

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**PUESTA EN MARCHA DE SISTEMA PARA
LA GARANTÍA DE CALIDAD PACIENTE
ESPECIFICO EN RADIOTERAPIA DE
INTENSIDAD MODULADA.**

Trabajo de Grado para optar al Título de
Magister Scientiarum en Ciencias Mención Física Médica

presentado por:

Lic. Arcadio Farías

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela

Con la tutoría de: Dr. Miguel Martín-Landrove
Dr. Rodolfo Alfonso-LaGuardia

Enero-2017

Caracas-Venezuela



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de Estudios de
Postgrado



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el **Trabajo de Grado** presentado por: **ARCADIO ANTONIO FARIAS GUILARTE**, Cédula de identidad N° **12410933**, bajo el título "**PUESTA EN MARCHA DE SISTEMA PARA LA GARANTÍA DE CALIDAD PACIENTE ESPECÍFICO EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA**", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

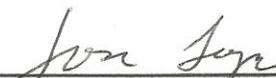
1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **14 de FEBRERO de 2017** a las **11:00 A.M.**, para que el **autor** lo defendiera en forma pública, lo que **éste** hizo en **Sala del Centro de Computación**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el **autor**, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado representa un aporte de importancia en el desarrollo de sistemas de garantía de calidad en radioterapia de intensidad modulada.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **14 días** del mes de **Febrero** del año **2017**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador** del jurado el **Dr. Miguel Martín Landrove (UCV)**.

El presente trabajo fue realizado bajo la dirección del Dr. Miguel Martín y el Dr. Rodolfo Alfonso.



Dr. José Antonio López
C.I. 10504342
UCV



Dr. Antonio D'Alessandro Martínez
C.I. 3890512
UCV



Dr. Miguel Martín Landrove
C.I. 3982506
UCV
Tutor



25 de abril de 2017

Facultad de Ciencias
Universidad Central de Venezuela

Estimados miembros del Postgrado de Física Médica

Reciban un cordial saludo. por medio de la presente les remitimos tres ejemplares del trabajo de Maestría del Licenciado **Lic. Arcadio Farías**, CI: **12.410.933**, titulado **PUESTA EN MARCHA DE SISTEMA PARA LA GARANTÍA DE CALIDAD PACIENTE ESPECIFICO EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA.**, los cuales hemos revisado y consideramos listos para la evaluación por parte de un jurado.

Agradeciendo la consideración que sirvan prestar a la presente, nos despedimos atentamente,

Dr. Miguel Martín-Landrove
C.I. 3.982.506
Tutor
UCV

Dr. Rodolfo Alfonso-LaGuardia
Tutor
FCTN-INSTEC

Agradecimientos

a Maita, por la fuerza que me dabas solo al verte.

a Tella y Arcadio, por su amor y enseñarme el significado de la perseverancia.

a mis hermanos, por soportarme.

a mis hijos, por ser la fuerza motriz.

a Lixmar, Amor, por ser el soporte principal para este logro.

a todos los que de alguna manera han contribuido para este logro.

RESUMEN

La Radioterapia de Intensidad Modulada consiste en la aplicación de dosis de radiación al órgano diana con grandes gradientes de dosis en sus periferias, aplicado por medio de múltiples haces que permite concentrar la dosis en el volumen blanco, y que la dosis en la periferia sea la más baja posible, la cual deben ser verificadas. La Radioterapia de Intensidad Modulada, requiere de un alto nivel y estricto control de calidad, sea cual sea el sistema utilizado, así pues, todos los que realizan esta técnica deben apegarse a los más altos estándares de calidad posible, siendo cada uno de ellos, responsables de verificar y adecuarse a los equipos con los que cuentan. El estricto control de calidad en Radioterapia de Intensidad Modulada tiene como objetivo principal lograr un balance óptimo entre la máxima probabilidad de cura con un nivel aceptable de complicaciones agudas y crónicas. Esta modalidad de tratamiento está presente desde el principio de la radioterapia como disciplina clínica, pero por no contar con los requerimientos técnicos no se pudo implementar con la fuerza de estos tiempos. Los primeros pasos de esta técnica se da en la década de los 50's, 60's y 70's, que resulta ser la posibilidad de dar tratamientos con campos con cuñas y de utilizar filtros compensadores. En la década de los 80's al introducir a la radioterapia el uso de las tomografías y aprovechar la velocidad de procesamiento de las computadoras, se logra obtener sistemas de planificación capaces de simular tratamientos virtuales, y en consecuencia representaciones y cálculo de dosis sobre las imágenes tomográficas. En América Latina, son pocas las instituciones hospitalarias públicas que utilizan esta técnica como práctica común, en general los centros más mencionados están en México, Argentina y Brasil. En Venezuela solo se cuenta con la experiencia de centros privados, todo ello en el ámbito de salud privada, resaltando que a corto plazo se aplicará esta técnica en el Hospital Central de Maracay de allí que esta institución fue la seleccionada para la realización de esta investigación, la cual estará enfocada en la creación, implementación y evaluación de controles dosimétricos y mecánicos al acelerador lineal, estableciendo procedimientos en todas las fases del tratamiento, enfocándonos en el control de calidad dosimétrico para garantizar que los mapas de dosis obtenidos por el sistema de planificación sea el prescrito y que se encuentre delimitado al volumen blanco segmentado por el médico radioterapeuta.

Índice general

Lista de figuras	11
Lista de tablas	15
1. Objetivos y Justificación	17
1.1. Objetivos	17
1.1.1. Objetivo General	17
1.1.2. Objetivos Específicos	17
1.2. Metodología y materiales a utilizar	17
1.3. Justificación	18
2. Fundamentos Teóricos	19
2.1. Radioterapia de Intensidad Modulada	19
2.2. Controles de Calidad en Radioterapia.	20
2.2.1. Radioterapia convencional.	20
2.2.2. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).	20
2.2.3. Categorías de los controles paciente específico.	22
2.2.4. Categoría I: Mediciones de plan combinado.	22
2.2.5. Categoría II: Mediciones campo a campo.	23
2.2.6. Categoría III: Mediciones fuera del maniquí.	24
2.3. Comparación dosimétrica puntual.	24
2.4. Análisis de perfiles de dosis a partir de imágenes planares.	25
2.5. Índice Gamma.	25
2.5.1. Criterios de aceptación	26
2.6. Límite de confianza según Grupo de Trabajo 119 (Task Group. 119-TG 119) de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM).	28
2.7. Metodologías de medición de dosis puntuales y distribución de dosis.	29
2.7.1. Dosis puntuales	29
2.7.2. Distribuciones de dosis	29
3. Marco Experimental	33
3.1. Materiales	33

3.2.	Metodología	34
3.3.	Pruebas Preliminares	34
3.3.1.	Campos Opuestos	35
3.3.2.	Bandas	35
3.4.	Pruebas para la puesta en Marcha de la IMRT	37
3.4.1.	Multiblancos	37
3.4.2.	Próstata	38
3.4.3.	Cabeza y Cuello	40
3.4.4.	Forma C	42
3.5.	Procedimiento General	45
3.5.1.	Imágenes de la TG119	45
3.5.2.	Planificación	47
3.5.3.	Dosis puntuales	51
3.5.4.	Mapas de dosis	51
4.	Resultados	53
4.1.	Resultados de la planificación	53
4.1.1.	Multiblancos	54
4.1.2.	Próstata	55
4.1.3.	Cabeza y Cuello	56
4.1.4.	Forma C	57
4.2.	Pruebas Preliminares	58
4.2.1.	Campos Opuestos	58
4.2.2.	Bandas	59
4.3.	Resultados de las dosis puntuales	60
4.3.1.	Multiblancos	60
4.3.2.	Próstata	61
4.3.3.	Cabeza y Cuello	61
4.3.4.	Forma C	61
4.3.5.	Resultados Generales	61
4.4.	Resultados del análisis gamma en la MatriXX	62
4.4.1.	Multiblancos	63
4.4.2.	Próstata	64
4.4.3.	Cabeza y Cuello	65
4.4.4.	Forma C	66
4.4.5.	Resultados Generales	67
5.	Discusión de los resultados	69
5.1.	Planificación	69
5.2.	Mediciones puntuales	71
5.3.	Mediciones de planos de dosis, campo a campo.	72

5.4. Mediciones de planos de dosis, tratamiento.	72
6. Conclusiones y Recomendaciones	73
6.1. Conclusiones	73
6.2. Recomendaciones	73
A. Resultados: Multiblancos	75
A.1. Ángulo: 210^0	75
A.2. Ángulo: 260^0	76
A.3. Ángulo: 310^0	77
A.4. Ángulo: 0^0	78
A.5. Ángulo: 50^0	79
A.6. Ángulo: 100^0	80
A.7. Ángulo: 150^0	81
B. Resultados: Próstata	83
B.1. Ángulo: 210^0	83
B.2. Ángulo: 260^0	84
B.3. Ángulo: 0^0	85
B.4. Ángulo: 100^0	86
B.5. Ángulo: 150^0	87
C. Resultados: Cabeza y Cuello	89
C.1. Ángulo: 200^0	89
C.2. Ángulo: 240^0	90
C.3. Ángulo: 280^0	91
C.4. Ángulo: 320^0	92
C.5. Ángulo: 0^0	93
C.6. Ángulo: 40^0	94
C.7. Ángulo: 80^0	95
C.8. Ángulo: 120^0	96
C.9. Ángulo: 160^0	97
D. Resultados: Forma C	99
D.1. Ángulo: 200^0	99
D.2. Ángulo: 240^0	100
D.3. Ángulo: 280^0	101
D.4. Ángulo: 320^0	102
D.5. Ángulo: 0^0	103
D.6. Ángulo: 40^0	104
D.7. Ángulo: 80^0	105
D.8. Ángulo: 120^0	106

D.9. Ángulo: 160°	107
E. Resultados: Planes con ángulos de tratamiento	109
E.1. Multiblanco	109
E.2. Próstata	110
E.3. Cabeza y Cuello	111
E.4. Forma C	112
F. Arreglo Experimental	113
F.1. Modular	114
F.2. multiCUBE	115
Bibliografía	117

Índice de Figuras

2.1. Clasificación de la Radioterapia de Intensidad Modulada	19
2.2. Niveles de complejidad (C.De Wagter, ESTRO Bookled 9)	21
2.3. Estrategias para optimizar el uso del sistema de cálculo independiente de las unidades monitor, dosis IMRT.	23
2.4. Esquemas de mediciones fuera del maniquí	24
2.5. Representación gráfica del método distancia de acuerdo,	25
2.6. Índice gamma, elipsoide con ejes principales con diferencia de dosis y distancia de acuerdo	26
2.7. Propuesta de la AAPM para el límite de confianza	28
2.8. Arreglos planares de cámaras de diferentes casas comerciales	31
3.1. Campos Paralelos opuestos $10 \times 10 \text{ cm}^2$	35
3.2. Esquemas de bandas con campos paralelos opuestos	36
3.3. Perfil de dosis de los campos en Paralelos opuestos en bandas	36
3.4. Estructura Multiblancos	37
3.5. Estructura Próstata	38
3.6. Blanco de tratamiento y órganos críticos, Cabeza y cuello	40
3.7. Blanco de tratamiento y órganos críticos, Cabeza y cuello, en maniquí	40
3.8. Blanco de tratamiento y órganos críticos, Forma C	42
3.9. Láminas de agua sólida sobre y bajo el inserto de la cámara semiflex	45
3.10. Restricciones para el TPS (agua sólida)	48
3.11. Restricciones del TPS (multiCUBE)	48
3.12. Restricciones para la Próstata en el TPS (Agua Sólida)	49
3.13. Restricciones para la Próstata en el TPS (MultiCUBE)	49
3.14. Restricciones para Cabeza y Cuello en el TPS (Agua Sólida)	50
3.15. Restricciones para Cabeza y Cuello en el TPS (MultiCUBE)	50
3.16. Restricciones para Forma C en el TPS (Agua Sólida)	51
3.17. Restricciones para Forma C en el TPS (MultiCUBE)	51
4.1. Plan Multiblancos: Agua Sólida	54
4.2. Plan Próstata: Agua Sólida	55
4.3. Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida	56
4.4. Plan Forma C: Agua Sólida	57

4.5. Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida	58
4.6. Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida	59
A.1. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 210^0 , mediciones a 0^0	75
A.2. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 260^0 , mediciones a 0^0	76
A.3. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 310^0 , mediciones a 0^0	77
A.4. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0^0 , mediciones a 0^0	78
A.5. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 50^0 , mediciones a 0^0	79
A.6. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 100^0 , mediciones a 0^0	80
A.7. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 150^0 , mediciones a 0^0	81
B.1. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 210^0 , mediciones a 0^0	83
B.2. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 260^0 , mediciones a 0^0	84
B.3. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0^0 , mediciones a 0^0	85
B.4. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 100^0 , mediciones a 0^0	86
B.5. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 150^0 , mediciones a 0^0	87
C.1. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 200^0 , mediciones a 0^0	89
C.2. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 240^0 , mediciones a 0^0	90
C.3. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 280^0 , mediciones a 0^0	91
C.4. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 320^0 , mediciones a 0^0	92
C.5. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0^0 , mediciones a 0^0	93
C.6. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 40^0 , mediciones a 0^0	94

C.7. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 80^0 , mediciones a 0^0	95
C.8. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 120^0 , mediciones a 0^0	96
C.9. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 160^0 , mediciones a 0^0	97
D.1. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 200^0 , mediciones a 0^0	99
D.2. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 240^0 , mediciones a 0^0	100
D.3. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 280^0 , mediciones a 0^0	101
D.4. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 320^0 , mediciones a 0^0	102
D.5. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0^0 , mediciones a 0^0	103
D.6. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 40^0 , mediciones a 0^0	104
D.7. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 80^0 , mediciones a 0^0	105
D.8. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 120^0 , mediciones a 0^0	106
D.9. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 160^0 , mediciones a 0^0	107
E.1. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el Multiblancos	109
E.2. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para la Próstata	110
E.3. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para Cabeza y Cuello	111
E.4. Resultados: arreglo planar con multiCUBE para la Forma C	112
F.1. Configuración utilizando el maniquí modular	114
F.2. Configuración utilizando el maniquí multiCUBE	115

Índice de Tablas

3.1. Prescripción de dosis a la estructura Multiblancos	37
3.2. Prescripción de dosis a la Próstata (PTV)	38
3.3. Prescripción de dosis, Cabeza y Cuello (PTV)	41
3.4. Prescripción de dosis a la Forma C fácil (PTV)	42
3.5. Prescripción de dosis a la Forma C difícil (PTV)	43
3.6. Restricciones y dosis en las estructuras del TG 119, incluyendo los resultados Obtenidos.	44
3.7. Angulaciones del Gantry según cada test.	47
3.8. Mediciones puntuales para cada estructura.	52
4.1. Resultados Planificación Multiblancos	54
4.2. Resultados Planificación Próstata	55
4.3. Resultados Planificación Cabeza y Cuello	56
4.4. Resultados Planificación Forma C	57
4.5. Factor de corrección lectura-Dosis	58
4.6. Resultados Bandas	59
4.7. Resultados: Multiblancos	60
4.8. Resultados: Próstata	61
4.9. Resultados: Cabeza y Cuello	61
4.10. Resultados: Forma C	62
4.11. Resumen de las mediciones puntuales	62
4.12. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Multiblancos por cada campo . . .	63
4.13. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Multiblancos	63
4.14. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Próstata por cada campo	64
4.15. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Próstata	64
4.16. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Cabeza y cuello por cada campo .	65
4.17. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Cabeza y Cuello	65
4.18. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Forma C por cada campo	66
4.19. Resultados, % de valores que pasan el Γ , Forma C	66
4.20. Resultados, % de valores que pasan el Γ	67
4.21. Resultados, % de valores que pasan el Γ	67

5.1. Restricciones y dosis en las estructuras del TG 119, incluyendo los resultados Obtenidos.	70
5.2. Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, en la región de altas dosis (promedios, desviación estándar y límite de confianza)	71
5.3. Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, en la región de bajas dosis (promedios, desviación estándar y límite de confianza)	71
5.4. Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, para campos a 0 con el criterio Γ (promedios, desviación estándar y límite de confianza)	72
5.5. Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, con el criterio Γ (promedios, desviación estándar y límite de confianza)	72

Capítulo 1

Objetivos y Justificación

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo General

- Realizar la puesta en marcha de la garantía de calidad paciente específico en radioterapia de intensidad modulada.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Caracterizar los datos dosimétricos necesarios para la evaluación de los mapas de dosis utilizando el arreglo planar de cámaras.
- Evaluar con los equipamientos existentes la puesta en marcha de la garantía de calidad de la intensidad modulada.
- Caracterizar los niveles de aprobación y rechazo de planes en función de los resultados obtenidos tras la comparación de los mapas de dosis de cada paciente específico.

1.2. Metodología y materiales a utilizar

Esta investigación experimental con diseño de campo constara de tres fases:

- Adquisición de los datos dosimétricos requeridos para la puesta en marcha de los sistemas dosimétricos tales como arreglo de cámaras de ionización y sistemas de planificación utilizados.
 - Diseño de una metodología estratégica basada en el uso de indicadores que permitan la aprobación o rechazo de los aspectos dosimétricos de un plan de Radioterapia de Intensidad Modulada, mediante el uso del arreglo de cámaras de ionización.
-

1.3. Justificación

La Radioterapia de Intensidad Modulada es una de las técnicas novedosas en el tratamiento de las afecciones benignas y malignas, en esta época moderna de la telemedicina, que se está por implementar en el Hospital Central de Maracay, y que permite con mínima dosis a los órganos críticos ceder altas dosis de radiación al tejido tumoral. Dos son los avances que revolucionaron la Radioterapia de Intensidad Modulada: la disponibilidad de los sistemas computacionales y la adquisición de imágenes mediante tomografía craneal axial computarizada, que ampliaron las posibilidades de aplicación y mejoraron la exactitud del tratamiento radiante, esto fue un gran avance; dado que depende fundamentalmente de la precisión y exactitud espacial en la localización, forma (volumen) y límites del blanco a irradiar. Basado en lo anterior, esta investigación se justifica desde el punto de vista teórico-práctico poniendo en marcha nuevos conocimientos de control de calidad inherentes al equipo y sistema de planificación, verificación de dosis y de la técnica como tal, la cual será recientemente utilizada en el centro donde se realizará el estudio; desde el punto de vista social beneficiará a pacientes principalmente oncológicos, bien sea en la aplicación de finalidad terapéutica curativa o paliativa mejorando con ello la calidad de vida y atención de los mismos. Además, se utilizará con fines docentes, a los pasantes de física ya sean del pre-grado en física o post-grado de Física Medica de la Universidad Central de Venezuela y del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas que estén en entrenamiento y pasantías en el Hospital Central de Maracay, en el Servicio de Radioterapia y Medicina Nuclear Dr. Alexis Trujillo.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1. Radioterapia de Intensidad Modulada

La intensidad modulada podría esquematizarse de la siguiente manera:



Figura 2.1: *Clasificación de la Radioterapia de Intensidad Modulada*

La novedad de la Intensidad Modulada radica en la alta conformidad dosimétrica, que se basa principalmente en el ajuste de las curvas de isodosis a la forma geométrica de la lesión, según normas de la ICRU's [1, 2, 3, 4] estaría limitado por el volumen blanco de tratamiento (PTV) y así irradiar homogéneamente al tejido blanco y proteger lo más posible a los órganos a riesgo (OAR), esto podría lograrse mediante las técnicas mencionadas anteriormente. Para lograr estos grados de complejidad en la distribución de dosis se cuenta con numerosos algoritmos [5, 6, 7], que serán utilizados dependiendo de la técnica a utilizar, estas distribuciones necesitan ser evaluadas previo al tratamiento de los pacientes ya que el proceso para cederla depende de muchas variables, entre ellas, la

conversión de la fluencia óptima (calculada por los sistemas de planificación, en caso de planificación inversa) a las fluencias reales (que son las convertidas por las posiciones de las laminas), lo que trae como consecuencia un estricto control de la exactitud del posicionamiento de las láminas para lo cual deben realizar pruebas periódicas con diferentes test de posicionamiento de las misma; existen en la literatura una diversidad de éstos [8, 9, 10]. La verificación de las distribuciones de dosis se debe realizar haciendo comparaciones entre lo planificado y lo medido, pudiendo realizarse con verificación dosimétrica puntual, bidimensional y tridimensional, las cuales son esenciales para la implementación rutinaria de campos de intensidad modulada, que busca evaluar el grado de correspondencia entre ellas. La comparación de las distribuciones de dosis bi-dimensionales se puede realizar en forma cualitativa, superponiendo curvas de isodosis, o cuantitativa utilizando análisis de diferencia de dosis y por distancias.

