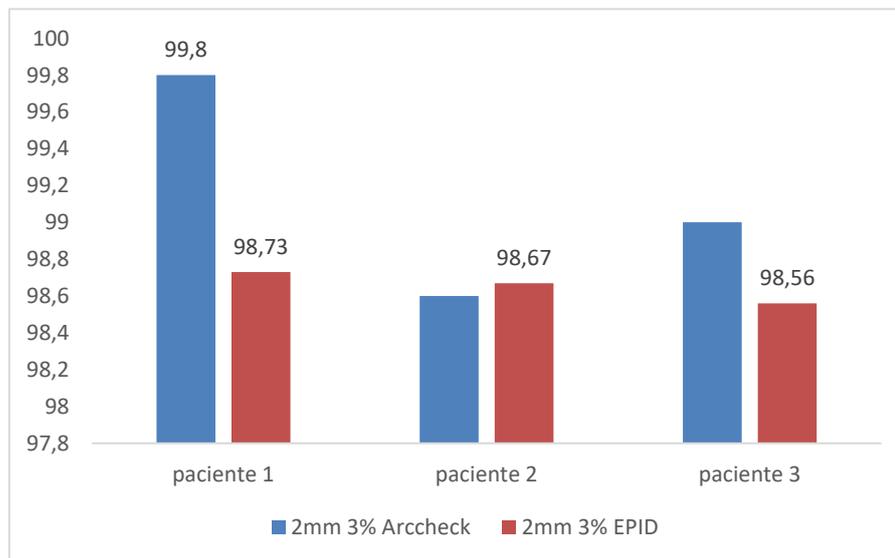


**Figura 54**

*Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%*

**Figura 55**

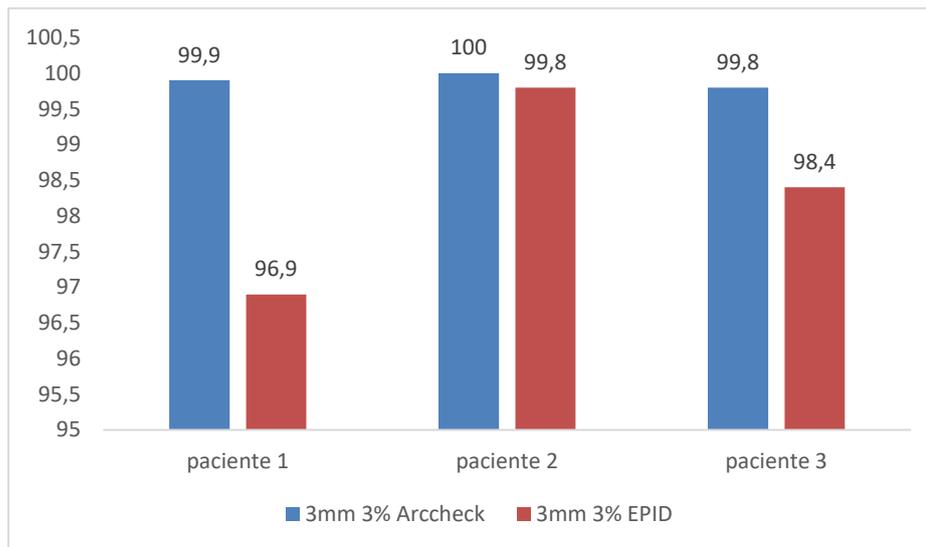
*Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%*



### 4.6.3 Cáncer de Próstata

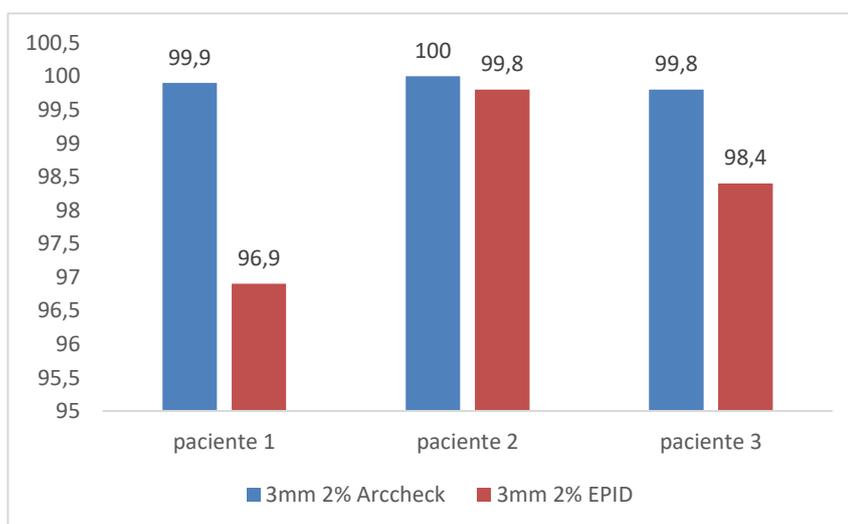
**Figura 56**

*Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm*



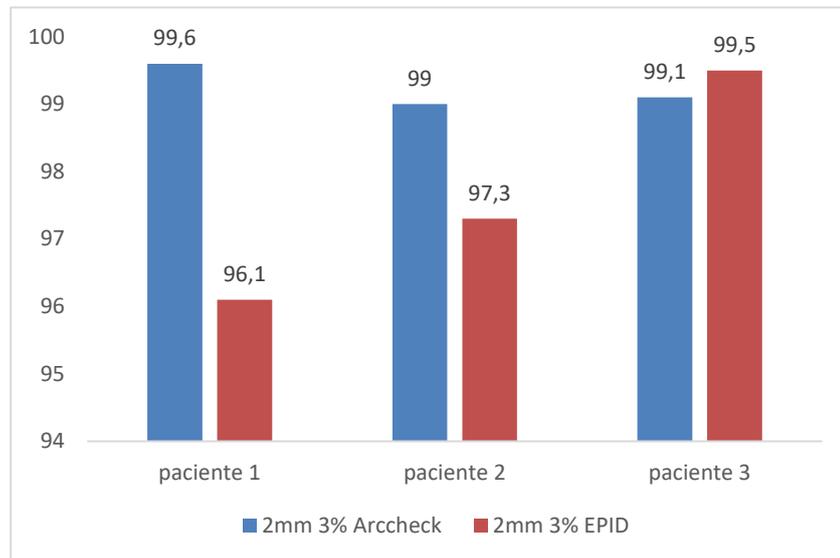
**Figura 57**

*Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%*



**Figura 58**

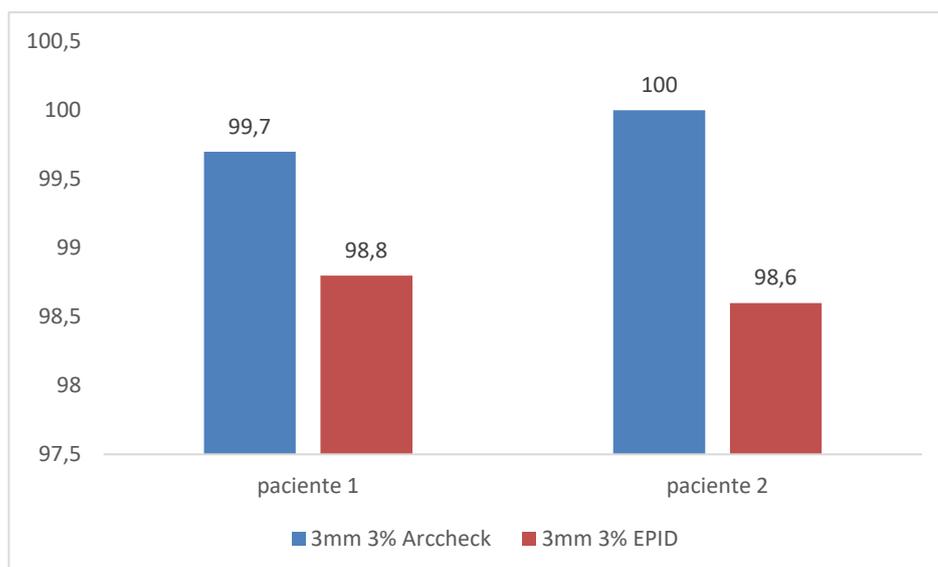
*Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%*



#### 4.6.4 *Cáncer de cabeza y cuello*

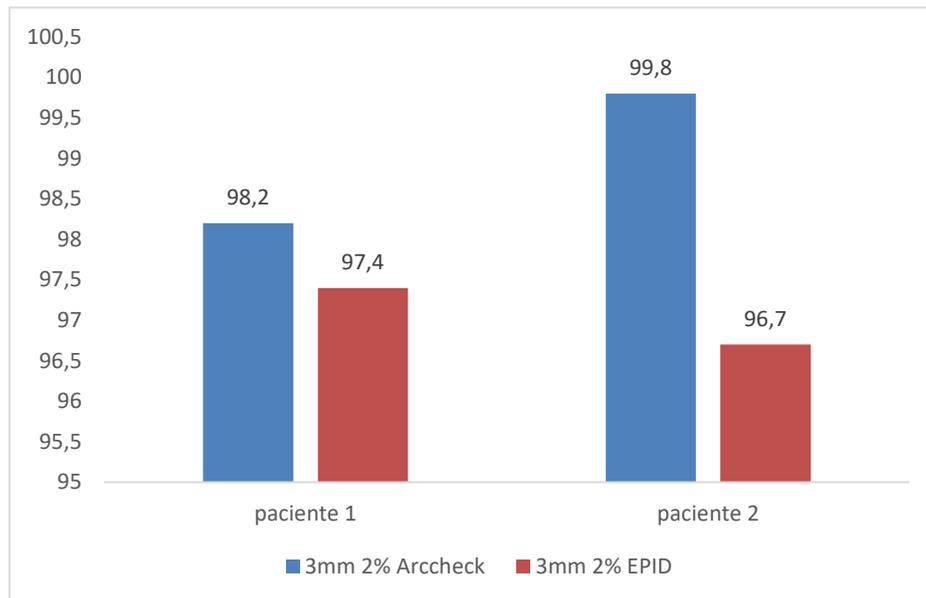
**Figura 59**

*Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm*

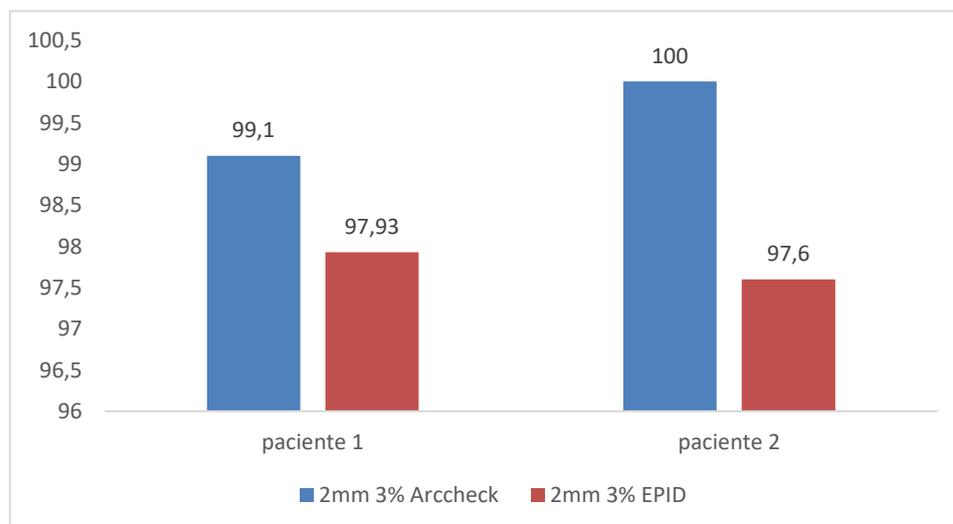


**Figura 60**

*Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%*

**Figura 61.**

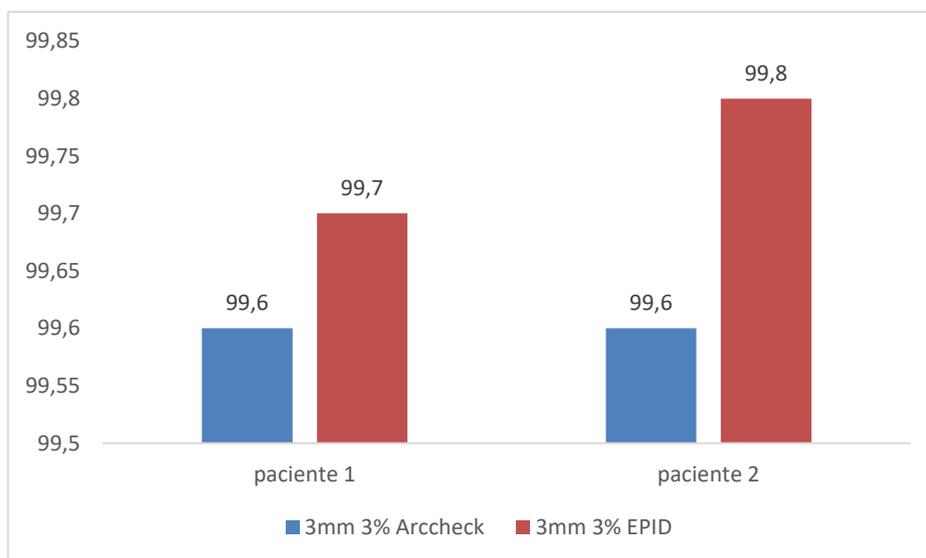
*Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%*



#### 4.6.5 *Cáncer de Cerebro*

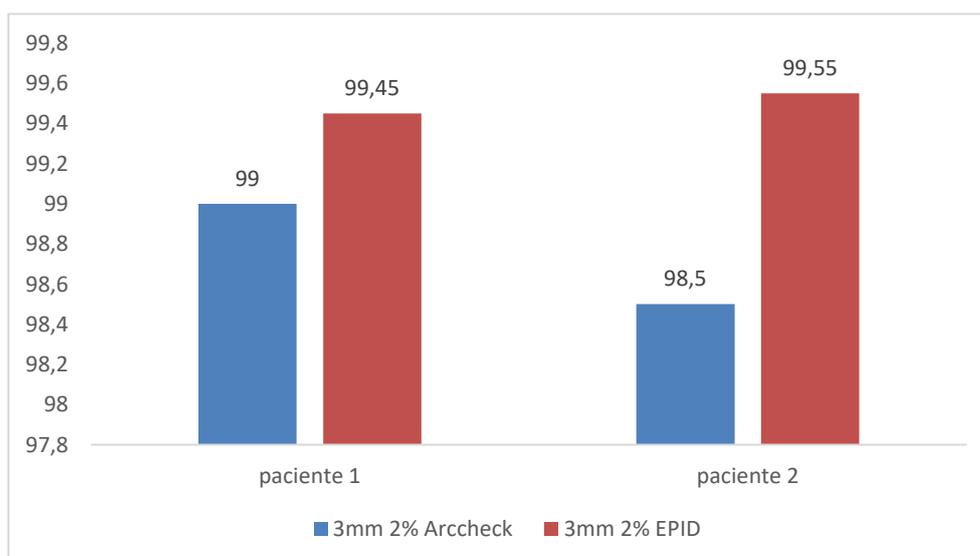
**Figura 62**

*Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm*



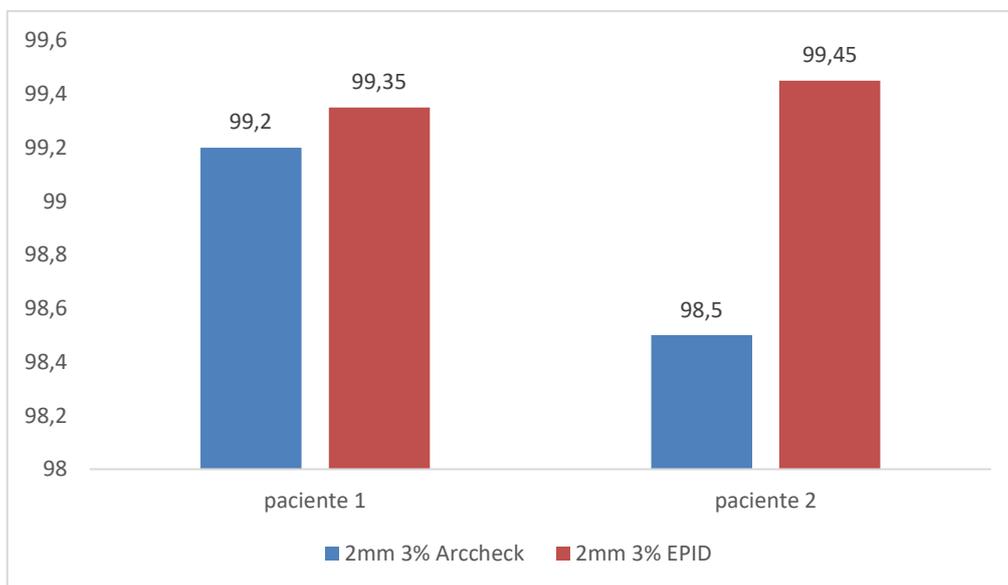
**Figura 63**

*Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%*



**Figura 64**

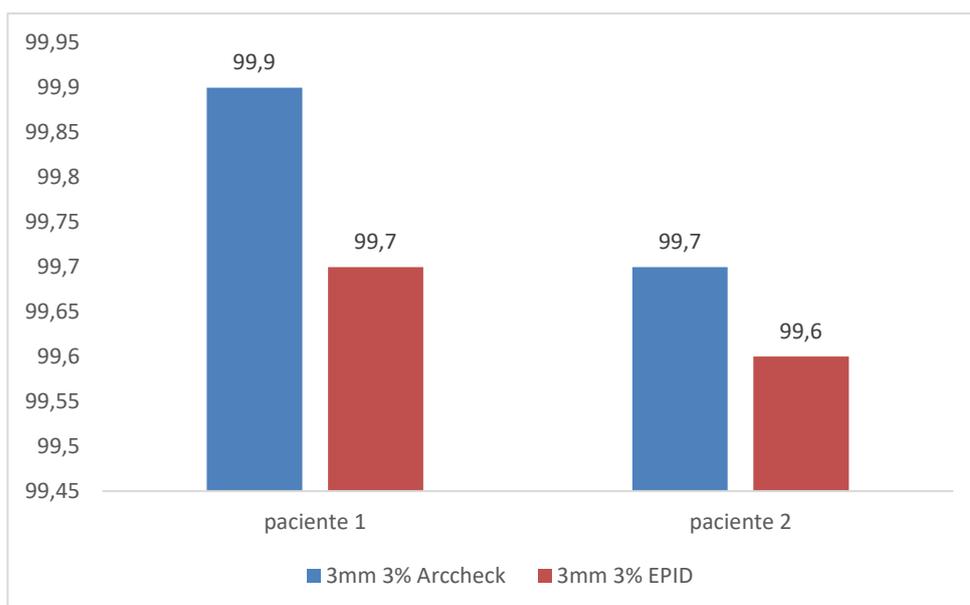
Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%