2.2. Controles de Calidad en Radioterapia.

2.2.1. Radioterapia convencional.

Se basan principalmente en la verificación independiente de:

- Los cálculos de las unidades monitor (o tiempos de tratamientos)
- Revisión independiente de la planificación gráfica por un segundo Físico.
- Radiografías portales del haz de tratamiento
- Dosimetría "in-vivo"

2.2.2. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).

Dificultades en la aplicación de los controles de calidad en IMRT.

La implementación de la IMRT, generan la necesidad de establecer controles de calidad pre-tratamiento paciente específico, todo ello debido a:

- Desconocimientos de las probabilidades de fallas en esta nueva tecnología
 - Los métodos y equipamiento para la garantía de calidad para radioterapia tridimensional conformada se estaban haciendo obsoletos:
 - Complementar los valores de dosis puntuales a medidas en dos dimensiones
 - Los métodos convencionales de cálculos para verificación de las unidades monitor no eran aplicables para IMRT.
-

- La falta de herramientas para el control de calidad paciente específico, se desarrollaron métodos experimentales para el control de calidad paciente específico.

Así pues la verificación paciente específico debe ser considerada como una parte importante de la implementación clínica de IMRT, debe ser diferencia en etapas como:

Calculo de dosis y unidades monitoras.

Administración de tratamiento.

Transferencia de la información del sistema de planificación al de registro y verificación (R&V).

Cada etapa tiene sus propias fuentes de errores las cuales deben ser verificadas por el control de calidad paciente específico, de allí que se tienen una serie de cuestionamiento a contestar, entre ellas:

- ¿Deben hacerse mediciones a cada paciente?
- ¿Deben verificarse todos los campos por separados, o todo el plan combinado?
- ¿Debe verificarse la distribución de dosis en un plano, varios planos o todo el volumen?
- Es necesario y factible realizar la dosimetría in-vivo”, durante el tratamiento de IMRT?

Los niveles de complejidad de la garantía de calidad en IMRT, se representa en la siguiente figura:

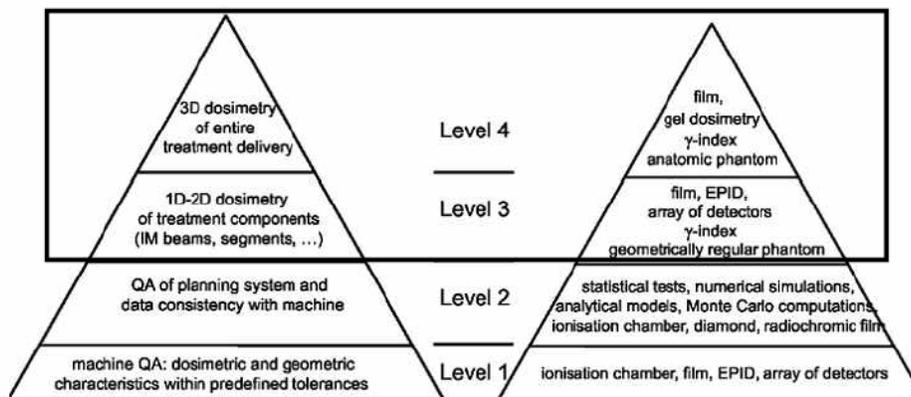


Figura 2.2: Niveles de complejidad (C.De Wagter, ESTRO Booked 9)

2.2.3. Categorías de los controles paciente específico.

Se consideran tres categorías para las pruebas de garantía de calidad paciente específico, las cuales son:

- Las categorías I y II implican la ubicación, medir o calcular la dosis directamente dentro de un maniquí.
- Categoría III puede o no emplear maniquí, pero el detector se ubica alejado del isocentro.

2.2.4. Categoría I: Mediciones de plan combinado.

En esta categoría se emplean los ángulos reales del plan de tratamiento, reflejando así las dosis combinadas de todos los haces de tratamiento, la rigurosidad de la medida va en dependencia del tipo del detector empleado:

- Cámara de ionización:
 - Deben tener respuestas bien conocidas.
 - Reporta la dosis solo en un punto.
 - La dosis es promedio del volumen sensible y debe ser ubicada en regiones de bajo gradientes
 - Películas.
 - Aunque se pueden obtener resultados cuantitativos, algunas películas presentan limitaciones en su uso.
 - Necesidad de tiempo de preparación y evaluación.
 - Esencialmente 2D.
 - Se requiere múltiples películas para mostrar el volumen irradiado.
 - Las películas radiocrómicas prometen mejor exactitud por su equivalencia al tejido
 - Arreglos de cámaras
 - Menor resolución espacial que las películas.
 - Mejor exactitud dosimetría (por ser cámaras de ionización), que las películas
 - Reduce la carga de trabajo al Físico Médico en la garantía de calidad paciente específico.
-

2.2.5. Categoría II: Mediciones campo a campo.

En este tipo de análisis, la comparación de los campos por separados se realizan con incidencia ortogonal al plano del detector, (comúnmente con ángulo del gantry 0^0), eventualmente se realiza con el ángulo original del gantry para cada campo, para analizar los efectos de la gravedad sobre las laminas. La validación se realiza con comparaciones independiente de cada haz.

Cálculos independiente de la unidades monitor.

Para la verificación de las unidades monitor se realiza como en Radioterapia Convencional, pero no manual, para ello se cuenta con sistemas de cálculos que necesitan ser comisionados como los sistemas de planificación (en si, son sistemas de planificación usados unicamente para la verificación de estas unidades monitor), pudiéndose re-calcular la dosis con la anatomía del paciente o con un maniquí de garantía de calidad. Los patrones de secuencias de las laminas y unidades monitor puedan importarse desde el sistema de planificación, o del sistema de verificación y registro. De esta manera se procede a comparar los mapas de fluencias o distribuciones de dosis obtenidos con el sistema de planificación.

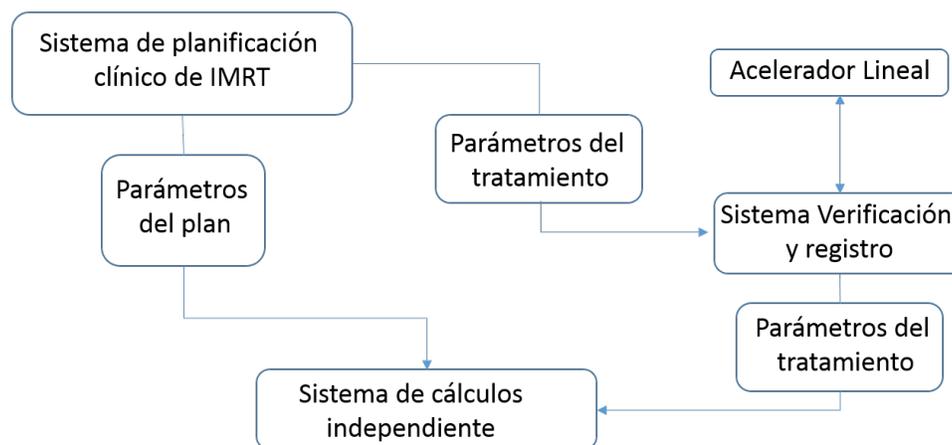


Figura 2.3: Estrategias para optimizar el uso del sistema de cálculo independiente de las unidades monitor, dosis IMRT.

Como regla general, el cambio a un sistema de garantía de calidad paciente específico basado en cálculo independiente de unidades monitor/dosis solo debe aplicarse cuando exista una larga experiencia acumulada en la verificación experimental de la IMRT.

La reducción de verificaciones experimentales de garantía de calidad paciente específico debe hacerse aumentando los controles de calidad máquina específica. Además, se debe aumentar la exactitud y complejidad de los sistemas de cálculos independiente de dosis y estos se logra con buenos algoritmos de cálculos y una intensiva puesta en marcha.

2.2.6. Categoría III: Mediciones fuera del maniquí.

Son los realizados con los detectores antes o detrás del isocentro utilizándose o no el maniquí.

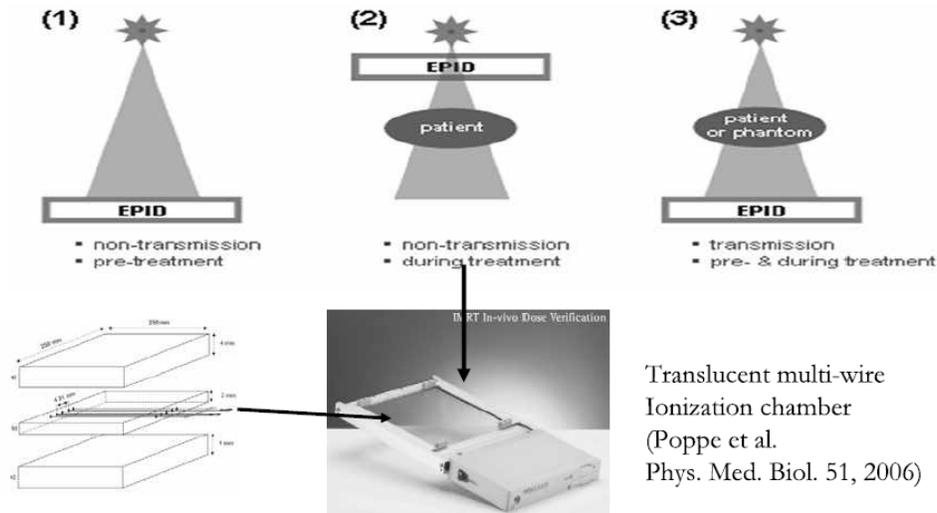


Figura 2.4: Esquemas de mediciones fuera del maniquí

2.3. Comparación dosimétrica puntual.

En este caso se elige un punto donde el gradiente de dosis sea lo mas homogéneo posible, se calcula la dosis en dicho punto y se mide en el mismo punto.

El TG 119 [11] recomienda el uso de la dosis prescrita en lugar de la dosis predicha local en el denominador, para evitar exagerar las diferencias en áreas de baja dosis, según el criterio propuesto por Jake Van Dyk [11].

El porcentaje de diferencia entre lo calculado y lo medido, se muestra en la siguiente ecuación:

$$\%_{dif} = \frac{D_{medido} - D_{calculado}}{D_{prescrita}} \times 100\% \quad (2.1)$$

con:

D_{medido} dosis medida.

$D_{calculado}$ dosis calculada con el Sistema de Planificación.

$D_{prescrita}$ Dosis Prescrita en el punto de referencia

2.4. Análisis de perfiles de dosis a partir de imágenes planares.

En primera instancia se comparaban las dosis punto a punto en el perfil, lo que resulta conveniente para regiones donde los gradientes de dosis no sean altos, en las regiones de alto gradiente, se tiene que para cambios pequeños en la posición se obtienen grandes cambios en la dosis. Para las regiones de alto gradiente, se emplea el concepto de distancia de acuerdo al DTA (según sus siglas en inglés, Distance To Agreement DTA) y se basa en la búsqueda de puntos de igual dosis en un radio cercano a un punto de dosis, como se muestra en la figura 2.5

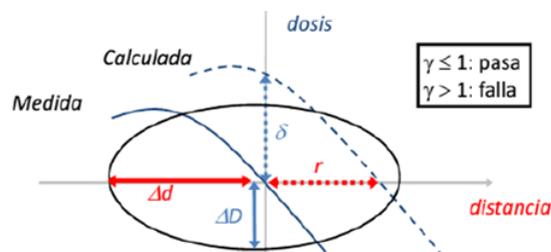


Figura 2.5: Representación gráfica del método distancia de acuerdo,

2.5. Índice Gamma.

El índice gamma engloba estos dos análisis cuantitativos, presentado por Low y col [12] y re-definido por Tom Depuydt y coll [13], , que lo coloca como un solo criterio tanto para la zona de alto y bajo gradiente, donde la condición de aceptación es de la forma de una elipsoide, cuyos ejes principales son los criterios de dosis y de DTA centrado en un punto de medida dado. La Figura 2.3 muestra el análisis para la evaluación de las distribuciones.

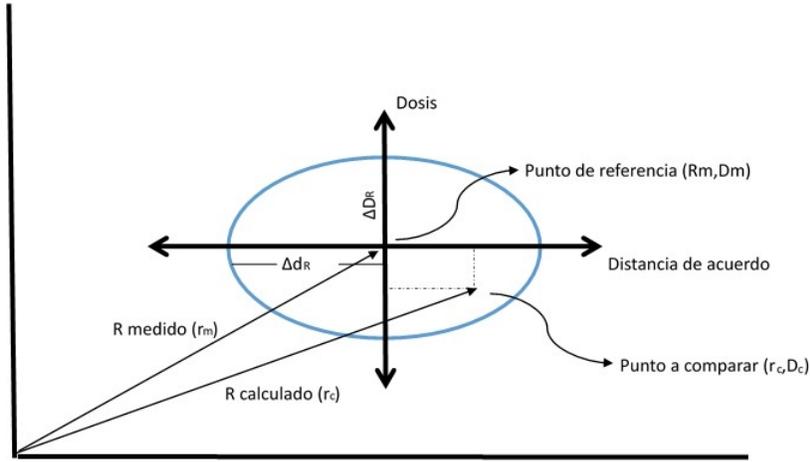


Figura 2.6: Índice gamma, elipsoide con ejes principales con diferencia de dosis y distancia de acuerdo

2.5.1. Criterios de aceptación

Los criterios de aceptación se denotan por ΔD_R para la diferencia de dosis y Δd_R para la distancia al acuerdo (comúnmente los criterios son $\Delta D_R = 3\%$ y $\Delta d_R = 3\text{ mm}$). Para un punto de referencia r_m , que recibe una dosis D_m , la superficie que representa el criterio de aceptación es un elipsoide definido por la expresión:

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_R^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_R^2}} \quad (2.2)$$

con:

$\Delta r = |r_m - r_c|$ distancia entre el punto de referencia y el punto de comparación.

$\Delta d_R =$ valor de referencia, típicamente 3mm.

$\Delta D = D_m(r_m) - D_c(r_m)$ diferencia de dosis en la posición r_m relativa a la dosis de referencia D_r en r .

$\Delta D_R =$ valor de referencia, típicamente 3%

La verificación pasa si cualquier parte de la superficie definida por $D_c(r_c)$ intercepta la superficie definida por la ecuación 2.2, o se encuentra dentro del elipsoide de aceptación.

Es decir:

$$\Gamma_r(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_R^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_R^2}} \leq 1 \quad (2.3)$$

La exactitud de la correspondencia es cuando $\Gamma_r(r_c, D_c)$ es mínimo. Éste valor mínimo es referido comúnmente como índice de calidad $\gamma_r(r_c)$ [11].

$$\begin{aligned}\gamma(r_c) &\leq 1, \text{ el criterio pasa} \\ \gamma(r_c) &> 1, \text{ el criterio no pasa}\end{aligned}$$

Para un grupo de mediciones grandes como es el caso de las comparaciones con imágenes portales y arreglos planares de cámaras, el criterio de aceptabilidad de un plan se basa en el porcentaje de puntos que logran pasar el criterio gamma, habitualmente debe ser mayor del 95 % de los puntos comparados.

2.6. Límite de confianza según Grupo de Trabajo 119 (Task Group. 119-TG 119) de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM).

Es una metodología creada para “certificar” las instituciones que realizan tratamientos con Intensidad Modulada en cualquiera de sus modalidades, este límite fue definido por Venselaar y col [14] y redefinido por Palta y col [15], fue determinado a partir de nueve instituciones que participaron en el Task Group 119. Para puntos de dosis:

$$CL = |mean| + 1,96\sigma \quad (2.4)$$

Con:

$mean$ = valor medio del error del grupo de medidas, según la ecuación 2.1

σ = la desviación estándar

1,96 σ , en la distribución normal, 95 % de los datos están dentro del intervalo Figura 2.6.

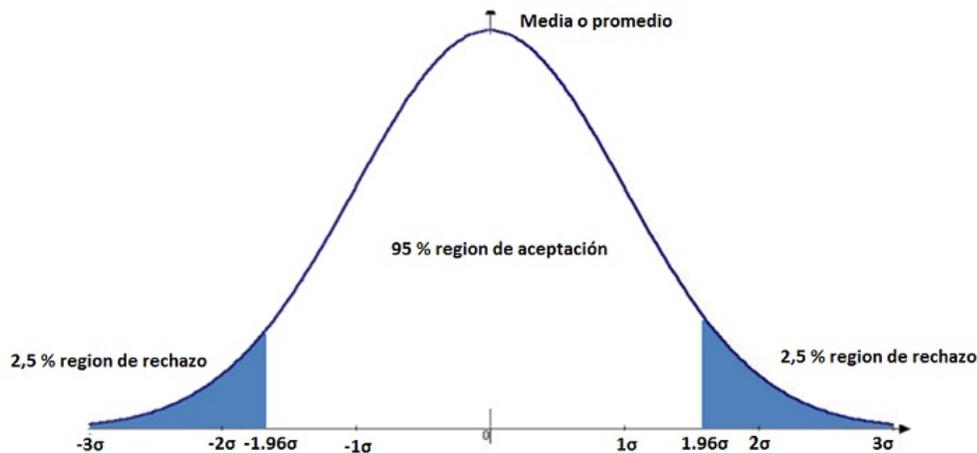


Figura 2.7: Propuesta de la AAPM para el límite de confianza

Para el análisis gamma:

$$CL = |100 - mean| + 1,96\sigma \quad (2.5)$$

Con:

$mean$ = valor medio de los puntos que pasan el criterio Γ , según la ecuación 2.3

σ = la desviación estándar

1,96 σ , en la distribución normal, 95 % de los datos están dentro del intervalo Figura 2.6.

2.7. Metodologías de medición de dosis puntuales y distribución de dosis.

2.7.1. Dosis puntuales

Principalmente son los basados por el conjunto electrometro y cámara de ionización, entre las características que deben tener se encuentra que:

- Electrometro: debe tener alto grado de confiabilidad metrológica entre ellas: exactitud, linealidad, estabilidad, sensibilidad, alta impedancia y baja fuga. El desempeño de la cámara es crucial cuando se trabaja con cámaras de ionización con volúmenes sensibles pequeños ya que los valores de cargas colectadas son pequeñas. Para este caso la fracción de carga integrada debida a la fuga resultante del cable y el electrometro es inversamente proporcional a la carga colectada por la cámara y proporcional al tiempo necesario de la medida.

$$E = (C + I_i * t) / C \quad (2.6)$$

Con:

E = error relativo a la medida.

I_i = corriente de fuga.

C = carga colectada por la cámara de ionización.

- Cámara de ionización: la cámara debe tener volumen de al menos 0,125 cc, y con material de electrodo central de bajo valor número atómico (para evitar la sobre respuesta de la cámara), todo esto con el fin de ser utilizada para medición de dosis en tratamientos de IMRT, debe además de tener: linealidad, respuesta a diferentes tamaños de campo, respuesta al cambio de la tasa de dosis, baja dependencia direccional para campos coplanares, buena sensibilidad, poca variación frente a diferencia al efecto de la polaridad, reproducibilidad.

2.7.2. Distribuciones de dosis

- Film radiográfico La utilización de los film radiográficos resulta atractivo porque en principio son de fácil acceso pero conllevan al control de muchos parámetros, tales como:
-

- Procesamiento de la misma (cuarto oscuro, temperatura de los líquidos y tiempo de tránsito del film en cada paso del proceso del revelado, del fijado y del secado)
 - posicionamiento
 - dependencia energética
 - caracterización dosimétrica
 - equipamiento para la evaluación de densidades (escáner, medición directa del nivel de gris, etc.,)
 - software de evaluación.
 - dependencia del espectro energético del haz incidente.
 - dependencia con el tamaño de campo.
 - dependencia de la profundidad de la medición
 - alta resolución espacial.
- Film radiocromico. Estos film a pesar de no contar con el procesamiento del revelado conlleva a:
- tiempo espera para el revelado de la imagen.
 - el revelado continua mucho despues del analisis dosimetrico
 - dependencia energética
 - caracterización dosimétrica
 - equipamiento para la evaluación de densidades (escáner, medición directa del nivel de gris, etc.,)
 - software de evaluación.
 - dependencia del sentido del scan de la imagen.
 - baja sencibilidad con las dosis utilizadas en radioterapia
- Arreglo bidimensional de detectores.
- Consisten en la colocación de detectores de radiación distanciados unos de los otros e independientes entre si a cierta distancia (como por ejemplo a 10mm de centro a centro) semejante a matrices, la mayoría de las veces están calibrados con respecto a
-

2.7 Metodologías de medición de dosis puntuales y distribución de dosis.31

la cámara central, las demás cámaras están referencidas a la central con factores para garantizar la uniformidad en la lectura de la dosis. Ejemplos de éstas se muestran en las siguientes Figura 2.4:

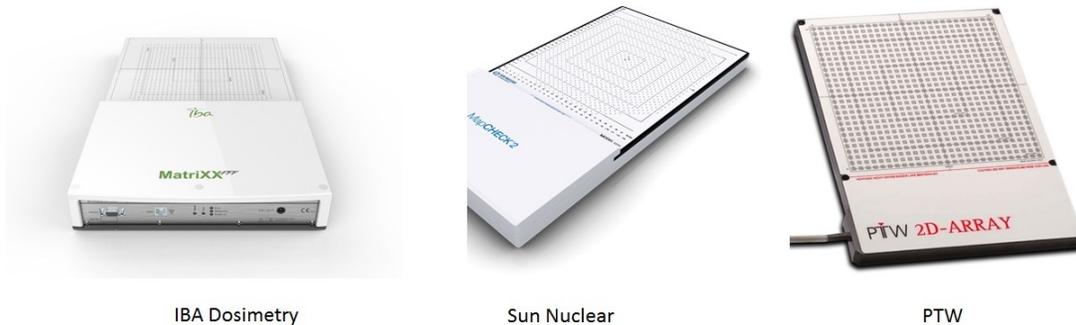


Figura 2.8: Arreglos planares de cámaras de diferentes casas comerciales

- Arreglo planar de cámaras MatriXX Evolution- IBA Dosiometry. este arreglo tiene las siguientes características:
 - 1020 cámaras ventiladas tipo planoparalelas, separados 7,62mm de centro a centro
 - dimensiones 4,5mm de diametro y 5mm de altura.
 - fabricado para técnicas de terapia rotacional,
 - área activa de 24cmx24cm.
 - lectura directa de la dosis

- arreglo planar octavio seven29 PTW, separadas 10mm de centro a centro.
 - 729 camaras ventiladas tipo planoparalelas.
 - dimensiones 5mmx5mmx5mm
 - fabricado para tecnicas de IMRT, medicios de planos de dosis con posicion del gantry a 0 grados
 - area activa de 27cmx27cm
 - lectura directa de dosis

- Arreglo planar de camaras MapCHECK 2 Sun Nuclear

- 1536 diodos separados 7mm
- dimensiones de 0,8mmx0,8mm volumen activo de 0,000019 cm^3
- fabricado para tratamientos de IMRT
- area activa de 32cmx32cm
- lectura directa de dosis
- con el tiempo, los diodos se saturan.

Las cámara y el electrómetro a utilizar contiene las características descritas anteriormente, estas se describirán en el siguiente capítulo. El arreglo planar a utilizar en esta investigación es el *matriXX*, como la separación de la cámara y su resolución espacial permite que las mediciones puedan ser las más cercanas a las distribuciones de dosis arrojadas por el sistema de planificación, por ello se podría realizar mediciones ya sea con gantry a cero grados como en los ángulos planificados en cada test presentado por el TG 119.

Capítulo 3

Marco Experimental

3.1. Materiales

La institución consta de un Acelerador Lineal Modelo PreciseTreatment de Elekta con potencial de aceleración de 6MV y 10MV, para los tratamientos con fotones y electrones con energía de 6,9 y 12 MeV. Dispone de un Multilaminas modelo MLCi con 40 pares de laminas de 1 cm de espesor en el isocentro cada una de ellas

Además, cuentan con el arreglo planar de cámaras de ionización MatriXX (IBA Dosimetry, Alemania) que contienen 1020 cámaras de ionización paralelas ventiladas con diámetros de 4,5 mm, altura de 5 mm y volumen de la cámara 80 mm^3 colocados como un arreglo planar de 32x32 cámaras (excepto, una cámara en cada esquina), separadas de centro a centro por 7,62 mm, con punto efectivo de medición de 3,1 mm desde la superficie de la cámara de ionización. Desde la superficie externa hasta la superficie de la cámara hay 3 mm de ABS Tecaran (densidad $1,06 \text{ gr/mm}^3$), con profundidad de agua equivalente de 3,1 mm, campo efectivo de medición del arreglo planar de $24,4 \times 24,4 \text{ cm}^2$. El sistema de comparación myQA version 2.4.9 modulo myQA^{patients}.

Cada cámara de ionización cuenta con una canal de medición. Cuando las cámaras son irradiadas el aire dentro de las cámaras es ionizado, las cargas generadas son separadas por un campo eléctrico entre la parte superior e inferior de las cámaras (son del tipo plano-paralelas), la corriente es proporcional a la tasa de dosis, ésta medida es digitalizada por conversores análogo-digital.

Maniquí de agua plástica multiCUBE de diseño modular, libre de metal con las siguientes dimensiones, $31,4 \times 34 \times 34 \text{ cm}^3$. la densidad esta en el orden del 0,5 % a partir de 150 keV a 100 MeV.

El maniquí modular de Agua Solida constituido por laminas transparentes de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de largo y ancho con espesores de 1 cm; 0,5 cm; 0,2 cm y 0,1 cm. Se cuenta ademas con una lamina Polyesterene (equivalente agua 2 %) de 2cm de espesor dividida en tres segmentos, dos solidos y uno con 9 posiciones de insertos para la cámara PTW Seiflex 31013, separados entre si a 1cm desde centro a centro de cada inserto.

La cámara utilizada es PTW Semiflex 31013 (0, 125cm³) con electrómetro UNIDOS E de PTW.

La segmentación y fusión de las estructuras se realizó mediante el sistema MonacoSIM (Versión 5.10.02)(Elekta, Estocolmo, Suecia).

La planificación se realizó mediante el sistema de planificación de tratamiento CMS XiO (versión 5.01) (Elekta, Estocolmo, Suecia) empleando el algoritmo Superposición, con grilla de cálculo de 3mm.

El sistema de registro y verificación con el que se cuenta es el MOSAIQ (versión 2.60.342) (Elekta, Estocolmo, Suecia).

3.2. Metodología

La metodología empleada es la utilizada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) en el Grupo de Trabajo 119 (TG 119), adaptándola a los materiales y procedimientos con los cuales se cuenta.

El arreglo experimental se ilustra en el Apéndice F

En este trabajo se utilizaran los dos maniqués para realizar las comprobaciones de dosis absolutas y las distribuciones de dosis, esto porque el maniquí multiCUBE no cuenta con insertos para la colocación de la cámara PTW Semiflex y admite la del arreglo planar MatriXX, solo en una posición además este se posicionará en el plano coronal, ya que asegura en menor cantidad la atenuación de la mesa de tratamiento y autopantallamiento de las demás cámaras.

En cuanto al Agua Sólida, por su composición modular es posible realizar las mediciones en diferentes planos y posiciones dentro de éste. En Resumen:

- Agua Sólida: se utilizará para las comprobaciones de la dosis puntuales tanto para las pruebas preliminares así como para las de puesta en marcha.
- multiCUBE: se comprobará las distribuciones de dosis tanto para las pruebas preliminares así como las de puesta en marcha. Todas las mediciones se realizarán en el plano coronal contentivo del isocentro, ya que el maniquí no permite posicionar el arreglo MatriXX en otro plano.

3.3. Pruebas Preliminares

Como paso previo se deben realizar imágenes tomográficas con el MULTICube en las geometrías que se utilizaran, las cuales se describirán en el apartado 3.5.1.

3.3.1. Campos Opuestos

- Se colocan dos campos paralelos opuestos en el centro de geométrico del maniquí (que coincide con el centro de la cámara semiflex y el isocentro), se prescribe una dosis de 200 cGy en el eje.
- Se realiza la misma geometría anterior pero con la salvedad que en vez de la cámara de ionización se coloque el arreglo planar de cámaras y se prescribe la dosis en la cámara central. como se muestra en la Figura 3.1

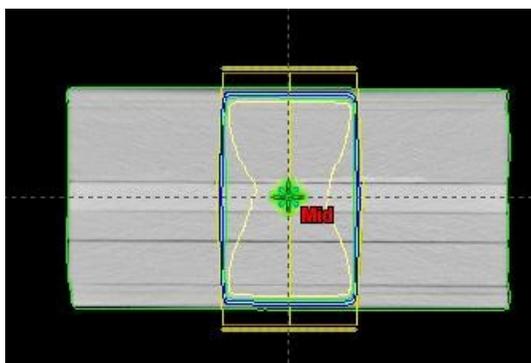


Figura 3.1: Campos Paralelos opuestos $10 \times 10 \text{ cm}^2$

3.3.2. Bandas

Se realiza una serie de campos paralelos opuestos (AP-PA) consecutivos en un maniquí, creando un grupo de cinco bandas que recibe dosis desde 40 - 200 cGy. Estos podrían realizarse con la utilización de las mandíbulas independientes con 15 cm de largo con anchos desde 3 a 15 cm, a cada banda se le coloca 30 U.M.

Es decir, los campos deben ser:

- Primer campo $15 (-7,5; 7,5) \times 15 \text{ cm}^2$.
- Segundo campo $12 (-4,5; 7,5) \times 15 \text{ cm}^2$, manteniendo el mismo centro (Campo asimétrico).
- Tercer campo $9 (-1,5; 7,5) \times 15 \text{ cm}^2$, manteniendo el mismo centro (Campo asimétrico).
- Cuarto campo $6 (1,5; 7,5) \times 15 \text{ cm}^2$, manteniendo el mismo centro (Campo asimétrico), mandíbula pasa el centro del campo.
- Quinto campo $3 (4,5; 7,5) \times 15 \text{ cm}^2$, manteniendo el mismo centro (Campo asimétrico), mandíbula pasa el centro del campo.

Se mide la dosis en el eje central así como la distribución de dosis en el plano central. Se reporta la fracción de puntos que pasa el criterio Gamma γ .

Un ejemplo se muestra en las siguientes figuras:

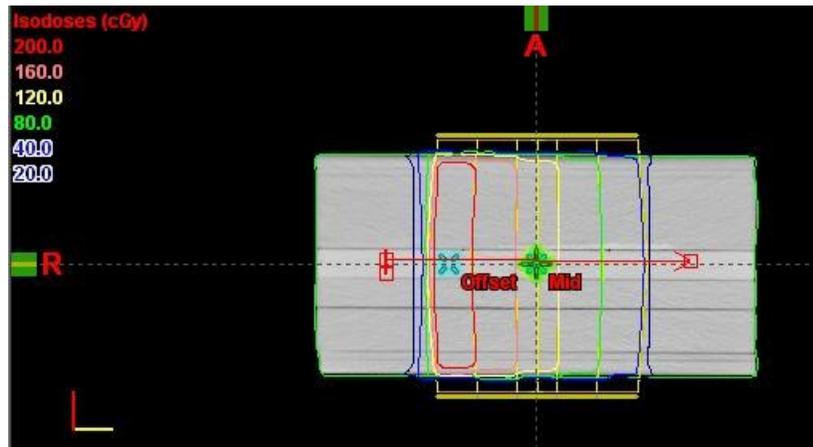


Figura 3.2: Esquemas de bandas con campos paralelos opuestos

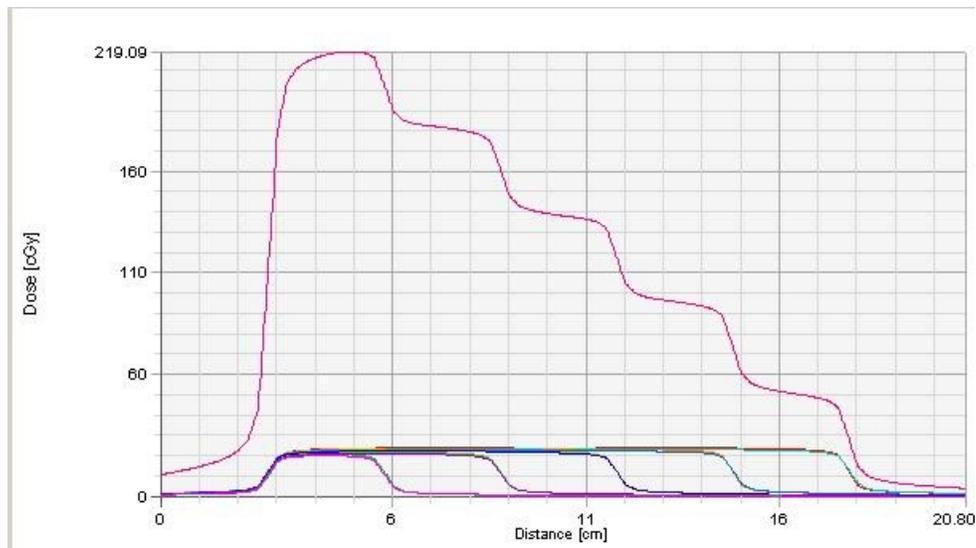


Figura 3.3: Perfil de dosis de los campos en Paralelos opuestos en bandas

3.4. Pruebas para la puesta en Marcha de la IMRT

3.4.1. Multiblanco

Consta de tres blancos de tratamiento cilíndricos continuos con el mismo eje de rotación, cada uno tiene un diámetro aproximado de 4 cm, y longitud de 4 cm, como se muestra en la Figura 3.4:

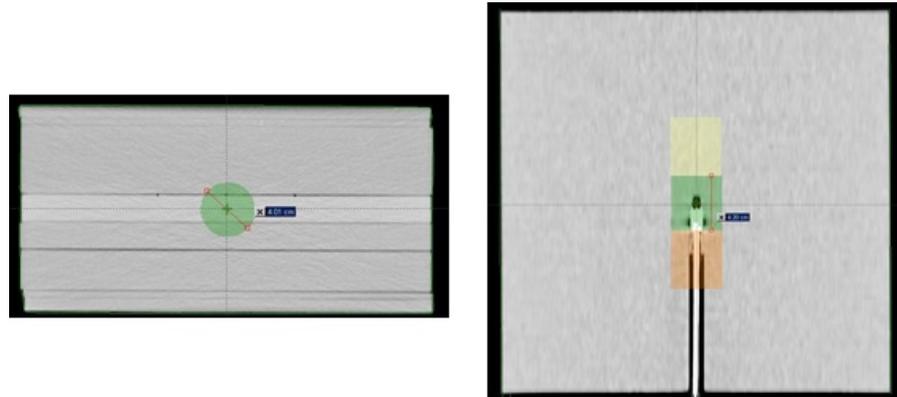


Figura 3.4: *Estructura Multiblanco*

A estas estructuras se le realiza la dosimetría siguiendo las restricciones de dosis que se presentaran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: *Prescripción de dosis a la estructura Multiblanco*

Estructura		
Blanco central	99 % del volumen recibir al menos 5.000 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 5300 cGy
Blanco superior	99 % del volumen recibir al menos 2500 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 3500 cGy
Blanco inferior	99 % del volumen recibir al menos 1250 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 2500 cGy

Arreglos de campos y medición de dosis

Consta de 7 campos espaciados con 50° desde la vertical (desde 0°), como se muestra en la Tabla 3.7. Se debe medir la dosis en el centro de cada blanco con la cámara de ionización y el electrómetro, Igualmente se realiza la medición con el arreglo planar de cámaras en el plano perpendicular con el eje del campo en el isocentro.

3.4.2. Próstata

La próstata es aproximadamente elipsoidal (CTV) con unas dimensiones Derecha-Izquierda de 4.0 cm, Anterior-Posterior de 2.6 cm, y Superior-Inferior de 6.5 cm, respectivamente. La próstata (PTV) se expandió 0,6 cm alrededor de la CTV.

El recto es un cilindro con un diámetro de 1,5 cm que se apoya en la cara posterior de la próstata. El PTV incluye alrededor de un tercio del volumen rectal.

La vejiga es más o menos elipsoidal con dimensiones Derecha-Izquierda de 5.0 cm, Anterior-Posterior de 4.0 cm, y Superior-Inferior de 5.0 cm, respectivamente, y se centra en la cara superior de la próstata.

Esta configuración se muestra en la siguiente figura:

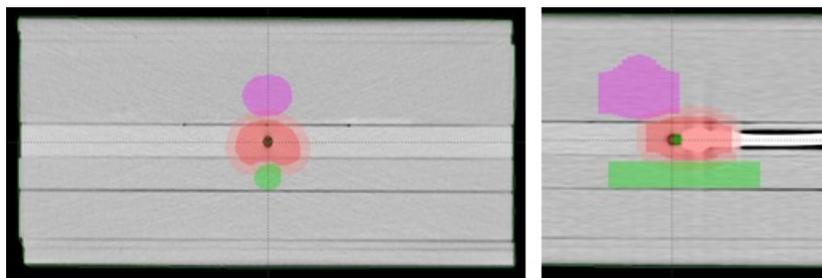


Figura 3.5: Estructura Próstata

A éstas estructuras se le realiza la dosimetría siguiendo las restricciones de dosis que se presentan en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Prescripción de dosis a la Próstata (PTV)

Estructura		
Próstata (PTV)	95 % del volumen recibe al menos 7560 cGy	5 % del volumen no debe recibir más de 8300 cGy
Recto	30 % del volumen recibe menos de 7000 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 7500 cGy
Vejiga	30 % del volumen menos de 7000 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 7500 cGy

Arreglos de campos y medición de dosis

Consta de 7 campos espaciados con 50° desde la vertical (desde 0°), como se muestra en la Tabla 3.7.