#### 4.6.6 Cáncer de Cérvix

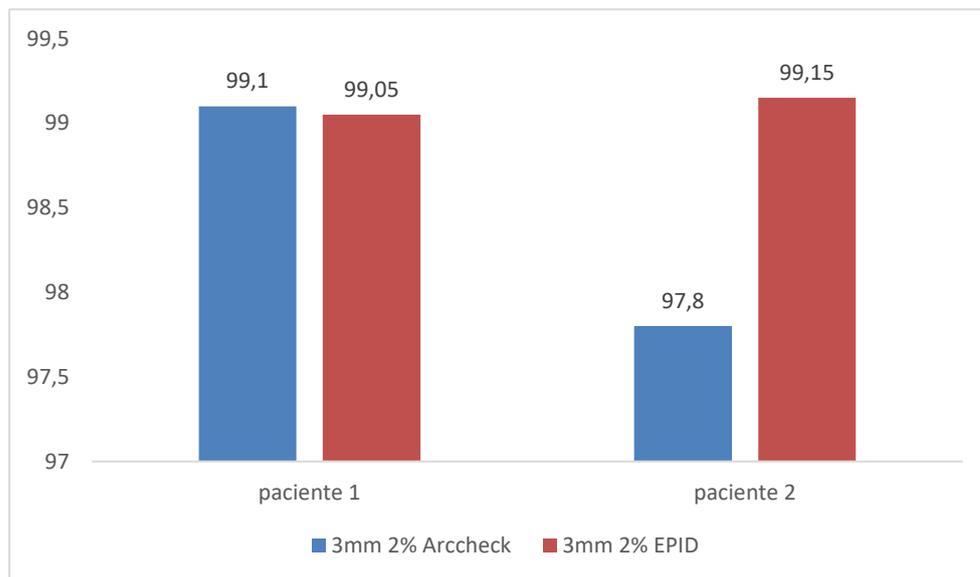
**Figura 65**

Comparación de índice gamma por detector a 3% 3mm

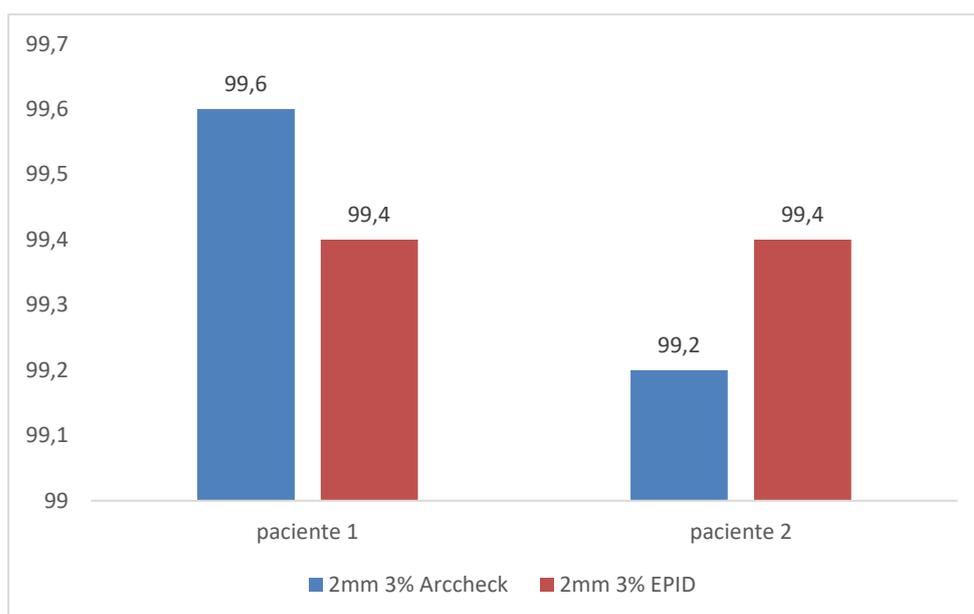


**Figura 66**

*Comparación de índice gamma por detector a 3mm 2%*

**Figura 67**

*Comparación de índice gamma por detector a 2mm 3%*



## V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se ha realizado la caracterización del EPID y del ArcCHECK previo a las evaluaciones dosimétricas de las planificaciones. En ambos detectores se hicieron pruebas de linealidad, repetitividad, reproducibilidad, dependencia angular, Dependencia con el tamaño de campo y la dependencia a la variación de la tasa de dosis. Todas estas pruebas ayudaron a conocer la respuesta del detector frente a la radiación. Los resultados de la caracterización fueron satisfactorios en ambos detectores.

### **Reproducibilidad**

En la Figura 24 y 38 se muestran las gráficas de la reproducibilidad medida con el ArcCHECK y EPID respectivamente. Con el ArcCHECK se aprecia que el promedio de las mediciones hechas en diferentes días es constante y la gráfica de la dosis en cGy variando las UM tiene una tendencia creciente. Mientras que en el EPID ocurre lo mismo con la única diferencia que la gráfica tiene tendencia decreciente de acuerdo a la variación de CU y de las fechas.

### **Repetibilidad**

En ambos detectores se irradiaron 100 UM de manera repetitiva y se probó buena repetibilidad en las mediciones obtenidas.

### **Linealidad**

En la Figura 28. se observa las mediciones con el ArcCHECK y se tiene una respuesta lineal positiva de los datos con un  $R^2=1$ , mientras que con el EPID se obtuvo un  $R^2= 0.9991$  (Figura 42). En ambos casos se expresa que hay correlación perfecta entre las variables.

### **Dependencia con el tamaño de campo.**

Para el caso de las mediciones variando el tamaño de campo en el ArcCHECK se observa en la figura 31. que a partir de un campo de  $2 \times 2 \text{cm}^2$  hasta  $16 \times 16 \text{cm}^2$  es mayor la pendiente respecto a la dosis en cGy. Para los campos mayores a  $16 \times 16 \text{cm}^2$  se aprecia un aumento mínimo progresivo. Esta dependencia pudo repercutir en los resultados del índice gamma para volúmenes más grandes. De igual manera paso con el EPID la única diferencia fue que las dimensiones de variación en las medidas se obtuvieron desde los campos de  $20 \times 20 \text{cm}^2$  en adelante.

### **Dependencia con la tasa de dosis**

En la figura 33. Se observan las mediciones hechas con el ArcCHECK en él para tasa de dosis de 100 y 400 UM/min se obtuvieron mediciones dependientes de la tasa de dosis. Mientras que en el caso del EPID se obtuvo una diferencia mínima de 0.0011 para 500UM/min respecto a las otras tasas de dosis. Logrando así una independencia a la variación de tasa de dosis.

### **Dependencia Angular**

En las mediciones con el ArcCHECK se aprecia según la figura 36. Que para ángulos ubicados entre  $100^\circ$  y  $180^\circ$  hay una mayor dependencia con el ángulo de giro del gantry y a partir de  $180^\circ$  a  $315^\circ$  hay una tendencia lineal en el promedio de mediciones lo cual indica independencia del detector respecto a la angulación del gantry. En el caso del EPID se observa que para ángulos desde  $0^\circ$  a  $270^\circ$  hay independencia en la respuesta del detector mientras que para ángulos mayores a  $270^\circ$  se empieza a evidenciar una pequeña variación en las mediciones producto de la posición del EPID afectado por la gravedad.

Las pruebas de caracterización del ArcCHECK coinciden en respuesta con los resultados reportados en los estudios de (Thiyagarajan et al., 2016) y (Petoukhova et al., 2011) En ello se resalta la importancia de realizar esas pruebas. Por otro lado en el trabajo (Aristophanous et al., 2016). Se enfatiza la necesidad de añadir factores de corrección del tamaño de campo para mejorar la especificidad y sensibilidad del detector porque se reportó que había variaciones significativas en el CC debido a la variación de los tamaños de campo. En nuestro trabajo también se obtuvo similar limitante porque para tamaños de campo mayores a  $30 \times 30 \text{cm}^2$  se excedía el área activa del detector ArcCHECK.

El EPID tuvo buena aceptabilidad en las pruebas de caracterización tal como lo mostró el estudio realizado en argentina de (Falco, 2015) en el que se realizaba el comisionamiento e implementación como un sistema para realizar el CC de planes en radioterapia. De igual manera (Mancuzo, 2017) evaluó el funcionamiento y la puesta en marcha del sistema EPID para diferentes energías de fotones, concluyendo que el EPID fue una herramienta de fácil uso ideal para aplicaciones de tratamientos en radioterapia.