Se debe medir la dosis en el centro de la Próstata (Isocentro) y 2.5 cm por debajo del isocentro (centro del Recto) con la cámara de ionización y el electrómetro, Igualmente se realiza la medición con el arreglo planar de cámaras en el plano perpendicular con el eje del campo en el isocentro.

3.4.3. Cabeza y Cuello

El PTV de la Cabeza y Cuello incluye todo el volumen anterior de la base del cráneo hasta la parte superior del cuello, incluyendo los nodos posteriores del cuello (Parotidas), El PTV se retira de la piel en 0,6 cm. Hay una diferencia de alrededor de 1,5 cm entre la médula espinal y el PTV, como se muestra en la siguiente figura:

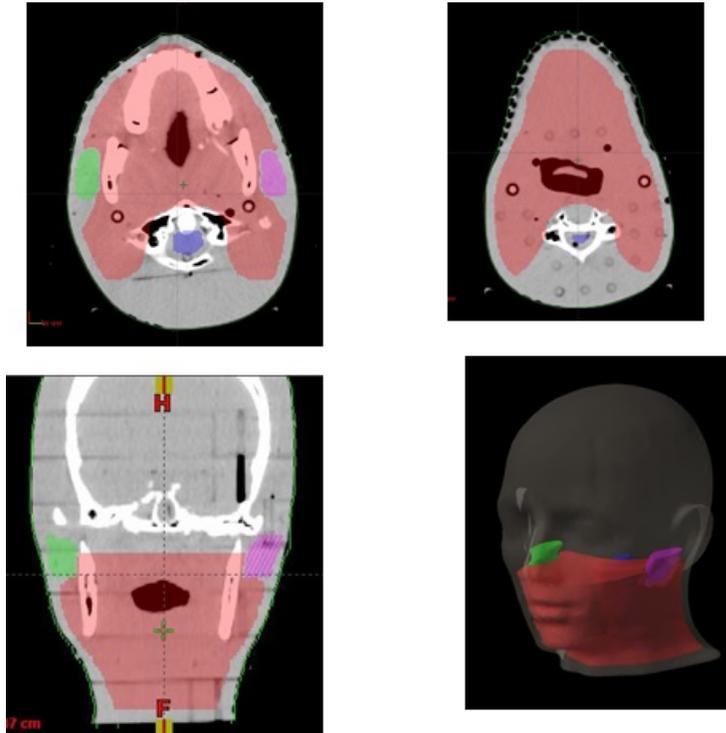


Figura 3.6: Blanco de tratamiento y órganos críticos, Cabeza y cuello

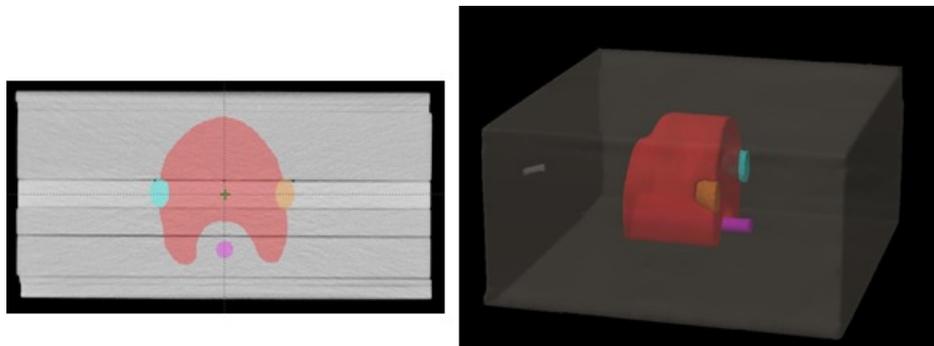


Figura 3.7: Blanco de tratamiento y órganos críticos, Cabeza y cuello, en maniquí

A estas estructuras se le realiza la dosimetría siguiendo las restricciones de dosis que se presentan en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3: *Prescripción de dosis, Cabeza y Cuello (PTV)*

Estructura		
Cabeza y Cuello (PTV)	90 % del volumen recibir 5000 cGy	99 % del volumen más de 4650 cGy
	No más del 20 % del volumen 5500 cGy	
Médula	ninguna parte más de 4000 cGy	
Parotidas	50 % del volumen menos de 2000 cGy	

Arreglos de campos y medición de dosis

Consta de 9 campos espaciados con 40° desde la vertical (desde 0°), como se muestra en la tabla 3.7.

Se debe medir la dosis en el centro PTV (Isocentro) y 4 cm por debajo del isocentro (centro de la Médula) con la cámara de ionización y el electrómetro, Igualmente se realizará la medición con el arreglo planar de cámaras en el plano perpendicular con el eje del campo en el isocentro.

3.4.4. Forma C

El objetivo es una forma de C que rodea un cilindro de 1 cm de radio (por ejemplo médula espinal). La separación entre el cilindro y el PTV (figura de forma C) es de 0,5 cm, por lo que el arco interior de la PTV es de 1,5 cm de radio. El arco exterior del PTV es de 3,7 cm de radio. El PTV es de 8 cm de largo y cilindro central de 10 cm de largo.

Se dan dos versiones del problema. En el más fácil, cilindro central (Médula) se ha de mantener a 50 % de la dosis objetivo. En el más difícil, el núcleo central se ha de mantener a 20 % de la dosis objetivo. Este último objetivo no es, probablemente, alcanzable, por ello no se tomara en cuenta en esta investigación-

Como se muestra en la siguiente imagen:

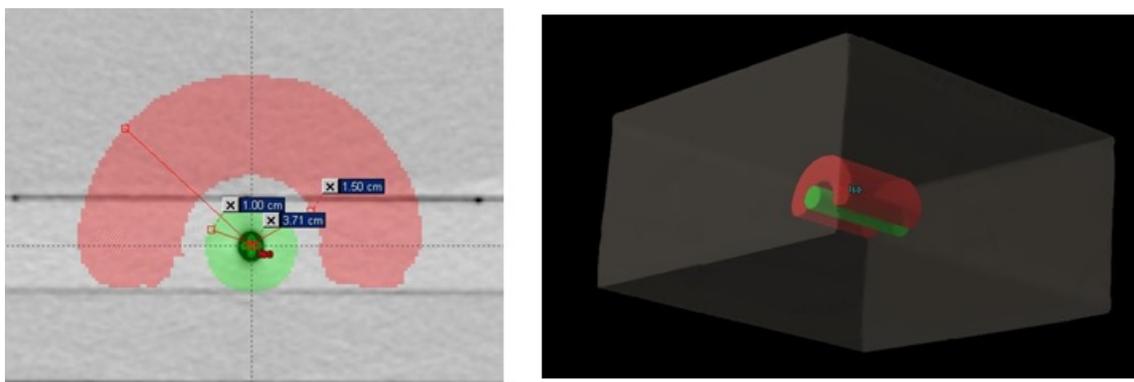


Figura 3.8: Blanco de tratamiento y órganos críticos, Forma C

Tabla 3.4: Prescripción de dosis a la Forma C fácil (PTV)

Estructura		
Forma C (PTV)	95 % del volumen recibir 5000 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 5500 cGy
Médula	5 % del volumen no más de 2500 cGy	

Arreglos de campos y medición de dosis

Consta de 9 campos espaciados con 40° desde la vertical (desde 0°), como se muestra en la Tabla 3.7.

Se debe medir la dosis en el centro de la Médula (Isocentro) y 2.5 cm por encima del isocentro (centro del PTV) con la cámara de ionización y el electrómetro, igualmente se

Tabla 3.5: *Prescripción de dosis a la Forma C difícil (PTV)*

Estructura		
Forma C (PTV)	95 % del volumen recibe hasta 5000 cGy	10 % del volumen no debe recibir más de 5500 cGy
Médula	5 % del volumen no más de 1000 cGy	

realiza la medición con el arreglo planar de cámaras en el plano perpendicular con el eje del campo en el isocentro.

Tabla 3.6: Restricciones y dosis en las estructuras del TG 119, incluyendo los resultados Obtenidos.

Estructuras	Restricciones (cGy)	Valores medios (cGy)	Desviación estándar (cGy)	Coefficiente de variación
Multiblanco				
PTV Central D ₉₉	> 5000	4995	162	0.033
PTV Central D ₁₀	< 5300	5455	173	0.032
PTV Superior D ₉₉	> 2500	2516	85	0.034
PTV Superior D ₁₀	< 3500	3412	304	0.089
PTV Inferior D ₉₉	> 1250	1407	185	0.132
PTV Inferior D ₁₀	< 2500	2418	272	0.112
Próstata				
Próstata PTV D ₉₅	> 7560	7566	21	0.003
Próstata PTV D ₅	< 8300	8143	156	0.019
Recto D ₃₀	< 7000	6536	297	0.045
Recto D ₁₀	< 7500	7303	150	0.020
Vejiga D ₃₀	< 7000	4393	878	0.200
Vejiga D ₁₀	< 7500	6269	815	0.130
Cabeza y Cuello				
PTV D ₉₀	= 5000	5028	58	0.013
PTV D ₉₉	> 4650	4704	52	0.011
PTV D ₂₀	< 5500	5299	93	0.018
Médula maximo	< 4000	3	250	0.067
Parotida D ₅₀	< 2000	1798	184	0.102
Forma C Fácil				
PTV D ₉₅	= 5000	5010	17	0.003
PTV D ₁₀	< 5500	5440	52	0.010
Medula ₁₀	< 2500	2200	314	0.141

3.5. Procedimiento General

3.5.1. Imágenes de la TG119

Las estructuras y las imágenes fueron descargadas del sitio web de la AAPM (www.aapm.org/pubs/tg119/), estos fueron importados al sistema de segmentación de imágenes MonacoSIM, de la casa comercial Elekta. creándose nuevos paciente con los siguientes nombres.

- Multiblanco (AAPM).
- Próstata (AAPM).
- Cabeza y cuello (AAPM).
- Forma C Fácil (AAPM).
- Forma C Difícil (AAPM).

Luego se escaneó en el Tomógrafo AcQSim (Philips), a los sistemas compuestos por el arreglo planar de imágenes MatriXX y el Maniqui multiCUBE (Iba Dosimetry), igualmente al maniquí Agua Sólida, con la siguiente geometría:

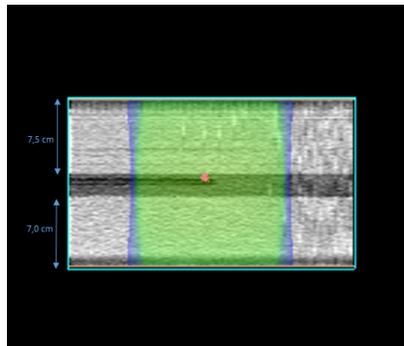


Figura 3.9: Láminas de agua sólida sobre y bajo el inserto de la cámara semiflex

Hecho esto se a asignar las estructuras del TG 119 a las imagenes tomograficas de los maniqués ya descritos al sistema MonacoSIM, de los set de datos aportados por la AAPM y el CT realizado con el MULTICube y Agua sólida, teniendo cuidado de centrar las imágenes y renombrándolas de la siguiente manera:

- Multiblanco (multiCUBE), el centro del blanco central del Multiblanco en el punto efectivo de medición de la cámara central del MatriXX.

- Próstata (multiCUBE), el centro geométrico del CTV en el punto efectivo de medición de la cámara central del MatriXX.
- Cabeza y cuello (multiCUBE), el centro geométrico del CTV en el punto efectivo de medición de la cámara central del MatriXX.
- Forma C Fácil (multiCUBE), el centro geométrico del PTV en el punto efectivo de medición de la cámara central del MatriXX.
- Multiblancos (Agua Sólida), el centro del blanco central del Multiblancos en el centroide del volumen sensible de la cámara de ionización.
- Próstata (Agua Sólida), el centro geométrico del CTV en el centroide del volumen sensible de la cámara de ionización.
- Cabeza y cuello (Agua Sólida), el centro geométrico del CTV en el centroide del volumen sensible de la cámara de ionización.
- Forma C Fácil (Agua Sólida), el centro geométrico del PTV en el centroide del volumen sensible de la cámara de ionización.

Luego de realizarse la asignación de las estructuras e identificación de los maniqués de tratamiento según lo especificado en el tabulador anterior, se procedió a exportar estos pacientes al Sistema de Planificación XiO V5.01 (Elekta), para que fuesen planificados con las prescripciones y restricciones presentadas en las Tablas 3.1 hasta la 3.5, respectivamente.

3.5.2. Planificación

La planificación del tratamiento en el maniquí MULTICube y Agua Sólida, se realizó con el TPS XiO (v 5.01), el potencial de aceleración que se utilizó fue de 6MV, y las angulaciones del gantry y del colimador para el tratamiento fueron los indicados por el TG 119, los cuales se presentan en la Tabla 3.7:

Tabla 3.7: *Angulaciones del Gantry según cada test.*

Estructuras	Numero de Haces	Ángulos del Gantry($^{\circ}$)	Ángulo del Colimador
Multiblancos	7	210; 260; 310; 0; 50; 100; 150	90°
Próstata	7	210; 260; 310; 0; 50; 100; 150	0°
y Cuello	9	200; 240; 280; 320; 0; 40; 80; 120; 160	0°
C fácil	9	200; 240; 280; 320; 0; 40; 80; 120; 160	0°

El algoritmo de cálculo empleado fue el de superposición y el algoritmo de optimización fue función de costos de dosis

Las restricciones colocadas en el TPS por estructuras se presentan a continuación:

- Multiblanco

IMRT Prescription								
Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Center	Target	1	Maximum	5500	0	100	2.0	On
			Minimum	5300	100	100	2.0	On
Inferior	Target	1	Maximum	2300	0	100	3.0	On
			Minimum	1300	100	100	3.3	On
Superior	Target	1	Maximum	3500	0	100	3.2	On
			Minimum	2500	100	100	3.1	On
CIL	OAR	4						
Patient	OAR	5						

Figura 3.10: Restricciones para el TPS (agua sólida)

IMRT Prescription								
Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Center	Target ▼	1	Minimum	5075	100	100	2.0	On
			Maximum	5250	0	100	2.0	On
Inferior	Target	1	Minimum	1250	100	100	2.0	On
			Maximum	2500	0	13	2.0	On
Superior	Target	1	Minimum	2450	100	100	2.0	On
			Maximum	3300	0	40	2.0	On
Foam Core	OAR	2						
Carbon Fiber	OAR	2						
skin	OAR	2						
CIL	OAR	7						

Figura 3.11: Restricciones del TPS (multiCUBE)

- Próstata

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
PTV_1	OAR	1						
Prostate_1	Target	1	Maximum	8300	0	100	2.0	On
			Minimum	7300	100	100	2.0	On
Rectum_1	OAR	3	Dose Volume	7100	5	95	2.0	On
			Dose Volume	6500	30	90	2.0	On
Urinary bladder_1	OAR	4	Dose Volume	7350	10	80	2.0	On
			Dose Volume	7000	30	80	2.0	On
Patient	OAR	5						

Figura 3.12: Restricciones para la Próstata en el TPS (Agua Sólida)

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Prostate	Target	1	Maximum	8300	0	100	2.0	On
			Minimum	7350	100	100	2.0	On
Rectum	OAR	3	Dose Volume	7100	5	95	2.0	On
			Dose Volume	6500	30	90	2.0	On
Urinary bladder	OAR	4	Dose Volume	7350	10	80	2.0	On
			Dose Volume	7000	30	80	2.0	On

Figura 3.13: Restricciones para la Próstata en el TPS (MultiCUBE)

- Cabeza y Cuello

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Cord	OAR	1	Maximum	3600	0	100	2.6	On
Lt Parotid	OAR	1	Dose Volume	1550	50	100	2.6	On
PTV	Target	1	Maximum	5400	0	100	3.0	On
			Minimum	5200	100	100	2.6	On
Rt Parotid	OAR	1	Dose Volume	1500	50	100	2.5	On
Patient	OAR	1						

Figura 3.14: Restricciones para Cabeza y Cuello en el TPS (Agua Sólida)

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
PTV	Target	1	Maximum	5400	0	100	2.0	On
			Goal	5350	100		1.0	On
			Minimum	5230	100	100	2.0	On
Cord	OAR	2	Maximum	3600	0	100	5.0	On
Lt Parotid	OAR	3	Dose Volume	2000	40	100	2.0	On
Rt Parotid	OAR	4	Dose Volume	2000	40	100	2.0	On
skin	OAR	5						

Figura 3.15: Restricciones para Cabeza y Cuello en el TPS (MultiCUBE)

- Forma C

The screenshot shows the 'IMRT Prescription' window with a table of constraints. The table has columns: Structure, Type, Rank, Objective, Dose (cGy), Volume (%), Weight, Power, and Status. The rows are: Core (OAR, Rank 1, Dose Volume, 1950, 5, 100, 2.2, On), OuterTarget (Target, Rank 2, Maximum, 5100, 0, 100, 3.0, On), (blank, Rank, Minimum, 4925, 100, 100, 2.6, On), and Patient (OAR, Rank 3).

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Core	OAR	1	Dose Volume	1950	5	100	2.2	On
OuterTarget	Target	2	Maximum	5100	0	100	3.0	On
			Minimum	4925	100	100	2.6	On
Patient	OAR	3						

Figura 3.16: Restricciones para Forma C en el TPS (Agua Sólida)

The screenshot shows the 'IMRT Prescription' window with a table of constraints. The table has columns: Structure, Type, Rank, Objective, Dose (cGy), Volume (%), Weight, Power, and Status. The rows are: Core (OAR, Rank 1, Dose Volume, 1950, 6, 100, 2.0, On), OuterTarget (Target, Rank 2, Maximum, 4800, 0, 100, 2.0, On), (blank, Rank, Minimum, 4675, 100, 100, 2.0, On), and skin (OAR, Rank 3).

Structure	Type	Rank	Objective	Dose (cGy)	Volume (%)	Weight	Power	Status
Core	OAR	1	Dose Volume	1950	6	100	2.0	On
OuterTarget	Target	2	Maximum	4800	0	100	2.0	On
			Minimum	4675	100	100	2.0	On
skin	OAR	3						

Figura 3.17: Restricciones para Forma C en el TPS (MultiCUBE)

3.5.3. Dosis puntuales

El maniqui utilizado para la medición de dosis puntual fué el de agua solida, tanto para las pruebas preliminares como las de IMRT, la cámara a utilizar es la semiflex 31013 de (0, 125cm³) (PTW, con el Electrómetro UNIDOS de la misma casa comercial), los puntos de medición se especifican en el Tabla 3.8.

3.5.4. Mapas de dosis

Para los casos de la comprobación de a distribucion de dosis, se utilizó el arreglo planar de cámaras insertado en el maniqui MULTICube, en el plano contentivo del isocentro en la vista coronal, ya la disposicion del arreglo MatriXX en el maniqui por fabrica tiene ese posicionamiento.

Tabla 3.8: *Mediciones puntuales para cada estructura.*

Estructuras	Punto de Medición 1	Punto de Medición 2	Punto de Medición 3
Multiblanco	Blanco Central (Centro)	Blanco superior (Centro)	Blanco Inferior (Centro)
Próstata	Próstata (PTV)	2.5 cm debajo (Recto)	
Cabeza y Cuello	Isocentro (PTV)	4.0 cm debajo (Médula)	
C fácil	Isocentro (Médula)	2.5 cm encima (centro PTV)	

Los criterios de aceptabilidad recomendado por el TG 119 para las distribuciones de dosis es:

- Dosis: 3 %
- DTA: 3mm
- Aceptabilidad 97 %
- 10 % Threshold
- normalizacion al punto maximo medido (criterio Van Dyk)

Con este criterio se puede asegurar que las diferencias de dosis entre los valores medidos y calculados por el maniquí estén en el 95 % de la tasa de aprobación .