Las aplicaciones del EPID son diversas tal como lo muestra el trabajo de (Ortega, 2017) en el que se empleó el sistema EPID para hacer Dosimetría en vivo en radioterapia al igual que el trabajo realizado por (Español, 2014) en el que EPID fue el detector usado para comisionamiento e implementación de la técnica IMRT y VMAT con rapidarc. Otro trabajo interesante fue el desarrollado en Colombia por (Torres Gutiérrez, 2019) en el que se evaluó la eficacia del EPID para realizar CC en radioterapia.

La evaluación dosimétrica analizando el índice gamma en los CC proporciona información de cuan bien esta la planificación para corroborar que la dosis que se le

administrará al paciente sea la correcta. En el trabajo de (G. Li et al., 2013) se evaluaron planificación hechas con técnica IMRT y VMAT al 3mm 3% y el índice gamma fue superior al 97% de diodos pasados. También reportaron que la dependencia angular del ArcCHECK fue significativa entre los rangos de -4,9% a 9,1%. Esto se debía a que parte del material que rodea al diodo es no uniforme y con alto Z. En adición, en el trabajo de (Thiyagarajan et al., 2016) el promedio gamma al 3mm 3% fue de 98.53% y en el trabajo de (Neilson et al., 2013) se realizó la garantía de calidad con el ArcCHECK y en la mayoría de casos clínicos las tasas de aprobación fueron > 96% para los criterios de 3% / 3 mm. Aunque para los casos de columna y cabeza y cuello se mostraron tasas de aprobación más bajas debido a gradientes más agudos y valores más pequeños de la dosis máxima planificada en la superficie cilíndrica que contiene diodos ArcCHECK.

## VI. CONCLUSIONES

- ✓ Tanto el ArcCHECK como el EPID tuvieron una adecuada respuesta ante de la radiación. Probaron tener buena linealidad, repetibilidad y reproducibilidad e independencia con la tasa de dosis. Lo cual garantiza su uso efectivo en radioterapia.
- ✓ En este estudio mostramos que ambos detectores ArcCHECK y EPID son ideales para hacer CC en radioterapia por tener un buen rendimiento y valores gamma clínicamente aceptables. Se observó una concordancia estadísticamente buena entre la dosis medida por el detector y la dosis calculada en el TPS. Por lo tanto, pueden ser utilizados para los CC de paciente específico en tratamientos impartidos con técnica VMAT.
- ✓ El ArcCHECK probó ser un dispositivo versátil y robusto para CC porque brinda información dosimétrica y espacial en tiempo real. También compara distribuciones de dosis en forma y/o relativa en muchos puntos con tan solo 1 medición.
- ✓ Todas las variaciones para el análisis del índice gamma de 3mm 3%, 3mm 2% y 2mm 3% en ambos detectores fueron superiores al 95% según lo establecido en protocolos. Aunque en mediciones generales el ArcCHECK fue superior al EPID. Según los resultados obtenidos se concluyó que los parámetros de 3mm al 3% fue la mejor combinación para la evaluación de las planificaciones.
- ✓ Ambos detectores tienen distintas maneras de realizar el análisis gamma. En el caso del ArcCHECK el valor gamma es independiente del número de campos que tiene la planificación, mientras que para el EPID para cada campo el software analiza un valor gamma por lo cual para el presente trabajo se reportó el promedio.
- ✓ Cada detector tiene una diferente unidad de medida. Por un lado, el EPID tiene el equivalente de dosis en valor de unidad de calibración (CU), mientras que el ArcCHECK maneja la dosis en unidades de Gray.

- ✓ La mayor diferencia entre los valores gamma de ambos detectores se obtuvo en las planificaciones de cáncer de mama. Ello probablemente debido a tamaños de campos más grandes.
- ✓ Entre las principales ventajas del EPID está el tiempo que se emplea para realizar los controles de calidad. Siendo mucho menor ya que para el caso del EPID solo se debe extender el bazo retráctil inherente en el acelerador, jalar el plan de tratamiento a la consola e irradiar, mientras que para el ArcCHECK se emplea más tiempo porque se requiere cargar el detector hacia la camilla, posicionar el detector sobre la camilla de tratamiento, alinearlos con el haz y exportar el plan de tratamiento hacia el software del detector.

## VII. RECOMENDACIONES

- ✓ Se recomienda ahondar más sobre los valores de gamma máximo reportados en los controles de calidad con el EPID además de conocer sobre su relación con las planificaciones en cada tipo de cáncer si es que existiera.
- ✓ Se recomienda realizar la caracterización de cada detector a fin de garantizar que los datos que se puedan obtener en los controles de calidad sean los más acertados y cercanos a los valores de dosis entregada.
- ✓ Realizar más pruebas de control al EPID, este al ser un detector plano se vería afectado con la gravedad ante rotaciones del gantry. Existen cálculos y mediciones sobre el factor de corrección para esta limitante pero que en este estudio no se consideró.

## VIII. REFERENCIAS

- Alshantqity, M. & Nisbet, A. (2016). Dosimetric Performance of A-Si Electronic Portal Imaging Devices. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 5, 162. <https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2016.52018>
- Aristophanous, M., Suh, Y., Chi, P. C., Whittlesey, L. J., LaNeave, S. & Martel, M. K. (2016). Initial clinical experience with ArcCHECK for IMRT/VMAT QA. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17(5), 20-33. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i5.6118>
- Bai, L., Xiao, Q., Wang, Q., Zhao, J., Li, G. & Bai, S. (2020). Dosimetric characteristics of a 2D silicon diode array for stereotactic radiotherapy end-to-end patient-specific QA. *Radiation Physics and Chemistry*, 173, 108885. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108885>
- Barrera Causil, J.M. (2012). *Caracterización del Haz de Fotones de un Acelerador Lineal*. Jose Miguel Barrera Causil. Universidad Nacional de Colombia. <https://docplayer.es/7621369-Caracterizacion-del-haz-de-fotones-de-un-acelerador-lineal-jose-miguel-barrera-causil.html>
- Contreras Rodríguez, P. A. (2015). *Análisis de precisión dosimétrica con criterio de evaluación gamma de un arreglo cilíndrico de diodos*. Universidad de San Carlos de Guatemala. <http://biblioteca.ingenieria.usac.edu.gt/>
- Corral, M.C.F. (2006). *Tecnología de detectores de partículas de silicio resistentes a la radiación*. Universitat Autònoma de Barcelona. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=74070>

- Consejo de Seguridad Nuclear [CSN]. (2013). *Interacción de la Radiación con la materia-Seguridad nuclear* . <https://www.csn.es/seguridad-nuclear>
- Depuydt, T., Van Esch, A., & Huyskens, D. P. (2002). A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: Refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and oncology*, 62(3), 309-319.
- Español, R. (2014a). *Comisionamiento e implementación de la técnica IMRT Y VMAT con rapidarc® con intercomparacion del RPC*. <https://core.ac.uk/display/77269401>
- Español, R. (2014b). *Comisionamiento e implementación de la técnica IMRT Y VMAT con rapidarc® con intercomparacion del RPC*. <https://core.ac.uk/display/77269401>
- Ezzell, G. A., Burmeister, J. W., Dogan, N., LoSasso, T. J., Mechalakos, J. G., Mihailidis, D., Molineu, A., Palta, J. R., Ramsey, C. R., Salter, B. J., Shi, J., Xia, P., Yue, N. J., & Xiao, Y. (2009). IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical Physics*, 36(11), 5359-5373. <https://doi.org/10.1118/1.3238104>
- Falco, E.G. (2015). *Dosimetría basada en sistema electrónico de imagen portal EPID*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Córdoba]. Repositorio digital de la Universidad nacional de Colombia. <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/2820>
- Fernández Fernández, C. (2012). *Física de las radiaciones ionizantes en Radioterapia*. <https://sites.google.com/site/ubaradioterapia/material-de-estudio/archivos-para-descargar>
- Fogliata, A., Clivio, A., Fenoglietto, P., Hrbacek, J., Kloeck, S., Lattuada, P., Mancosu, P., Nicolini, G., Parietti, E., Urso, G., Vanetti, E., & Cozzi, L. (2011). Quality assurance

- of RapidArc in clinical practice using portal dosimetry. *The British Journal of Radiology*, 84(1002), 534-545. <https://doi.org/10.1259/bjr/72327299>
- García, A. O. (2014). *Sistema electrónico para medida de dosis relativa de radición en radioterapia*.
- Ge, Y., & Wu, Q. J. (2019). Knowledge-Based Planning for Intensity Modulated Radiation Therapy: A Review of Data-Driven Approaches. *Medical Physics*, 46(6). <https://doi.org/10.1002/mp.13526>
- Gonzales Pacheco, D. F. (2016). *Comparación de las verificaciones con Octavius Ii Y EPID en planeaciones de cabeza y cuello y próstata, realizadas con técnica VMAT*. <https://docplayer.es/84616521-Comparacion-de-las-verificaciones-con-octavius-ii-y-epid-en-planeaciones-de-cabeza-y-cuello-y-prostata-realizadas-con-tecnica-vmat.html>
- Herman, M. G., Balter, J. M., Jaffray, D. A., McGee, K. P., Munro, P., Shalev, S., Van Herk, M., & Wong, J. W. (2001). Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Medical Physics*, 28(5), 712-737. <https://doi.org/10.1118/1.1368128>
- IAEA. (2019). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Organismo Internacional de Energía Atómica. <https://www.iaea.org/es/publications/5928/aspectos-fisicos-de-la-garantia-de-calidad-en-radioterapia-protocolo-de-control-de-calidad>
- Li, G., Zhang, Y., Jiang, X., Bai, S., Peng, G., Wu, K., & Jiang, Q. (2013). Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. *Physica Medica*, 29(3), 295-303. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.04.005>

- Li, H., Dong, L., Zhang, L., Yang, J. N., Gillin, M. T., & Zhu, X. R. (2011). *Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. Medical Physics, 38*(12), 6730-6741.  
<https://doi.org/10.1118/1.3659707>
- Liang, B., Liu, B., Zhou, F., Yin, F., & Wu, Q. (2016). *Comparisons of volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA) systems: Sensitivity analysis to machine errors. Radiation Oncology (London, England), 11*. <https://doi.org/10.1186/s13014-016-0725-4>
- Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics, 25*(5), 656-661.  
<https://doi.org/10.1118/1.598248>
- Low, D. A., Moran, J. M., Dempsey, J. F., Dong, L., & Oldham, M. (2011a). Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics, 38*(3), 1313-1338.  
<https://doi.org/10.1118/1.3514120>
- Low, D. A., Moran, J. M., Dempsey, J. F., Dong, L., & Oldham, M. (2011b). Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics, 38*(3), 1313-1338.  
<https://doi.org/10.1118/1.3514120>
- Lucas Solari, E. (2016). *Implementación de técnicas de control de calidad de IMRT paciente-específico*. [Tesis de postgrado, Universidad Nacional de Cuyo]. Repositorio Institucional de la Comisión Nacional de Energía atómica de Argentina.  
<http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/576/1/1Solari.pdf>
- Macchia, G., Deodato, F., Cilla, S., Cammelli, S., Guido, A., Ferioli, M., Siepe, G., Valentini, V., Morganti, A. G., & Ferrandina, G. (2017). Volumetric modulated arc therapy for

treatment of solid tumors: Current insights. *OncoTargets and therapy*, 10, 3755-3772.  
<https://doi.org/10.2147/OTT.S113119>

Mancuzo, A. D. (2017). *Evaluación del modelo EPID AS1200 y puesta en funcionamiento de la dosimetría portal para diferentes energías de fotones*. [Tesis de postgrado, Universidad Nacional de Cuyo]. Repositorio Institucional de la Comisión Nacional de Energía atómica de Argentina. <http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/669/>

*Manual Arccheck*. (s. f.). Recuperado 26 de abril de 2019, de <http://www.scienty-med.com/sunnuclear/arccheck-english.pdf>

Medina Pinzón, L. C. (2013). *Comparación de control de calidad de tratamientos de IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización*. [Tesis de postgrado, Universidad de Buenos Aires]. Repositorio digital de la facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la Universidad de Buenos aires.  
[http://digital.bl.fcen.uba.ar/collection/tesis/document/tesis\\_n5414\\_MedinaPinzon](http://digital.bl.fcen.uba.ar/collection/tesis/document/tesis_n5414_MedinaPinzon)

Miften, M., Olch, A., Mihailidis, D., Moran, J., Pawlicki, T., Molineu, A., Li, H., Wijesooriya, K., Shi, J., Xia, P., Papanikolaou, N., & Low, D. A. (2018). *Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218*. *Medical Physics*, 45(4), e53-e83.  
<https://doi.org/10.1002/mp.12810>

Mohamed, I. E., Ibrahim, A. G., Zidan, H. M., El-Bahkiry, H. S., & El-sahragti, A. Y. (2018). Physical dosimetry of volumetric modulated arc therapy (VMAT) using EPID and 2D array for quality assurance. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 49(2), 477-484. <https://doi.org/10.1016/j.ejrn.2018.02.003>

- Neilson, C., Klein, M., Barnett, R., & Yartsev, S. (2013). Delivery quality assurance with ArcCHECK. *Medical Dosimetry*, 38(1), 77-80.  
<https://doi.org/10.1016/j.meddos.2012.07.004>
- Olave, N., & Enrique, O. (2014). *Caracterización y comisionamiento de un sistema de imágenes portales para verificación pretratamiento en radioterapia de intensidad modulada*. [Tesis de postgrado, Universidad Nacional de Colombia]. Repositorio digital de la Universidad de Colombia.  
<https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/51278>
- Ortega, J. M. (2017). *Dosimetría en vivo en radioterapia empleando un dispositivo electrónico de imagen portal (epid)* [Tesis de postgrado, Universidad de Alcalá]  
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=181479>
- Paredes, A. (2016). *Modelado de colimadores multilámina en un sistema de planificación de radioterapia con haces externos de fotones*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Cuyo]. Repositorio Institucional de la Comisión Nacional de Energía atómica de Argentina. [http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/580/1/1Alarcon\\_Paderes.pdf](http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/580/1/1Alarcon_Paderes.pdf)
- Petoukhova, A. L., Egmond, J. van, Eenink, M. G. C., Wiggeraad, R. G. J., & Santvoort, J. P. C. van. (2011). The ArcCHECK diode array for dosimetric verification of HybridArc. *Physics in Medicine and Biology*, 56(16), 5411-5428.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/16/021>
- Rohani, S. A., Mahdavi, S. R., Mostaar, A., Ueltzhöffer, S., Mohammadi, R., & Geraily, Gh. (2019). Physical and Dosimetric Aspect of Euromechanics Add-on Multileaf Collimator on Varian Clinac 2100 C/D. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 9(1), 29-36.

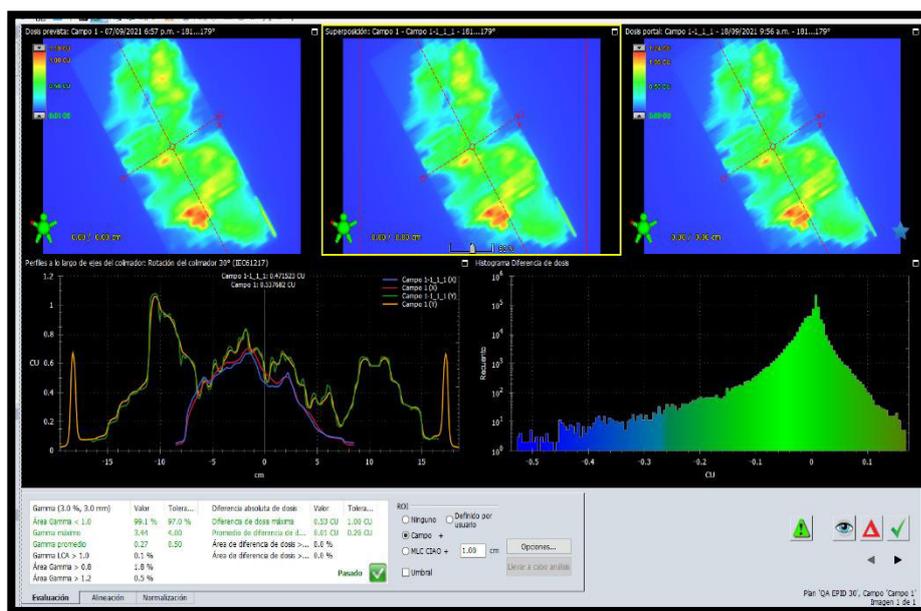
- Sánchez, K. R. (2015). *Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad modulada utilizando diversos detectores*. [Tesis de pregrado, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla]. Repositorio de la Universidad nacional de Puebla.  
<https://repositorioinstitucional.buap.mx/handle/20.500.12371/6859>
- Sarkar, B., Pradhan, A., & Ganesh, T. (2015). Derivative based sensitivity analysis of gamma index. *Journal of Medical Physics*, 40(4), 240-245. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.170789>
- Serna Berná, A. (2015). *Radiocirugía con arco terapia de intensidad modulada: Comparaciones dosimétricas y resultados clínicos en el tratamiento de metástasis intracraneales*. [Tesis de postgrado, Universidad de Murcia]. Repositorio Institucional de la Universidad de Murcia. <http://www.tdx.cat/handle/10803/307544>
- Sola V., A. (2011). Radioterapia de intensidad modulada (IMRT). *Revista Médica Clínica Las Condes*, 22(6), 834-843. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(11\)70496-5](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(11)70496-5)
- Street, R. A. (1991, agosto). *Hydrogenated Amorphous Silicon* by R. A. Street. Cambridge Core. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511525247>
- Thiyagarajan, R., Nambiraj, A., Sinha, S. N., Yadav, G., Kumar, A., Subramani, V., & Kothandaraman, null. (2016). Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy: Journal of Greatpoland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology*, 21(1), 50-56. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2015.10.004>
- Torres Gutiérrez, J. A. (2019). *Evaluación y control de calidad de tratamientos de radioterapia mediante la utilización de dosimetría portal*. [Tesis de pregrado, Universidad Pedagógica Nacional]. Repositorio Institucional de la Universidad Pedagógica Nacional. <http://repository.pedagogica.edu.co/handle/20.500.12209/10807>

- Torres-Xirau, I., Olaciregui-Ruiz, I., Baldvinsson, G., Mijnheer, B. J., van der Heide, U. A., & Mans, A. (2018). Characterization of the a-Si EPID in the unity MR-linac for dosimetric applications. *Physics in Medicine and Biology*, 63(2), 025006.  
<https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9dbf>
- Trujillo García, G. (1998). Control dosimétrico in vivo en radioterapia externa usando diodos semiconductores. *Revista Cubana de Oncología*, 14(2), 129-135.  
<https://www.imbiomed.com.mx/articulo.php?id=15306>
- Ureba Sánchez, A. (2015). *Planificación radioterápica de intensidad modulada basada en un modelo de simulación explícita del transporte de partículas mediante optimización por imagen médica*. Universidad de Sevilla.  
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=45519>
- Valve, A., Keyriläinen, J., & Kulmala, J. (2017). Compass model-based quality assurance for stereotactic VMAT treatment plans. *Physica Medica: PM: An International Journal Devoted to the Applications of Physics to Medicine and Biology: Official Journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 44, 42-50.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.009>
- Velásquez, R. A. M. (2016). Implementación de un Protocolo de Control de Calidad Dosimétrico de un Acelerador Lineal 2300 CD utilizando un sistema de detectores *ArcCHECK (c)*. 101.
- Wahlin, E. (2006). *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device*. Universidad de Estocolmo, Facultad de ciencias, Física de Radiaciones Médicas.