Capítulo 4

Resultados

4.1. Resultados de la planificación

Los parámetros para la optimización utilizados (para todas las pruebas) fueron:

Parámetros de la optimización:

- Modulador: MLC.
- Incremento de los pasos: 1cm.

Optimización inicial

- Criterio de convergencia: 0,01.
- Número de iteraciones: 100.
- Extensión de la dispersión: 1cm.
- Margen de optimización: 1cm.
- Parámetros de suavizado: Ninguna.

Optimización del peso del haz

- Criterio de convergencia: 0,01.
 - Número de iteraciones: 100.
-

4.1.1. Multiblanco

Los resultados de la planificación de las estructuras Mutiblanco se presentan en la Tabla 4.1:

Tabla 4.1: *Resultados Planificación Multiblanco*

Estructuras	Restricciones (cGy)	Valores Obtenidos Agua Sólida(cGy)	Valores Obtenidos multiCUBE (cGy)
Multiblanco			
PTV Central D ₉₉	> 5000	4060	4750
PTV Central D ₁₀	< 5300	5890	5350
PTV Superior D ₉₉	> 2500	2510	2500
PTV Superior D ₁₀	< 3500	3310	3390
PTV Inferior D ₉₉	> 1250	1250	1530
PTV Inferior D ₁₀	< 2500	2015	2650

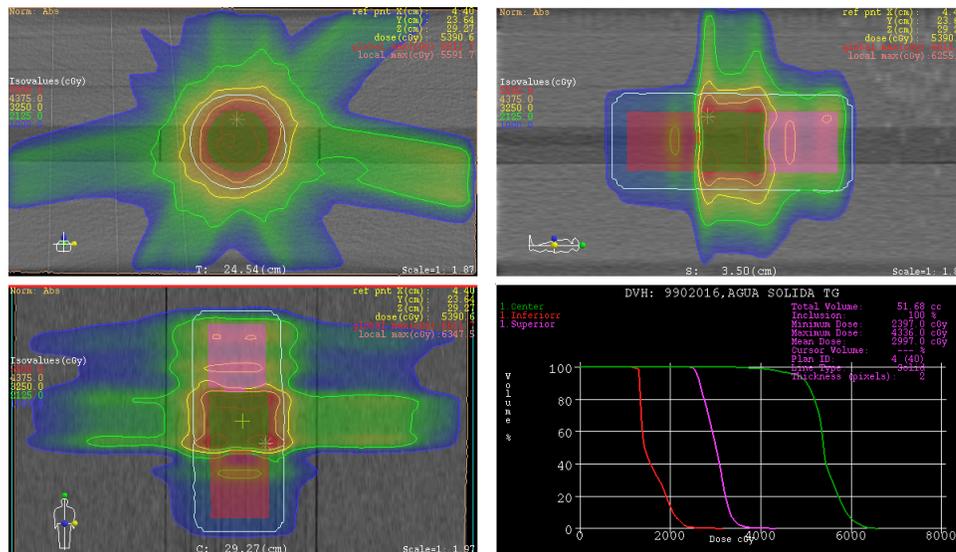


Figura 4.1: *Plan Multiblanco: Agua Sólida*

4.1.2. Próstata

Los resultados de la planificación de la Próstata se presentan en la Tabla 4.2

Tabla 4.2: Resultados Planificación Próstata

Estructuras	Restricciones (cGy)	Valores Obtenidos Agua Sólida(cGy)	Valores Obtenidos multiCUBE (cGy)
Próstata			
Próstata D ₉₅	= 7560	7550	7580
Próstata D ₅	< 8300	8210	8020
Recto D ₃₀	> 7000	6520	6180
Recto D ₁₀	< 7500	6930	6960
Vejiga D ₃₀	> 7000	5510	4210
Vejiga D ₁₀	< 7500	7170	5470

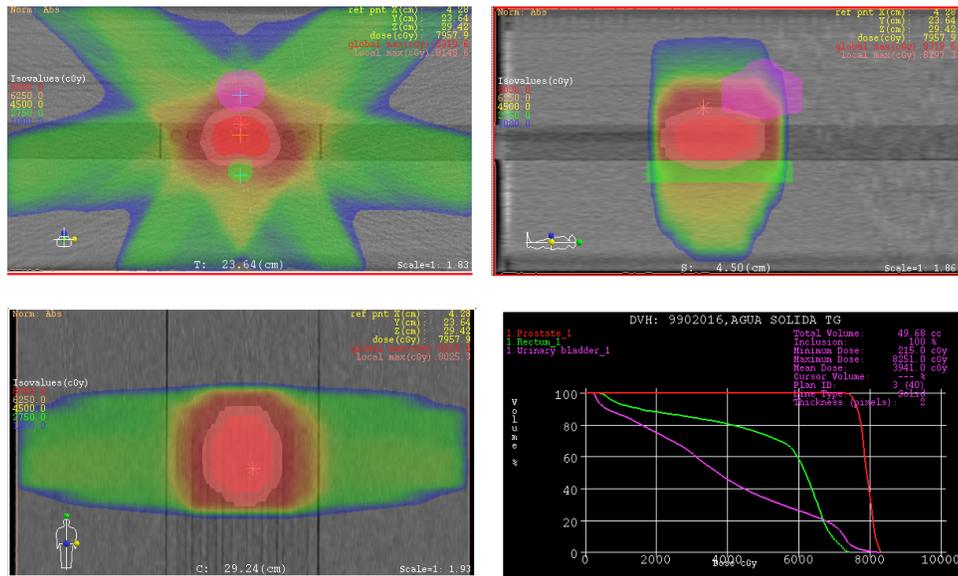


Figura 4.2: Plan Próstata: Agua Sólida

4.1.3. Cabeza y Cuello

Los resultados de la planificación de Cabeza y Cuello se presentan en la Tabla 4.3

Tabla 4.3: *Resultados Planificación Cabeza y Cuello*

Estructuras	Restricciones (cGy)	Valores Obtenidos Agua Sólida(cGy)	Valores Obtenidos multiCUBE (cGy)
Cabeza y Cuello			
PTV D ₉₀	= 5000	5110	5090
PTV D ₉₉	> 4650	4750	4610
PTV D ₂₀	< 5500	5470	5450
Médula max.	4000	3967	3848
Parótida Der. D ₅₀	> 2000	1920	1870
Parótida Izq. D ₅₀	< 2000	1970	1860

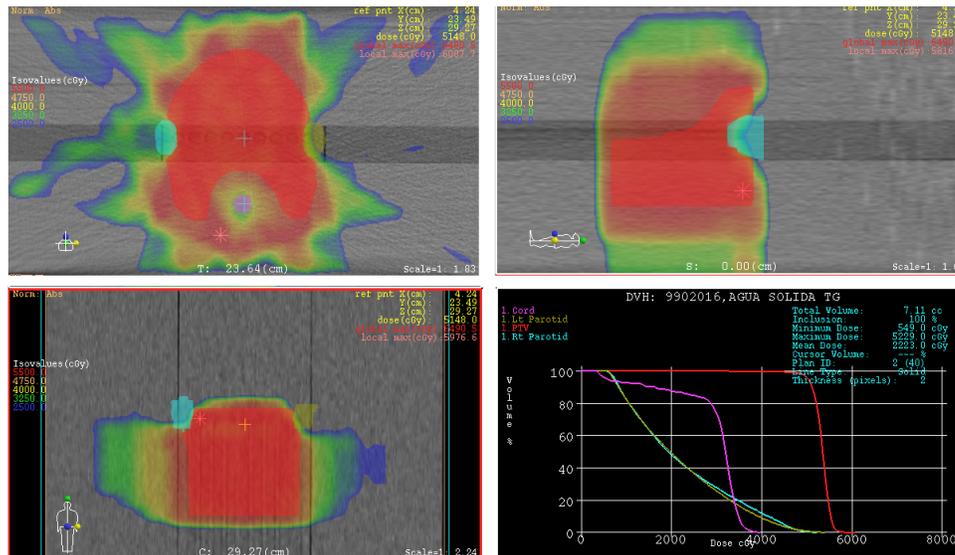


Figura 4.3: *Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida*

4.1.4. Forma C

Los resultados de la planificación de la Forma C se presentan en la Tabla 4.4

Tabla 4.4: *Resultados Planificación Forma C*

Estructuras	Restricciones (cGy)	Valores Obtenidos Agua Sólida(cGy)	Valores Obtenidos multiCUBE (cGy)
Forma C			
PTV D ₉₅	= 5000	5060	5010
PTV D ₁₀	< 5500	5500	5460
Médula D ₁₀	< 2500	2320	2410

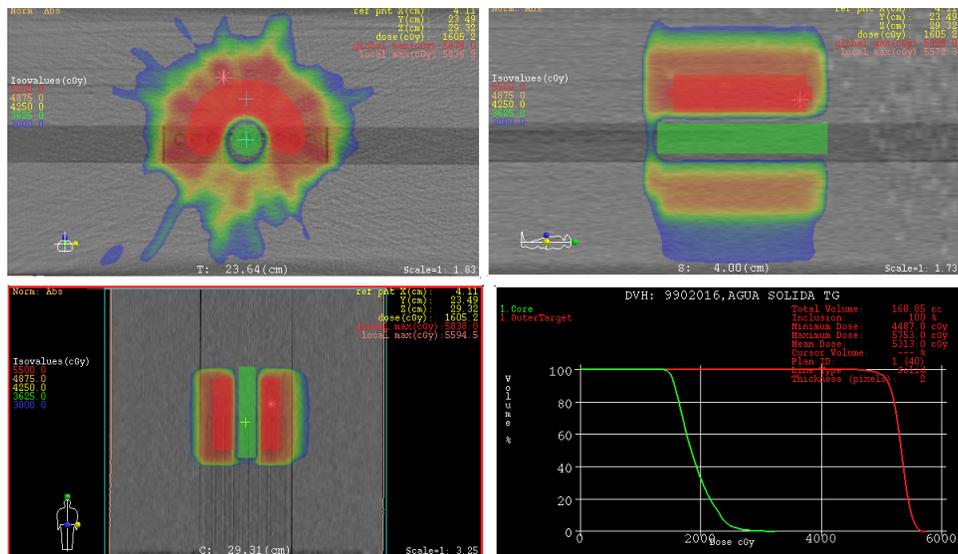


Figura 4.4: *Plan Forma C: Agua Sólida*

4.2. Pruebas Preliminares

El análisis preliminar está diseñado para evaluar la exactitud de los sistemas de planificación y dosimetría antes de introducir las incertidumbres de la IMRT:

4.2.1. Campos Opuestos

El factor de corrección de las medidas para dosis se muestra en la Tabla 4.5

Tabla 4.5: *Factor de corrección lectura-Dosis*

	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Lpro(nC)	T(C)	P(hPa)	Ktp	Lpro*Kpt(nC)
Anterior =	3,300	3,200	3,200	3,233	19,200	961,000	1,051	3,40
Posterior =	3,200	3,200	3,300	3,233	19,200	961,000	1,051	3,40
							suma =	6,80
AP-PA =	6,500	6,400	6,500	6,467	19,200	961,000	1,051	6,80
							Factor =	30,9278351

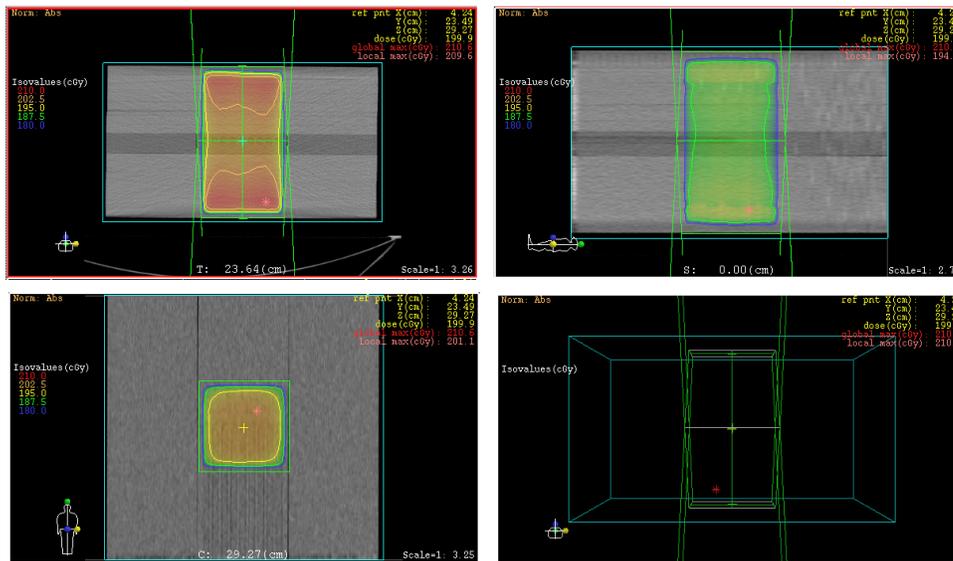


Figura 4.5: *Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida*

4.2.2. Bandas

Tabla 4.6: Resultados Bandas

Prueba	Posición	Dosis Fracción (cGy)	Dosis medida (cGy)	Dosis planeada (cGy)	$((\text{medida} - \text{plan}) / \text{prescrita}) * 100$
Bandas	Isocentro	135	136,59	134,5	1,54
	1ra banda der.	180	179,72	181	-0,71
	2da banda der.	225	225,47	223,9	0,70
	1ra banda izq.	45	45,75	44,70	2,33
	2da banda izq.	90	90,99	90,2	0,88

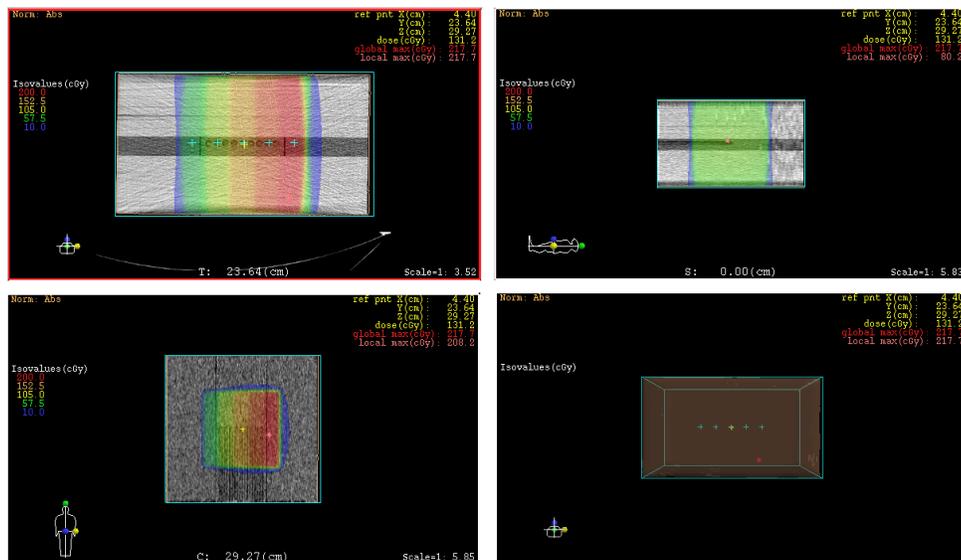


Figura 4.6: Plan Cabeza y Cuello: Agua Sólida

4.3. Resultados de las dosis puntuales

4.3.1. Multiblanco

Las dosis obtenidas con el plan multiblanco se presentan en la Tabla 4.7

Tabla 4.7: *Resultados: Multiblanco*

Prueba	Posición	Dosis Plan (cGy)	Dosis medida (cGy)	((medida - plan) /prescrita)*100
Multiblanco	Central	215,34	218,30	1,48
	Superior	108,93	102,96	-2,99
	Inferior	64,29	63,45	-0,42

4.3.2. Próstata

Las dosis obtenidas con el plan próstata se presentan en la Tabla 4.8

Tabla 4.8: *Resultados: Próstata*

Prueba	Posición	Dosis Plan (cGy)	Dosis medida (cGy)	((medida - plan) /prescrita)*100
Próstata	Isocentro	189,47	186,38	-1,72
	2,5cm Posterior	146,33	150,41	2,27

4.3.3. Cabeza y Cuello

Las dosis obtenidas con el plan cabeza y cuello se presentan en la Tabla 4.9

Tabla 4.9: *Resultados: Cabeza y Cuello*

Prueba	Posición	Dosis Plan (cGy)	Dosis medida (cGy)	((medida - plan) /prescrita)*100
CyC	Isocentro	213,86	212,39	2,33
	4 cm Posterior	131,16	134,06	0,88

4.3.4. Forma C

Las dosis obtenidas con el plan forma C se presentan en la Tabla 4.10

4.3.5. Resultados Generales

Los resultados obtenidos en cada uno de los planes se resumen en la Tabla 4.11

Tabla 4.10: *Resultados: Forma C*

Prueba	Posición	Dosis Plan (cGy)	Dosis medida (cGy)	((medida - plan) /prescrita)*100
Forma C	Isocentro	64,08	62,13	0,98
	2,5 cm Superior	215,34	218,93	1,79

Tabla 4.11: *Resumen de las mediciones puntuales*

Prueba	Posición	Dosis Plan (cGy)	Dosis medida (cGy)	((medida - plan) /prescrita)*100
Multiblanco	Central	215,34	218,30	1,48
	Superior	108,93	102,96	-2,99
	Inferior	64,29	63,45	-0,42
Próstata	Isocentro	189,47	186,38	-1,72
	2,5cm Posterior	146,33	150,41	2,27
CyC	Isocentro	213,86	212,39	-0,73
	4 cm Posterior	131,16	134,06	1,45
Forma C	Isocentro	64,08	62,13	-0,98
	2,4 cm Superior	215,34	218,93	1,79

4.4. Resultados del análisis gamma en la MatriXX

Resultados obtenidos utilizando el criterio Gamma (Γ), los cuales fueron:

- Dosis: 3
- DTA: 3mm
- Criterio de aceptabilidad 97%

4.4.1. Multiblanco

Resultados para el plan Multiblanco (Apéndice A)

- Los resultados de la verificación campo a campo se resumen en la Tabla 4.12

Tabla 4.12: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Multiblanco por cada campo*

Prueba	Campos						
	210	260	310	0	50	100	150
Multiblanco	92,7	98,9	98,2	98,8	99,2	98,8	98,7

- Los resultados de verificación plan se resumen en la Tabla 4.13

Tabla 4.13: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Multiblanco*

Prueba	Plano	% Γ
Multiblanco	Isocentro	99,4

4.4.2. Próstata

Resultados para el plan Próstata (Apéndice B)

- Los resultados de verificación campo a campo se resumen en la Tabla 4.14

Tabla 4.14: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Próstata por cada campo*

Prueba	Campos						
	210	260	310	0	50	100	150
Próstata	99,6	99,1	—	99,6	—	99,6	99,4

- Los resultados de verificación plan se resumen en la Tabla 4.15

Tabla 4.15: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Próstata*

Prueba	Plano	% Γ
Próstata	Isocentro	98,8

4.4.3. Cabeza y Cuello

Resultados para el plan Cabeza y Cuello (Apéndice C)

- Los resultados de verificación campo a campo se resumen en la Tabla 4.16

Tabla 4.16: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Cabeza y cuello por cada campo*

Prueba	Campos								
	200	240	280	320	0	40	80	120	160
C y C	97,0	97,3	97,2	97,1	97,2	97,0	97,9	97,3	97,4

- Los resultados de verificación plan se resumen en la Tabla 4.17

Tabla 4.17: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Cabeza y Cuello*

Prueba	Plano	% Γ
C y C	Isocentro	91,9

4.4.4. Forma C

Resultados para el plan Forma C (Apéndice D)

- Los resultados de verificación campo a campo se resumen en la Tabla 4.18

Tabla 4.18: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Forma C por cada campo*

Prueba	Campos								
	200	240	280	320	0	40	80	120	160
Forma C	97,8	98,7	96,6	97,1	97,7	97,4	98,6	97,6	98,0

- Los resultados de verificación plan se resumen en la Tabla 4.19

Tabla 4.19: *Resultados, % de valores que pasan el Γ , Forma C*

Prueba	Plano	% Γ
Forma C	Isocentro	98,6

4.4.5. Resultados Generales

Resumen de los datos obtenidos en la evaluación Γ se presentan en las Tablas 4.20 y 4.21

Por campos (Apéndices A,B,C y D)

Tabla 4.20: *Resultados, % de valores que pasan el Γ*

Field	Multiblancos	Próstata	Cabeza y Cuello	Forma C	9 Campos	7 Campos
1	97,2	99,6	97,0	97,8	200	210
2	98,9	99,1	97,3	98,7	240	260
3	98,2	—	97,2	96,6	280	310
4	98,8	99,6	97,1	97,1	320	0
5	99,2	—	97,2	97,7	0	50
6	98,8	99,6	97,0	97,4	40	100
7	98,7	99,4	97,9	98,6	80	150
8	—	—	97,3	97,6	120	
9	—	—	97,4	98,0	160	

Por plan (Apéndice E)

Tabla 4.21: *Resultados, % de valores que pasan el Γ*

Pruebas	Plano	Factor Γ
Multiblancos	Isocentro	99,4
Próstata	Isocentro	98,8
Cabeza y Cuello	Isocentro	91,9
Forma C	Isocentro	98,6

Capítulo 5

Discusión de los resultados

5.1. Planificación

Los resultados de la planificación con respecto a los obtenidos por el grupo de trabajo 119 (Tabla 3.6) de la Asociación Americana de Físicos Médicos, se muestran en la Tabla 5.1. Los valores subrayados con verde, pasaron los valores o se encuentran dentro de la desviación estándar de estos, mas los sombreados de rojo fueron los que no pasaron o están fuera de la desviación estándar.