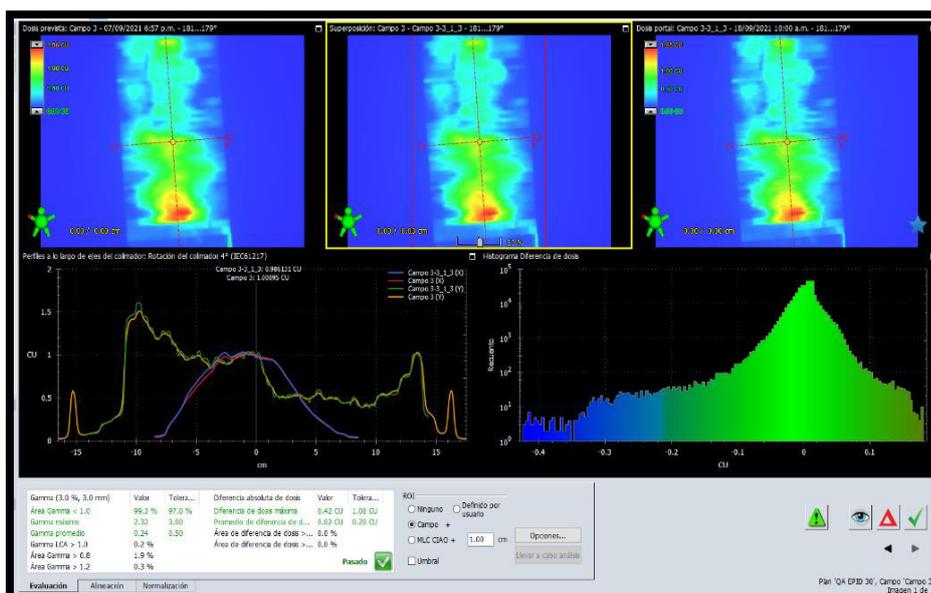
## IX. ANEXOS

Algunos ejemplos visuales para el análisis del índice gamma con el detector EPID.

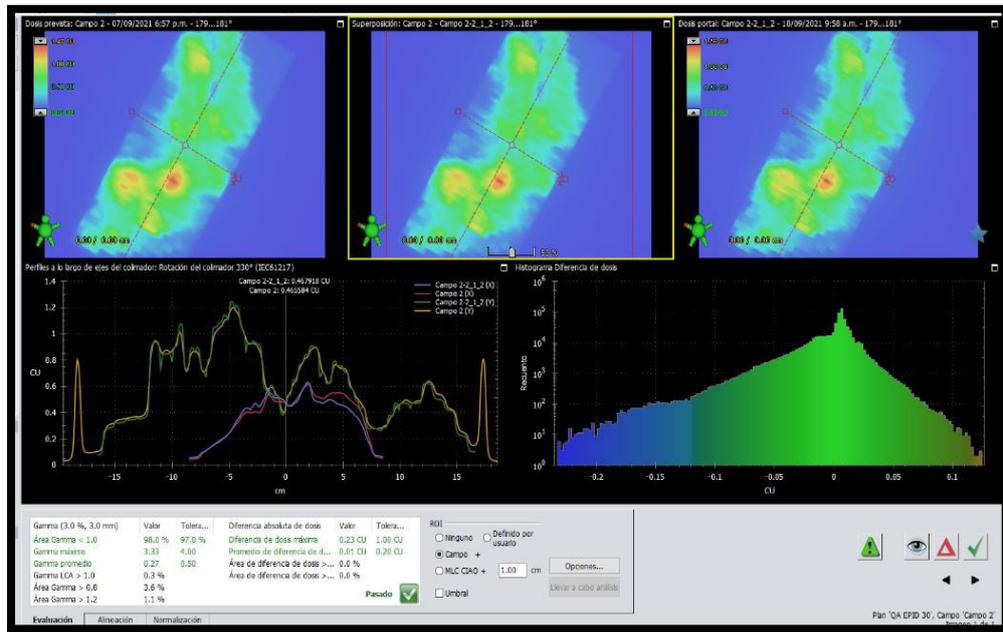
### Análisis Gamma en el campo 1 al 3% 3mm



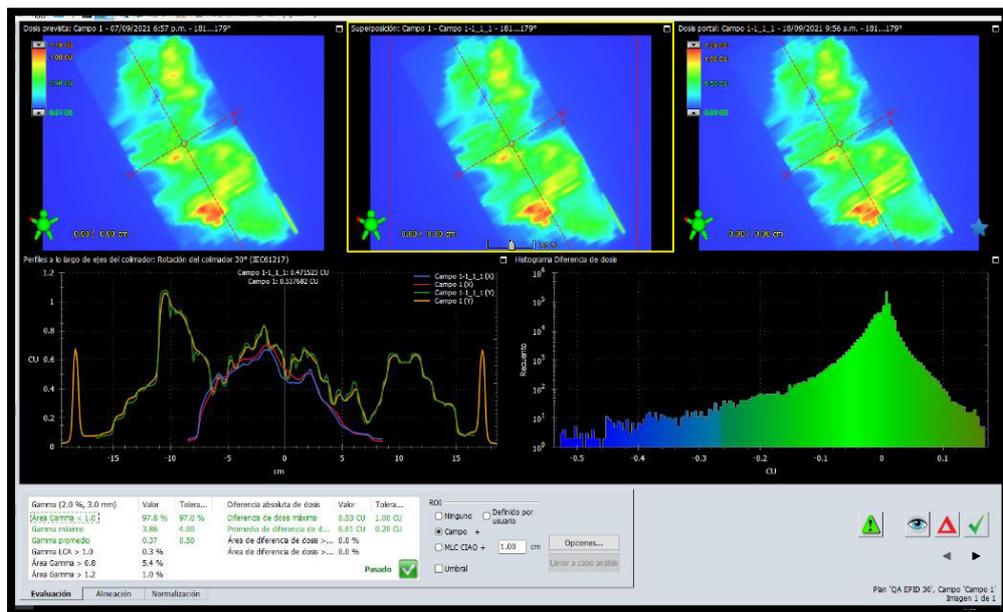
### Análisis Gamma en el campo 3 al 3% 3mm



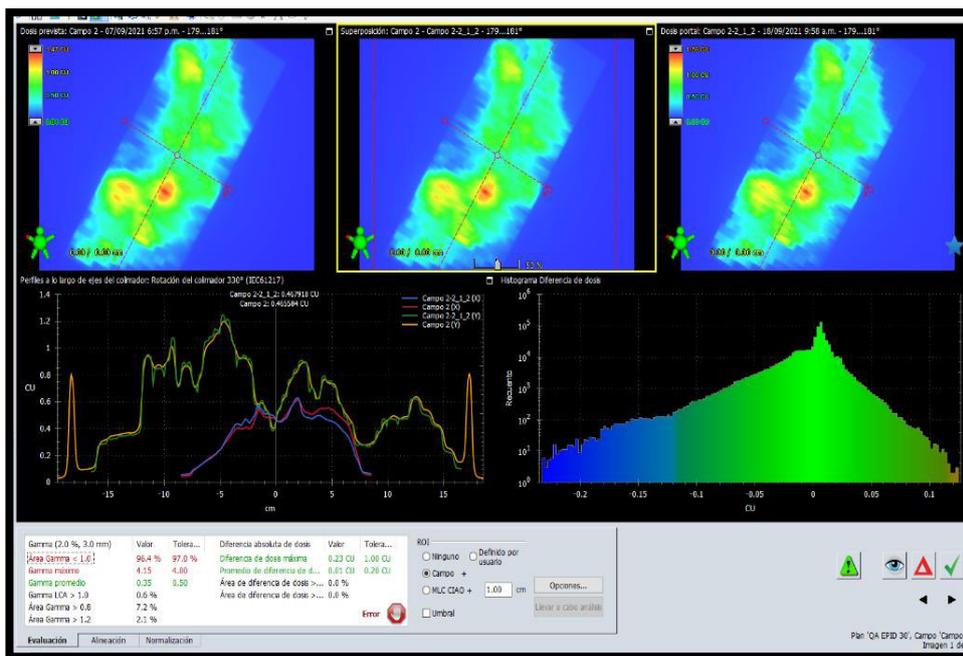
### Análisis gamma en el campo 2 al 3% 3mm



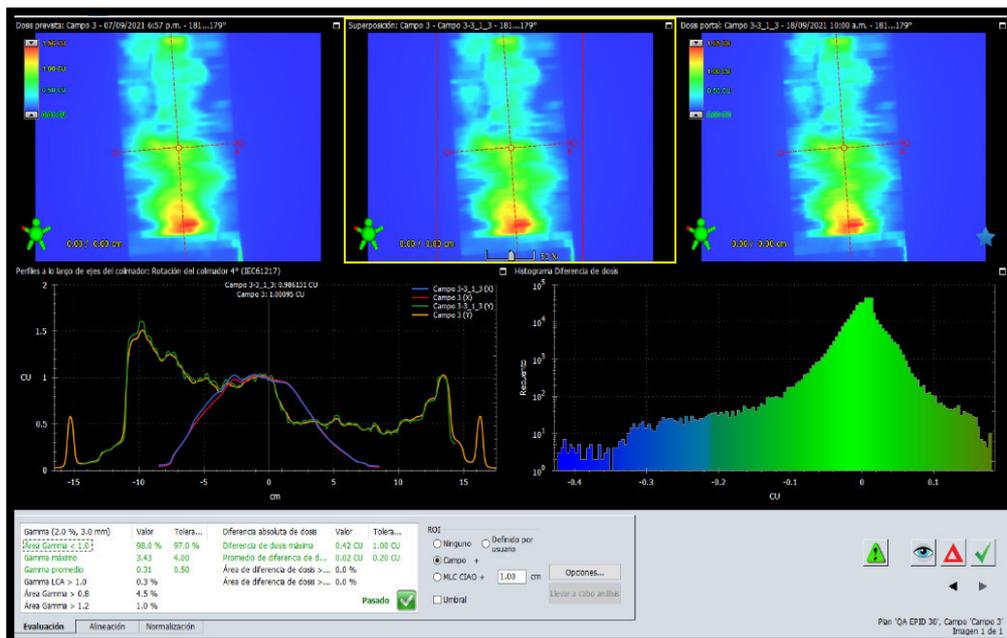
### Análisis gamma en el campo 1 al 2% 3mm



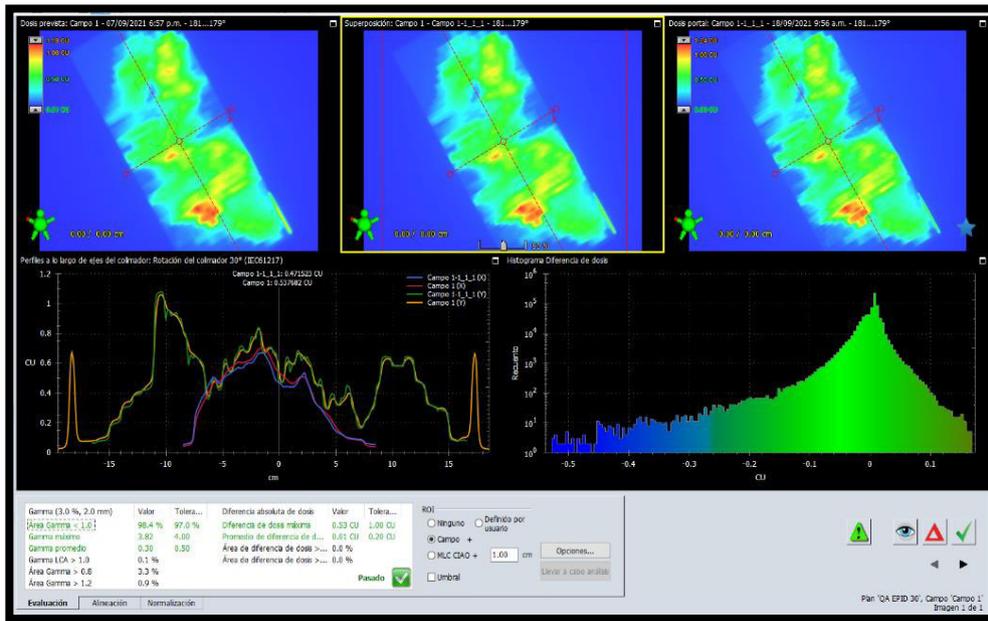
### Análisis gamma en el campo 2 al 2% 3mm



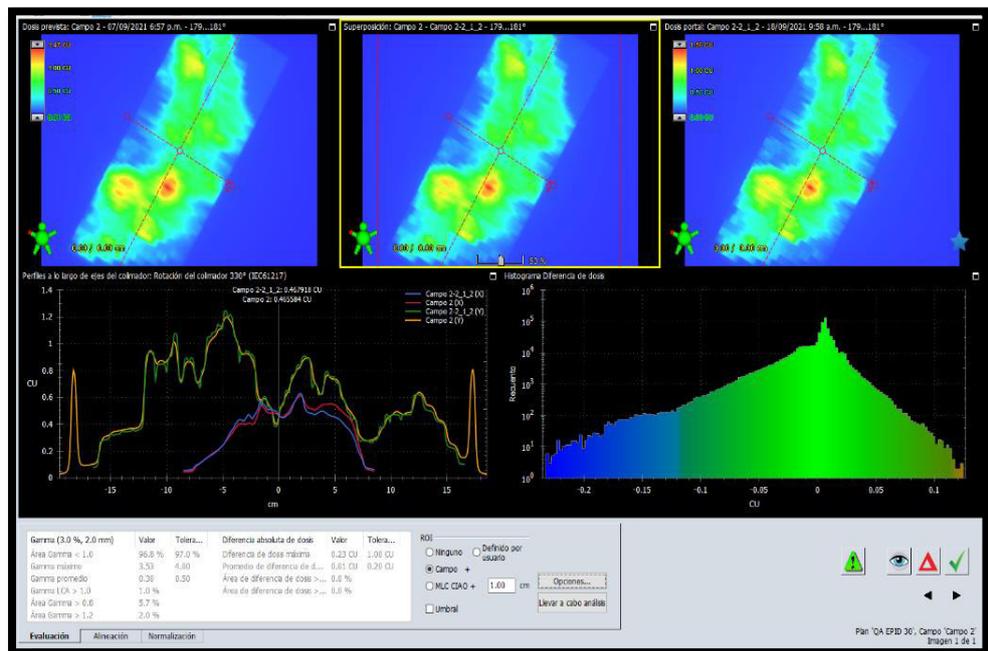
### Análisis gamma en el campo 3 al 2% 3mm



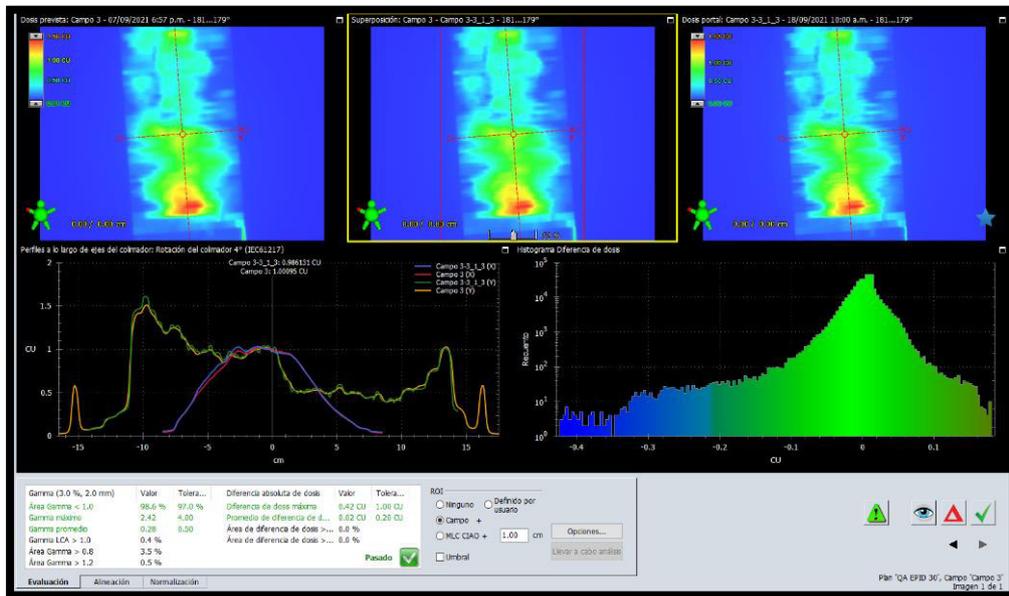
### Análisis gamma en el campo 1 al 3% 2mm