Estos resultados muestran la capacidad del sistema de planificación de cumplir las RESTRICCIONES y las dosis prescritas, la planificación inversa es capaz de lograr los requisitos los parámetros para la optimización utilizados (para todas las pruebas) fueron:

Parámetros de la optimización:

- Modulador: MLC.
- Incremento de los pasos: 1cm.

Optimización inicial

- Criterio de convergencia: 0,01.
- Número de iteraciones: 100.
- Extensión de la dispersión: 1cm.
- Margen de optimización: 1cm.
- Parámetros de suavizado: Ninguna.

Optimización del peso del haz

- Criterio de convergencia: 0,01.
 - Número de iteraciones: 100.
-

Tabla 5.1: Restricciones y dosis en las estructuras del TG 119, incluyendo los resultados Obtenidos.

	Restricciones (cGy)	Valores estandar (cGy)	Desviación (cGy)	H.C.M multiCUBE (cGy)	H.C.M Agua Sólida Estructuras
Multiblanco					
PTV Central D ₉₉	> 5000	4995	162	4750	4060
PTV Central D ₁₀	< 5300	5455	173	5350	5890
PTV Superior D ₉₉	> 2500	2516	85	2500	2510
PTV Superior D ₁₀	< 3500	3412	304	3390	3310
PTV Inferior D ₉₉	> 1250	1407	185	1530	1250
PTV Inferior D ₁₀	< 2500	2418	272	2650	2015
Próstata					
Próstata PTV D ₉₅	> 7560	7566	21	7580	7550
Próstata PTV D ₅	< 8300	8143	156	8020	8220
Recto D ₃₀	< 7000	6536	297	6180	6550
Recto D ₁₀	< 7500	7303	150	6960	6930
Vejiga D ₃₀	< 7000	4393	878	4210	5510
Vejiga D ₁₀	< 7500	6269	815	5470	7170
Cabeza y Cuello					
PTV D ₉₀	= 5000	5028	58	5090	5110
PTV D ₉₉	> 4650	4704	52	4610	4750
PTV D ₂₀	< 5500	5299	93	5450	5470
Médula máximo	< 4000	3741	250	3848	3967
Parotida der. D ₅₀	< 2000	1798	184	1870	1920
Parotida izq. D ₅₀	< 2000	1798	184	1860	1970
Forma C Fácil					
PTV D ₉₅	= 5000	5010	17	5010	5060
PTV D ₁₀	< 5500	5440	52	5460	5500
Medula ₁₀	< 2500	2200	314	2410	2320

5.2. Mediciones puntuales

La medición de la dosis fue realizada suponiendo un punto de dosis en el centroide del volumen sensible de la cámara de ionización en las localizaciones descritas en la Tabla 3.8. Los resultados obtenidos tanto para la región de altas dosis (Tabla 5.2), como en la región de bajas dosis (Tabla 5.3), se puede notar al realizar la comparación detallada notamos que los resultados fueron mejores que varias instituciones tanto en la región de alta dosis y de baja dosis, y se encuentra dentro de los valores del promedio del grupo de trabajo 119 dentro de los valores de tolerancia. Otra consideración a tomar en cuenta es la localización del punto de medición, ya que cambios de 1mm en el posicionamiento del maniquí puede significar en grandes cambios de la dosis medida y por ende altos valores de error relativo entre la dosis medida y la calculada.

Tabla 5.2: Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, en la región de altas dosis (promedios, desviación estándar y límite de confianza)

	Instituciones										HCM	General
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J		
Promedio	-0,004	-0,012	-0,006	-0,007	0,017	0,002	-0,013	-0,014	-0,009	0,008	-0,0021	-0,002
Desviación estándar	0,023	0,021	0,011	0,004	0,014	0,012	0,044	0,004	0,03	0,019	0,0171	0,022
Límite de confianza	0,049	0,053	0,028	0,015	0,044	0,026	0,098	0,022	0,068	0,044	0,0355	0,045
Número de medidas	4	6	5	6	5	3	5	6	6	5	4	

Los valores de los límites de tolerancia dan como resultado que el Hospital Central de Maracay, esta dentro de los valores de tolerancia que reportó dicho estudio.

Los resultados obtenidos nos coloca dentro del 94 % de las instituciones que están dentro del valor medio del límite de confianza en el caso de la región de altas dosis (como se muestra en la Tabla 5.2).

En la región de baja dosis nos encontramos dentro del 91 % de las instituciones que están dentro del valor de los límites de confianza (como se muestra en la Tabla 5.3).

Tabla 5.3: Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, en la región de bajas dosis (promedios, desviación estándar y límite de confianza)

	Instituciones										HCM	General
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J		
Promedio	-0,006	-0,01	0,006	-0,013	-0,005	n/a	-0,005	-0,008	-0,008	0,045	-0,0013	0,003
Desviación estándar	0,007	0,018	0,034	0,006	0,013	n/a	0,005	0,024	0,014	0,021	0,0207	0,022
Límite de confianza	0,02	0,045	0,072	0,024	0,03	n/a	0,014	0,056	0,036	0,086	0,0420	0,047
Número de medidas	5	5	5	5	5	1	5	5	5	4	5	

5.3. Mediciones de planos de dosis, campo a campo.

El porcentaje promedio de puntos que pasan el criterio 3% 3mm fue de 98,07 con desviación estándar de 0,93 que corresponde al límite de confianza de 3,76 mostrando que ha superado el límite de confianza expuesto en el grupo de trabajo. como se muestra en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, para campos a 0 con el criterio Γ (promedios, desviación estándar y límite de confianza)

	Instituciones								Promedio General
	A Diodos	B Diodos	C EPID	D Diodos	E Diodos	F Placas	H Diodos	HCM MatriXX	
Promedio	98,9	93,3	99,4	99,2	98,6	99,6	96,8	98,0667	97,9
Desviación estándar	1,5	1,5	0,4	1,3	1,5	0,3	2,5	0,9308	2,5
Límite de confianza	3,9 (96,1%)	9,5 (90,5%)	1,3 (98,7%)	1,3 (96,6%)	4,3 (95,7)	1 (90%)	8,1 (91,9%)	3,7578 (96,24%)	7 (93%)
Número de medidas	5	5	5	5	4	4	5	4	

5.4. Mediciones de planos de dosis, tratamiento.

El porcentaje promedio de puntos que pasan el criterio 3% 3mm fue de 97,18 con desviación estándar de 3,53 que corresponde al límite de confianza de 9,75 mostrando que el límite de confianza esta fuera del expuesto en el grupo de trabajo. como se muestra en la Tabla 5.5.

Tabla 5.5: Comparación de los resultados obtenidos en el H.C.M con el TG 119, con el criterio Γ (promedios, desviación estándar y límite de confianza)

	Instituciones								HCM
	A	B	D	E	F	G	I	J	
Promedio	99,5	92,2	99,9	97,6	98	93	95,8	97,5	97,1750
Desviación estándar	0,4	4,3	0,3	2,3	1,1	6,5	3,6	2,9	3,5331
Límite de confianza	1,2 (98,8%)	15,7 (84,3%)	0,6 (99,4)	6,9 (93,1%)	4,5 (95,5%)	19,7 (80,3%)	11,2 (88,8%)	8,2 (91,8%)	9,7498 (90,2502)
Número de planos	9	9	4	7	4	9	5	5	

Capítulo 6

Conclusiones y Recomendaciones

6.1. Conclusiones

El TG 119 no pretende dar niveles de acción en cuanto a la garantía de calidad de paciente específico, solo intenta dar los límites de confianza en la puesta en marcha de los sistemas de garantía de calidad de la Radioterapia de Intensidad Modulada, con los equipos que se encuentran en la institución con los cuales se realizaron la garantía de calidad de la Intensidad Modulada.

La institución tiene la capacidad técnica y de recursos humanos para iniciar la Radioterapia de Intensidad Modulada, ya que cuenta con los sistemas de obtención de imágenes y de fusión necesarios, de planificación y de garantía de calidad.

Los resultados obtenidos muestran que los niveles de acuerdo entre lo planificado y lo medido están dentro de los límites de los resultados obtenidos en el TG 119, mejorando inclusive algunas clínicas que participaron en dicho estudio.

Los niveles de confianza obtenidos en la puesta en marcha de la intensidad modulada en el Hospital Central de Maracay, ya sea, en el sistema de planificación, en la medición de dosis puntuales, en la obtención de los factores Γ de los campos por separados a 0^0 y en la obtención de los factores Γ para el plan completo, están dentro de los niveles de confianza.

6.2. Recomendaciones

- Realizar una investigación en cuanto a cuál es la grilla de cálculo óptima así como también cuál algoritmo de suavizado mejora aún más los resultados obtenidos
 - Establecer las condiciones de referencias para las mediciones puntuales, debido a que un pequeño desplazamiento en la posición de la cámara de ionización respecto al punto de dosis calculada puede significar en grandes diferencias porcentuales de dosis.
-

- Establecer cual método de medición resulta mas expedito para la comprobación de la dosis a ceder en los casos de Intensidad modulada a fin de entrar en la rutina diaria de tratamiento sin mayores dificultades.
 - A las autoridades nacionales: implementar este tipo de estudio para todos los centros del país que estén por comenzar tratamientos con Radioterapia de Intensidad Modulada, avalado por las organizaciones nacionales, entre otras La Sociedad Venezolana de Física Médica
 - Puede ser empleado como índice de confianza entre usuarios de la misma institución de Radioterapia Oncológica.
-

Apéndice A

Resultados: Multiblancos

A.1. Ángulo: 210^0

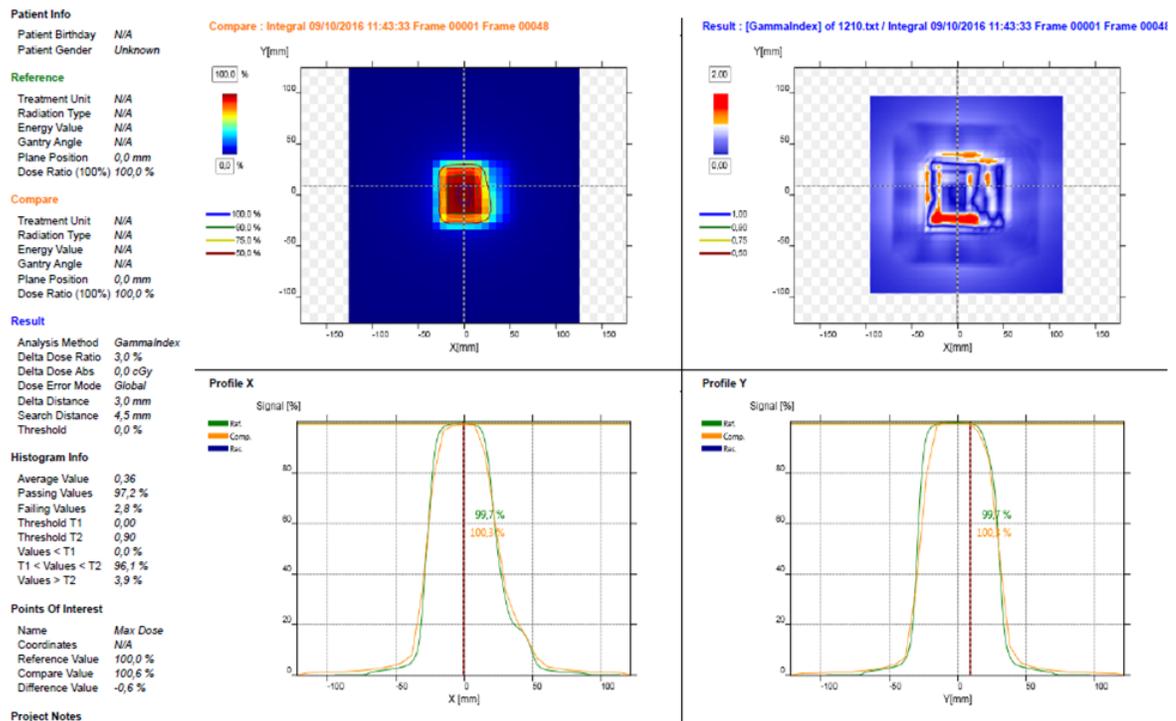


Figura A.1: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 210^0 , mediciones a 0^0 .

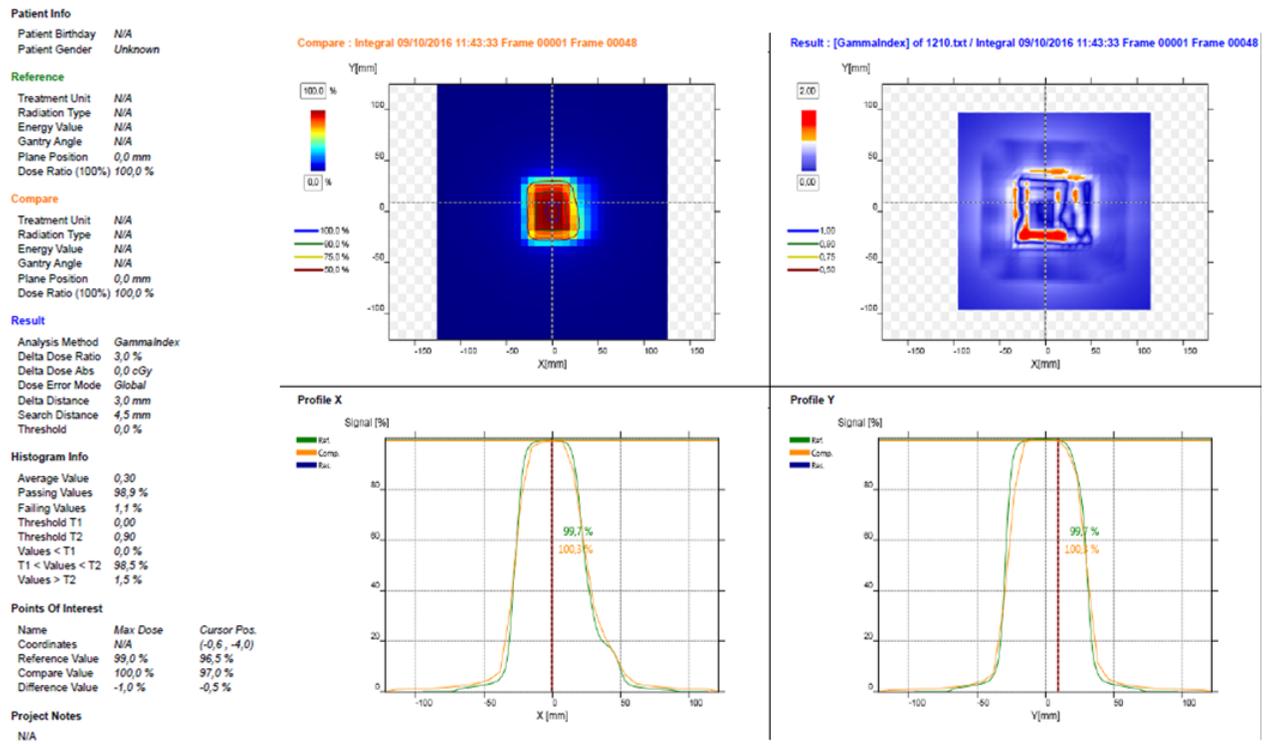
A.2. Ángulo: 260^0 

Figura A.2: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 260^0 , mediciones a 0^0 .

A.3. Ángulo: 310°

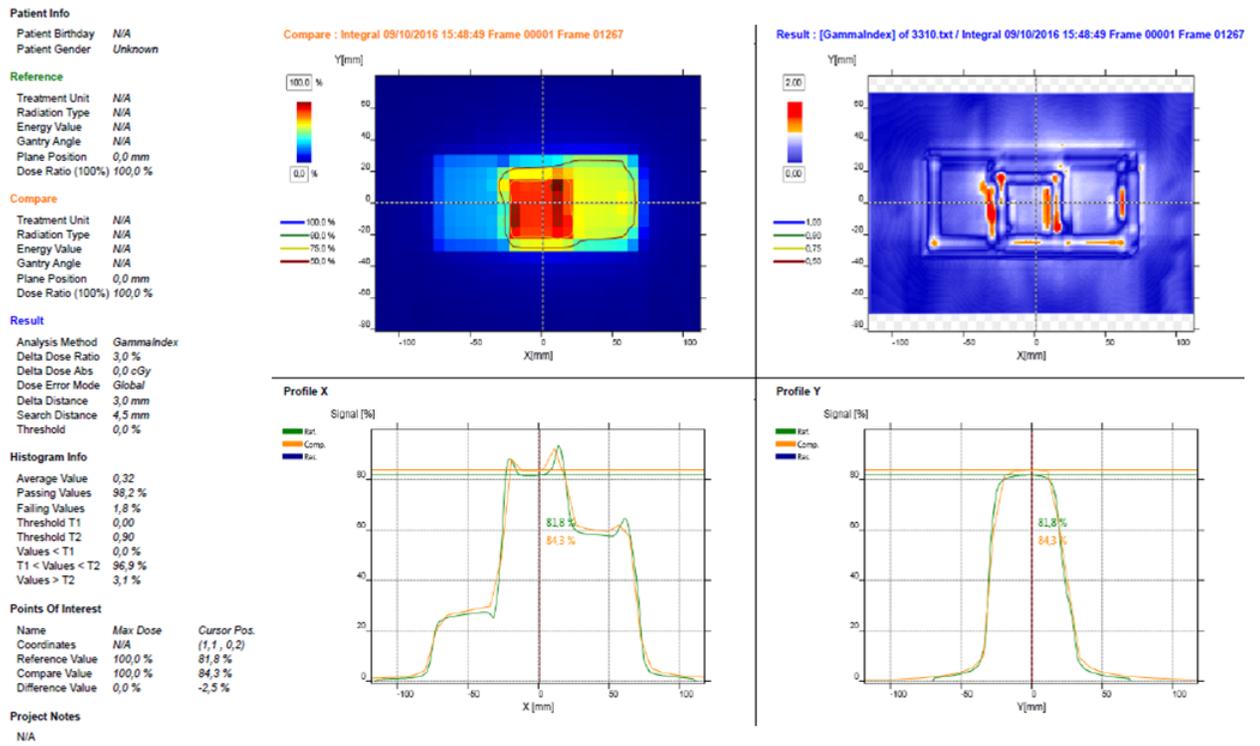


Figura A.3: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 310°, mediciones a 0°.

A.4. Ángulo:0°

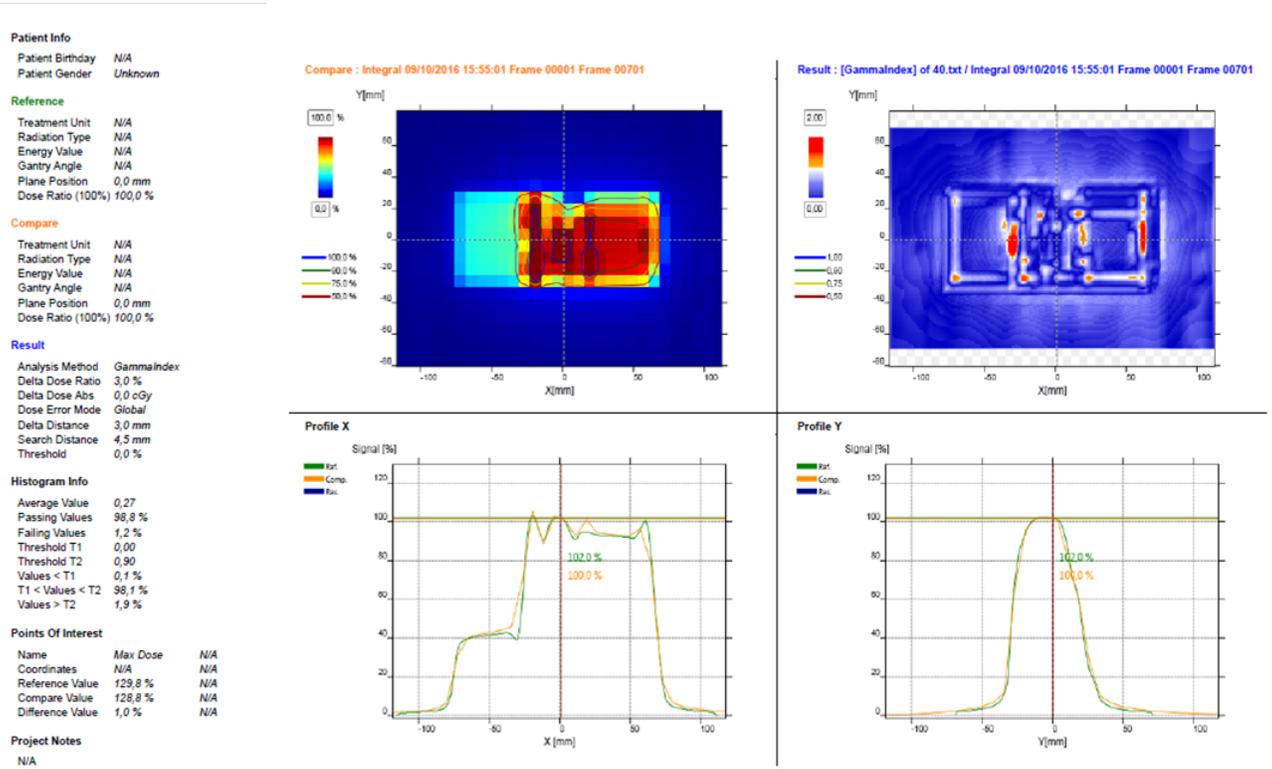


Figura A.4: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0°, mediciones a 0°.

A.5. Ángulo: 50°

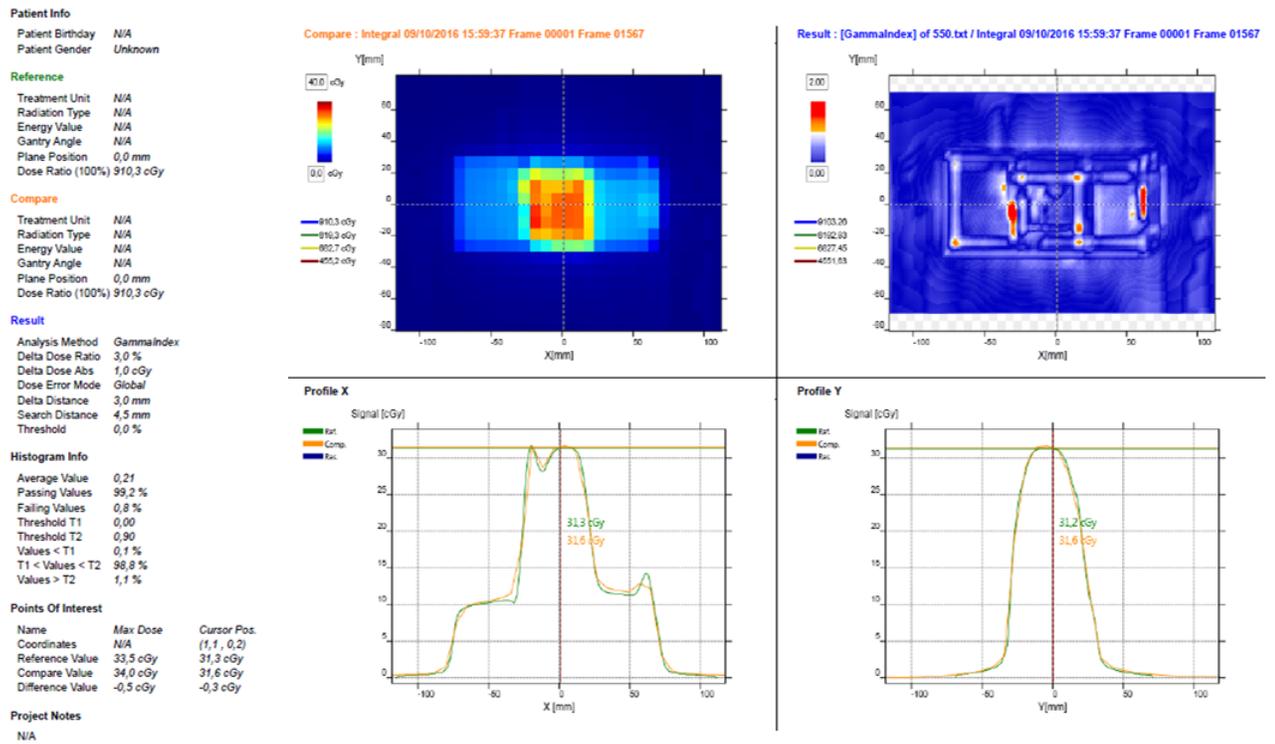


Figura A.5: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 50°, mediciones a 0°.

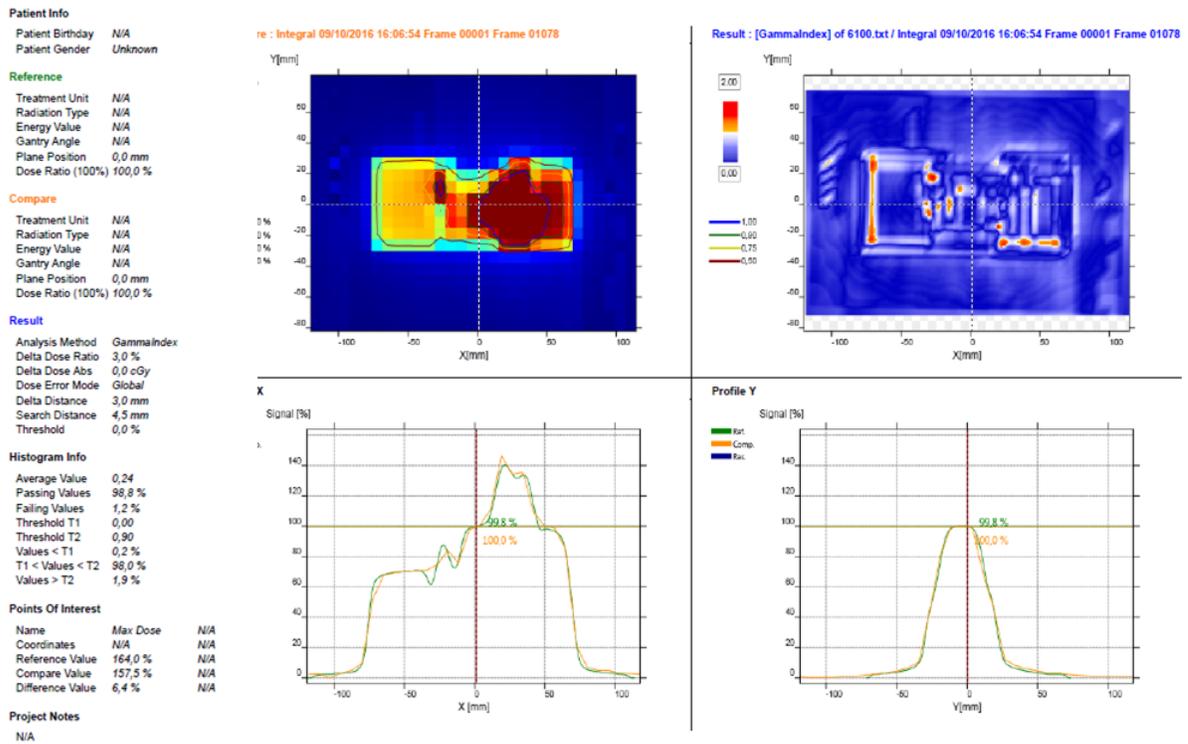
A.6. Ángulo: 100^0 

Figura A.6: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 100^0 , mediciones a 0^0 .

A.7. Ángulo: 150°

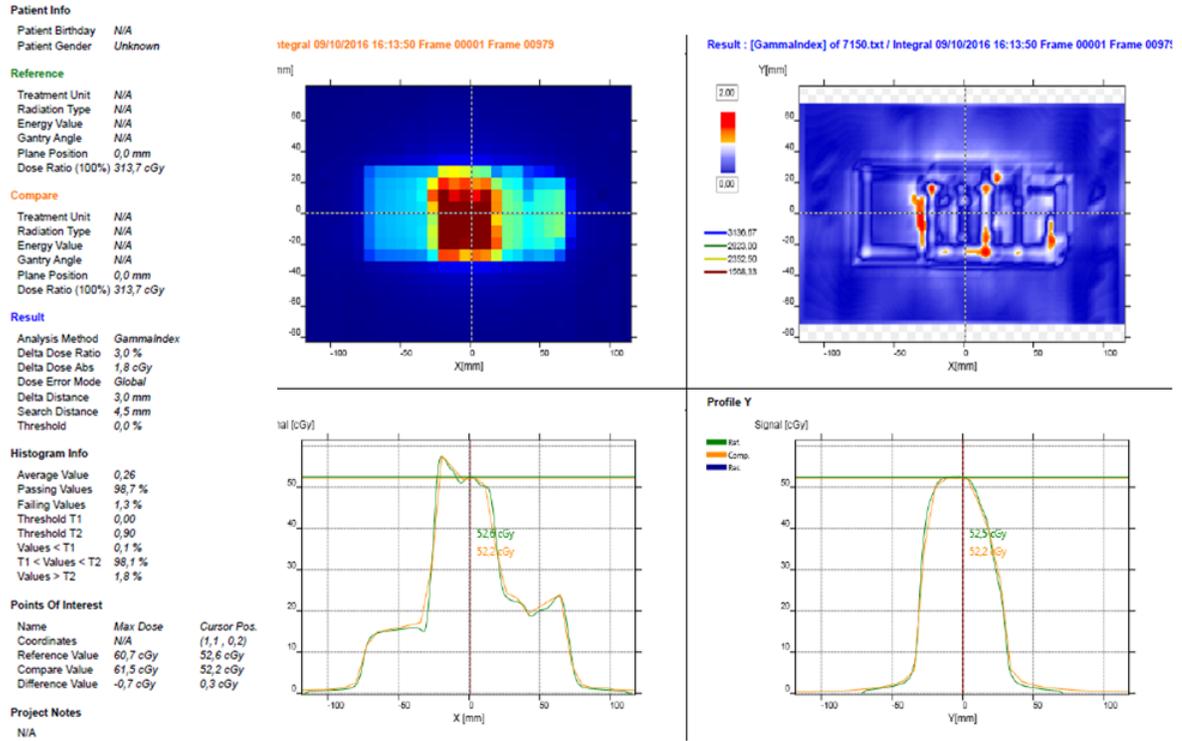


Figura A.7: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 150°, mediciones a 0°.

Apéndice B

Resultados: Próstata

B.1. Ángulo: 210^0

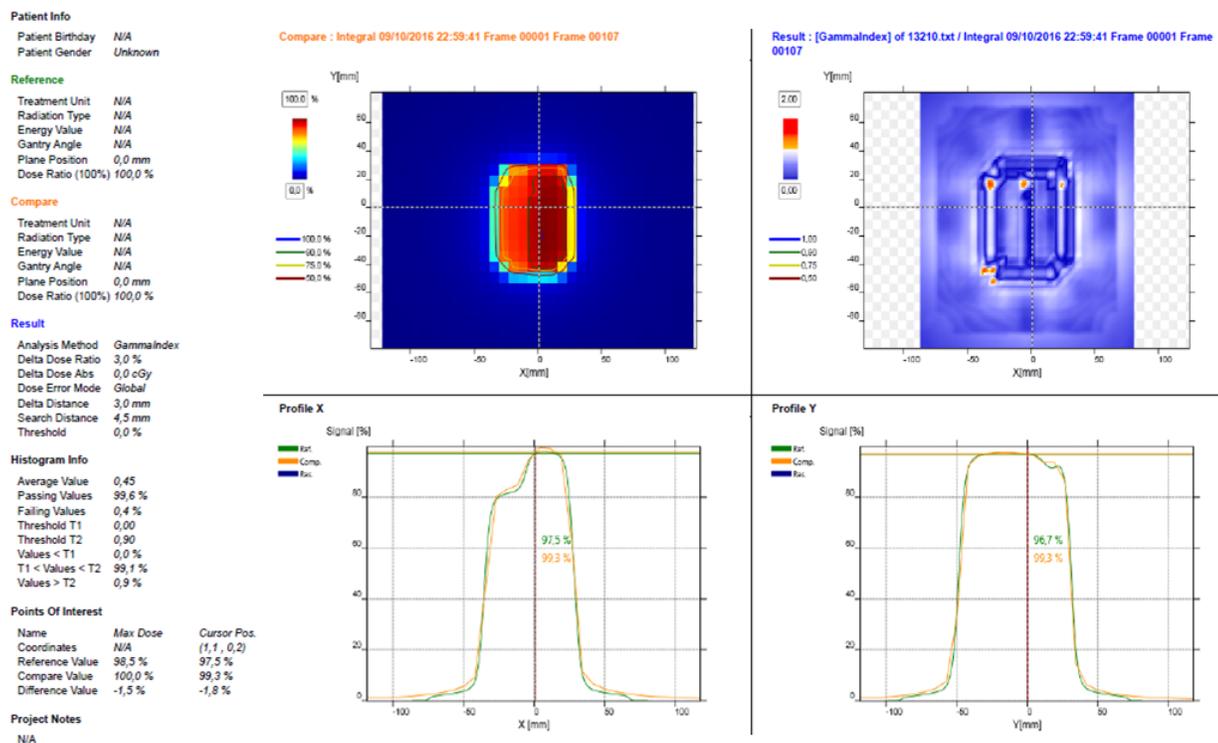


Figura B.1: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 210^0 , mediciones a 0^0 .

B.2. Ángulo: 260°

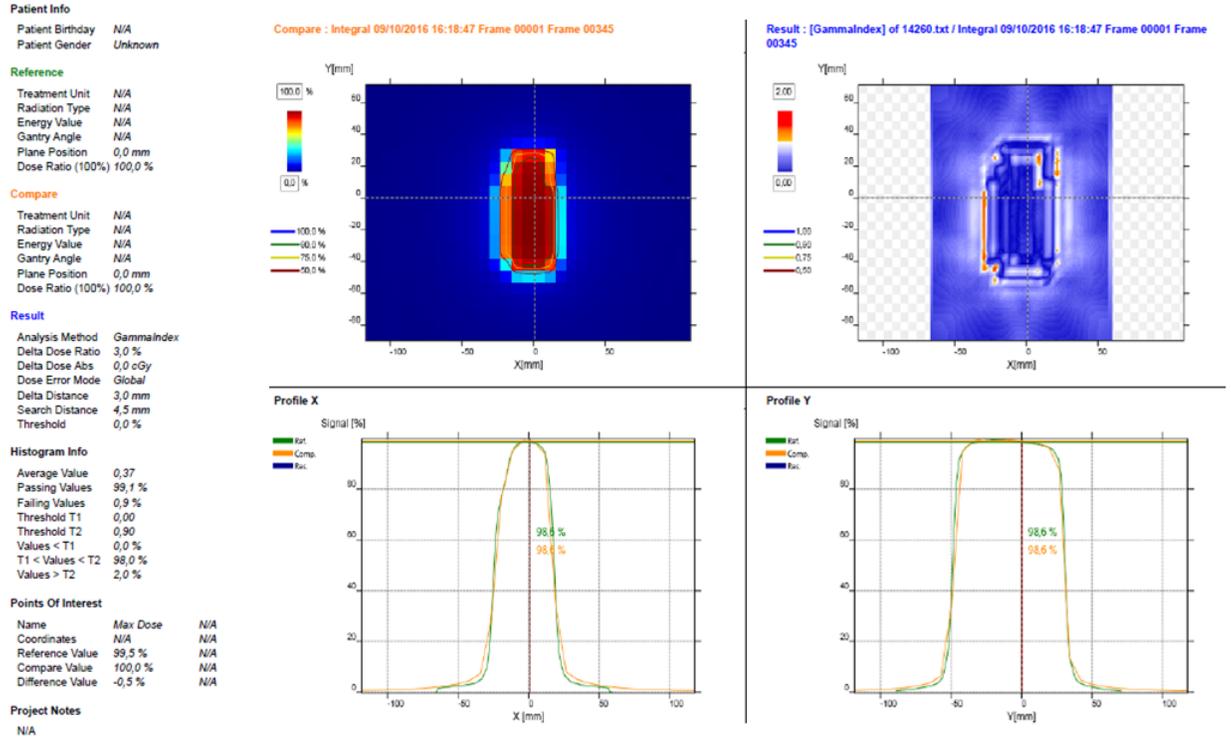


Figura B.2: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 260° , mediciones a 0° .