### Análisis gamma en el campo 2 al 3% 2mm

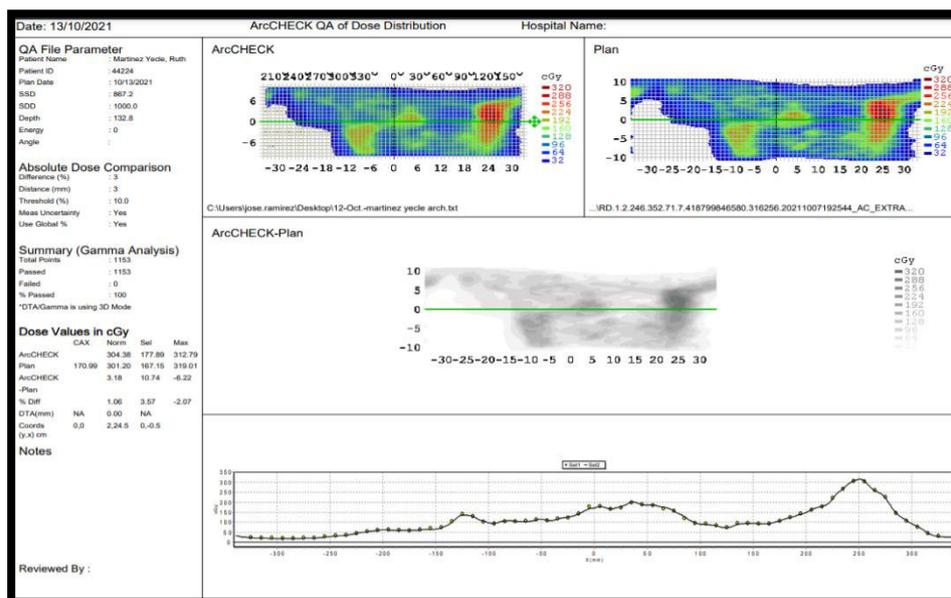


### Análisis gamma en el campo 2 al 3% 3mm

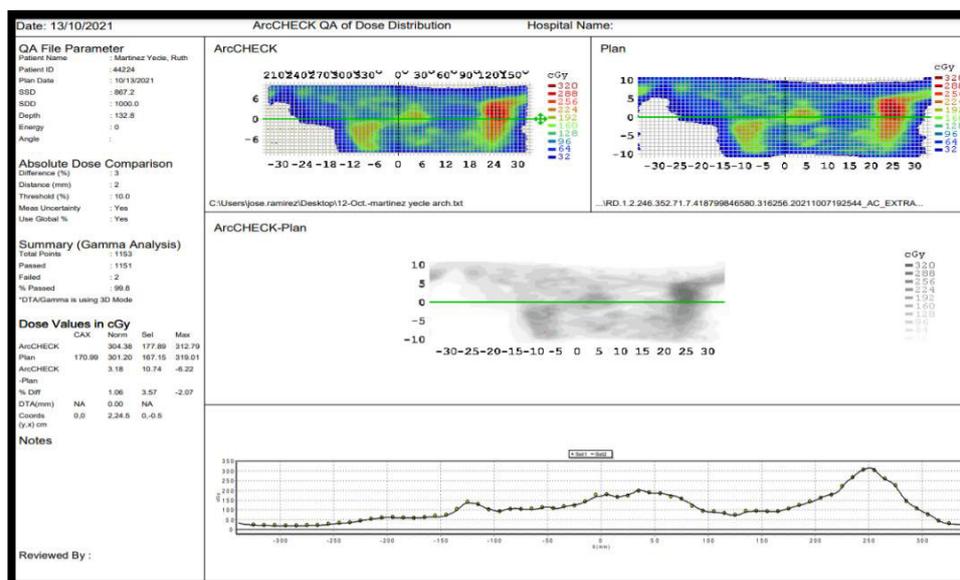


## Algunos ejemplos visuales del mapa de dosis medido del ArcCHECK en comparación con el mapa de dosis calculado por TPS en el software SNC Patient

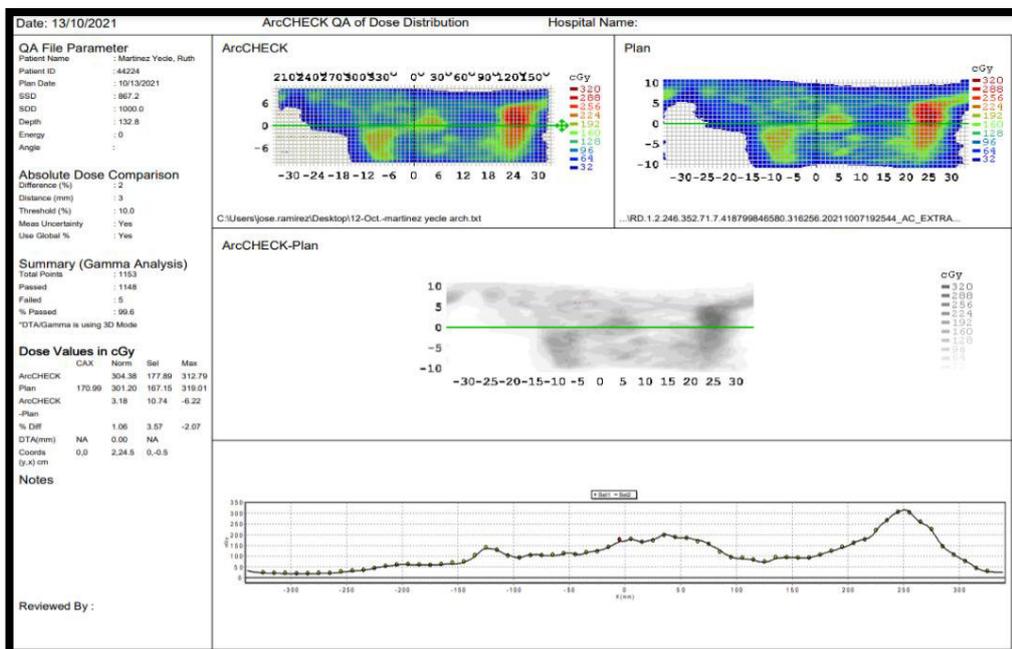
### Análisis gamma con el ArcCHECK al 3% 3mm



### Análisis gamma con el ArcCHECK al 3% 2mm



### Análisis gamma con el ArcCHECK al 2% 3mm



**ANÁLISIS DEL CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO PARA TRATAMIENTO DE ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA DE INTENSIDAD MODULADA COMPARANDO UN ARREGLO CILÍNDRICO DE DIODOS Y DETECTORES DE SILICIO AMORFO DE PANEL PLANO**

<b>Problema</b>	<b>Objetivos</b>	<b>Hipótesis</b>	<b>Variables</b>	<b>Metodología</b>	<b>Población y muestra</b>
<p><b>Descripción</b></p> <p>Una limitante para la realización de los CC es que en clínicas y/o hospitales existe una alta carga de atención de pacientes, por lo que, se necesita ahorrar tiempo en el desarrollo de estos CC sin perder eficacia en el tratamiento. El presente estudio evaluó cuál sería el mejor dispositivo electrónico para realizar CC en una clínica oncológica de Lima considerando distintas variables.</p> <p><b>Formulación</b></p> <p>Sistema dosimétrico ArcCHECK o EPID ¿Cuál es el mejor dispositivo para hacer CC en tratamiento con técnica VMAT?</p>	<p><b>General</b></p> <p>Realizar la comparación dosimétrica de resultados obtenidos del arreglo cilíndrico de diodos (ArcCHECK) y el arreglo de detectores de a-Si (EPID) en CC de planificaciones hechas con técnica VMAT</p>	<p><b>General</b></p> <p>Se obtuvieron mejores resultados con el arreglo dosimétrico ArcCHECK en los CC tras la comparación del análisis del índice gamma y del DTA.</p>	<p><b>Independiente</b></p> <p>Tipo de detectores para los CC (dispositivos de medición de dosis).</p>	<p><b>Diseño de investigación</b></p> <p>Enfoque cuantitativo, observacional porque se recopilaban los datos numéricos que se obtenían en cada planificación. El diseño fue de corte transversal porque las mediciones solo se tomaron una vez y prospectivo porque para el análisis no se tomaron otros registros sino solo los realizados por el investigador</p>	<p><b>Población</b></p> <p>La población del estudio estuvo constituida por 130 planificaciones realizadas en un periodo de 2 meses en una clínica oncológica de Lima.</p>
	<p><b>Específicos</b></p>	<p><b>Específicos</b></p>	<p><b>Dependiente</b></p>		
		<p>1- Caracterizar los dispositivos dosimétricos (EPID y ArcCHECK), a fin de establecer las bondades y limitaciones que posee cada uno de ellos para su aplicación en uso clínico.</p> <p>2- Analizar el cálculo del factor gamma y la DTA usando el ArcCHECK y el EPID.</p> <p>3- Buscar asociación entre el índice Gamma y los tipos de cáncer usando ambos detectores, considerando otras variables de estudio.</p>	<p>1- La caracterización del EPID toma menos tiempo en realizarla.</p> <p>2- Se obtuvieron mejores valores gamma usando el dispositivo EPID</p> <p>3- Para planificaciones de mama se obtuvieron mejores valores gamma</p>	<p>Valor del índice gamma (índice de conformidad)</p>	<p><b>Tipo de investigación</b></p> <p>Ámbito Temporal: El estudio inició cuando se realizó la planificación del volumen tumoral</p> <p>Ámbito Espacial: El estudio se desarrolló en una clínica oncológica de Lima.</p>