B.3. Ángulo: 0°

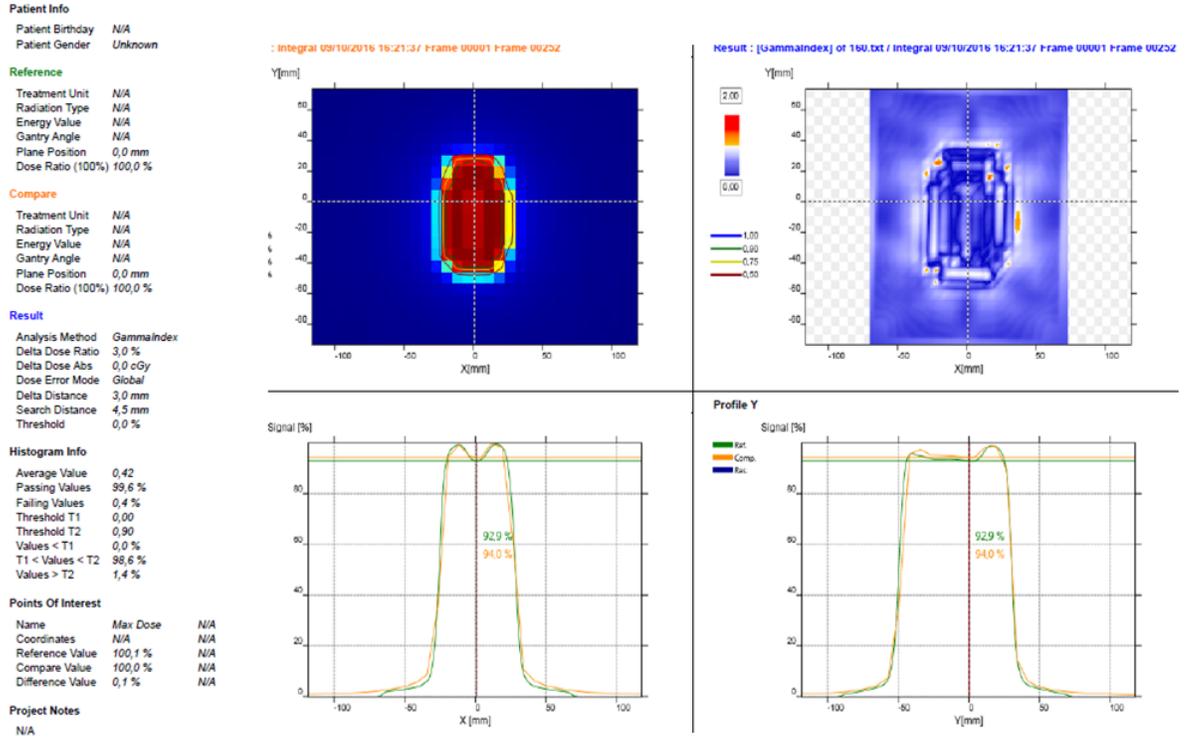


Figura B.3: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0°, mediciones a 0°.

B.4. Ángulo: 100^0

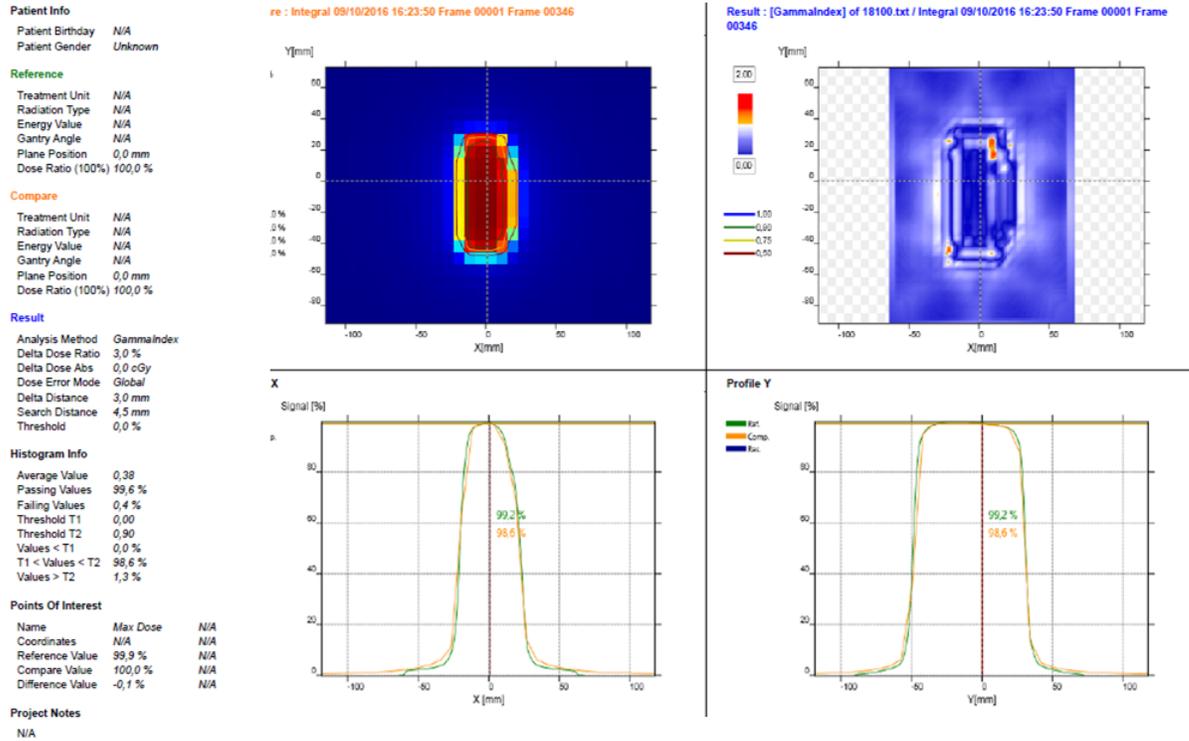


Figura B.4: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 100^0 , mediciones a 0^0 .

B.5. Ángulo: 150⁰

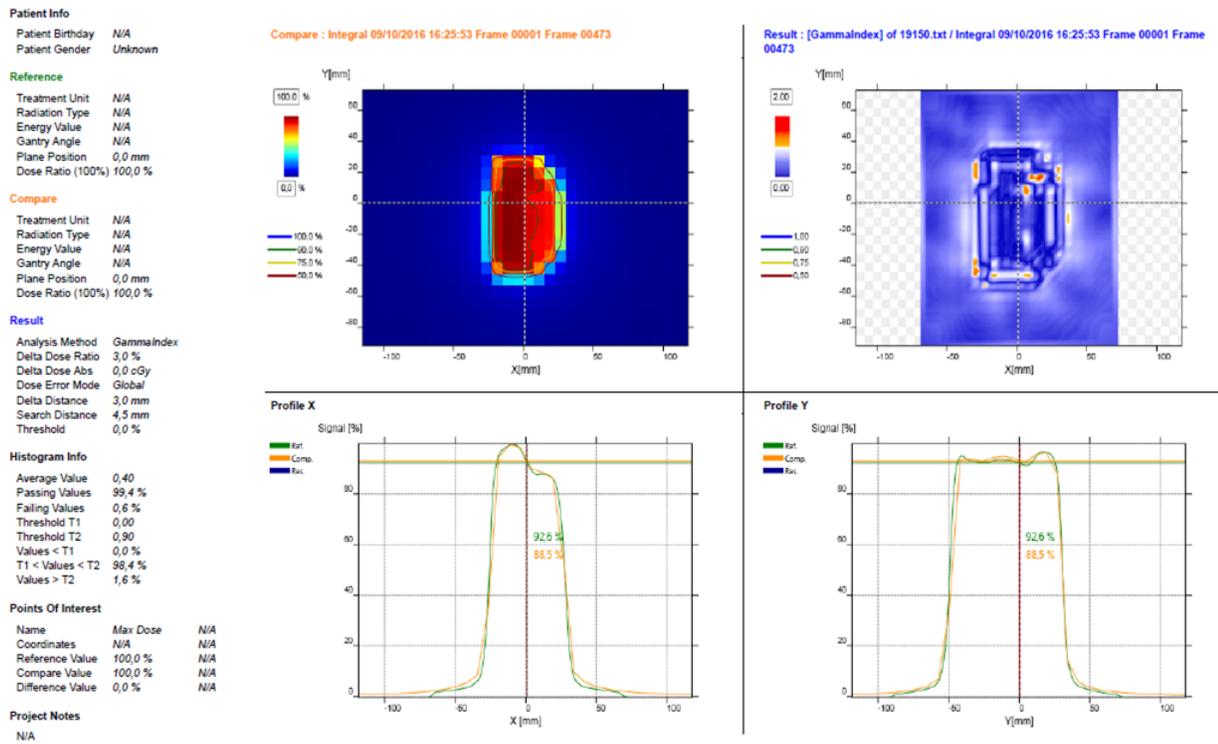


Figura B.5: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 150⁰, mediciones a 0⁰.

Apéndice C

Resultados: Cabeza y Cuello

C.1. Ángulo: 200^0

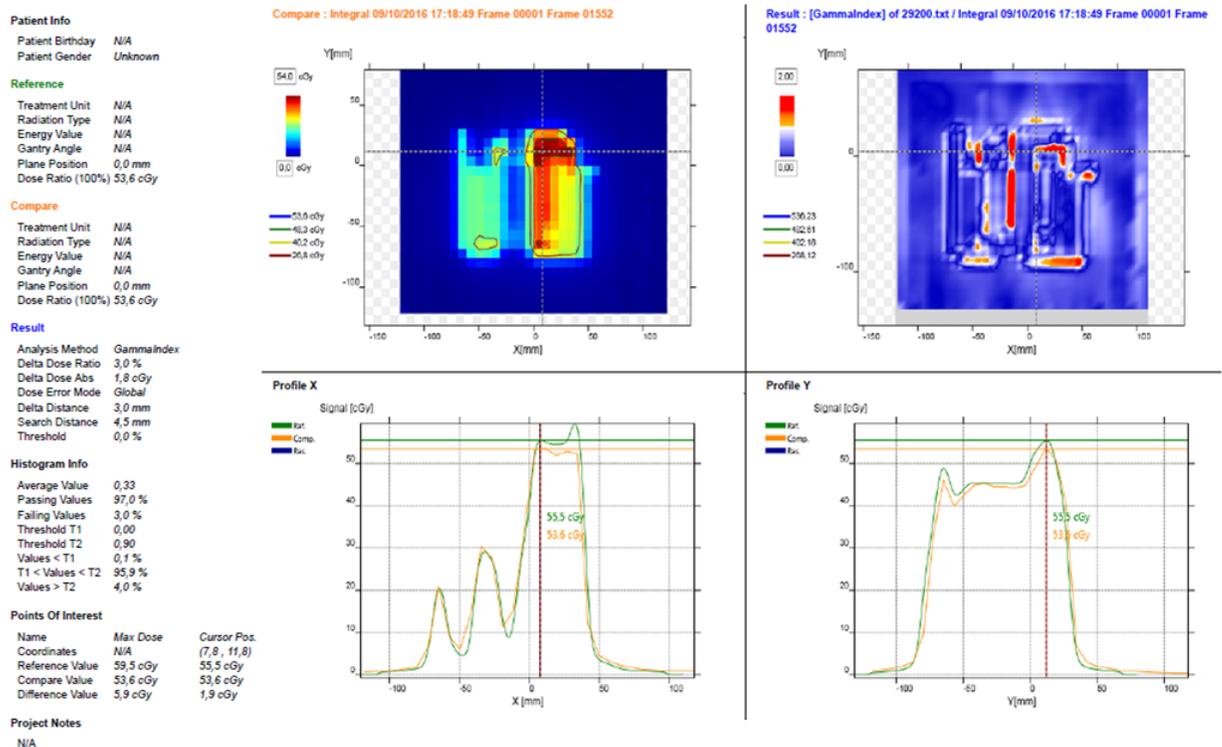


Figura C.1: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 200^0 , mediciones a 0^0 .

C.2. Ángulo: 240°

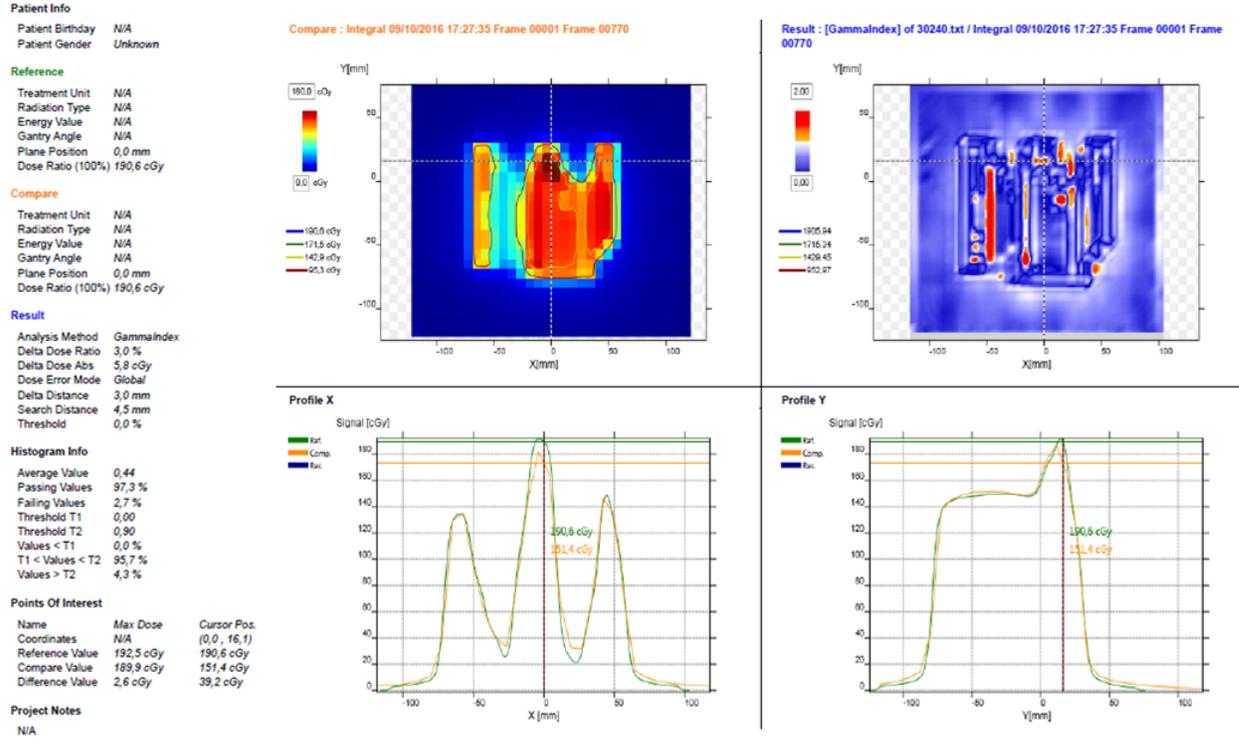


Figura C.2: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 240°, mediciones a 0°.

C.3. Ángulo: 280°

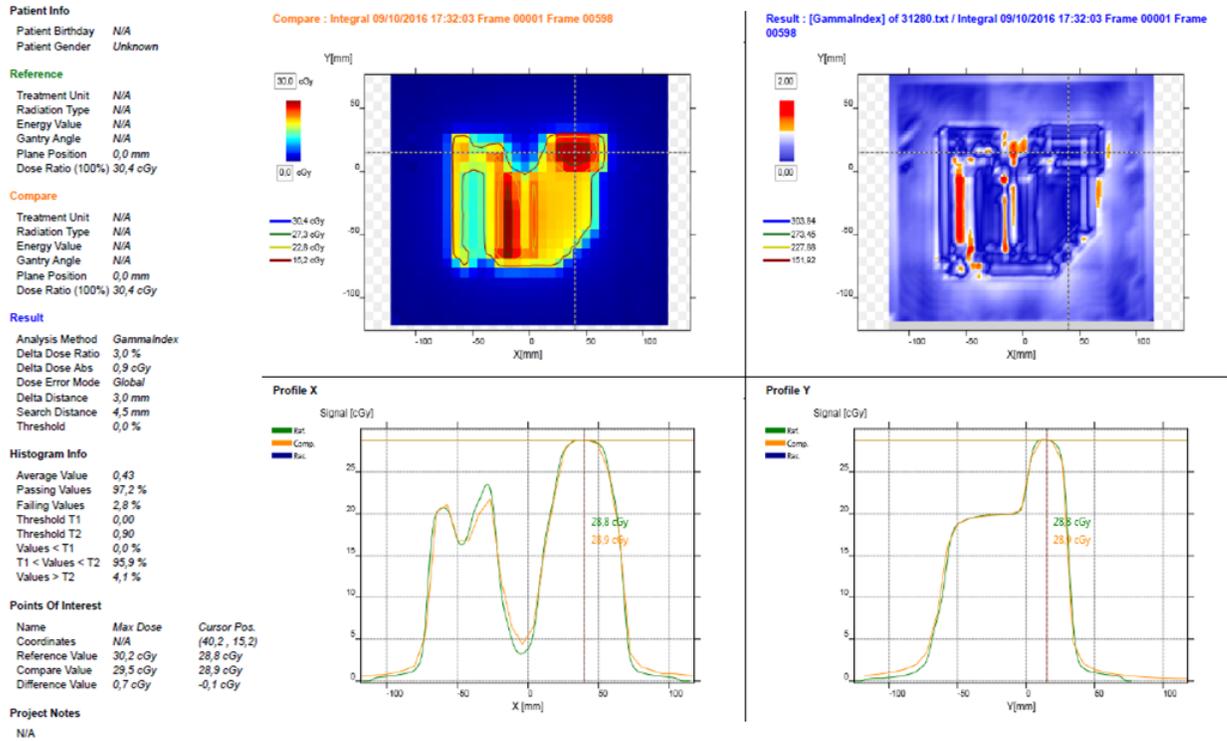


Figura C.3: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 280°, mediciones a 0°.

C.4. Ángulo: 320^0

Patient Info
 Patient Birthday N/A
 Patient Gender Unknown

Reference

Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 0,0 mm
 Dose Ratio (100%) 41,7 cGy

Compare

Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 0,0 mm
 Dose Ratio (100%) 41,7 cGy

Result

Analysis Method GammaIndex
 Delta Dose Ratio 3,0 %
 Delta Dose Abs 1,2 cGy
 Dose Error Mode Global
 Delta Distance 3,0 mm
 Search Distance 4,5 mm
 Threshold 0,0 %

Histogram Info

Average Value 0,37
 Passing Values 97,1 %
 Failing Values 2,9 %
 Threshold T1 0,00
 Threshold T2 0,90
 Values < T1 0,0 %
 T1 < Values < T2 95,9 %
 Values > T2 4,1 %

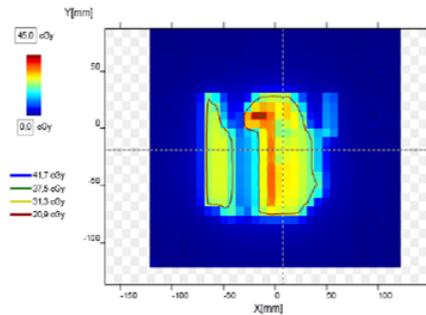
Points Of Interest

Name	Max. Dose	N/A
Coordinates	N/A	N/A
Reference Value	41,3 cGy	N/A
Compare Value	39,6 cGy	N/A
Difference Value	1,7 cGy	N/A

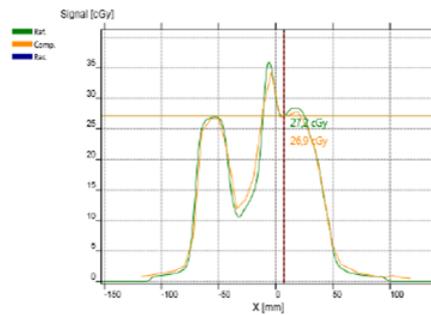
Project Notes

N/A

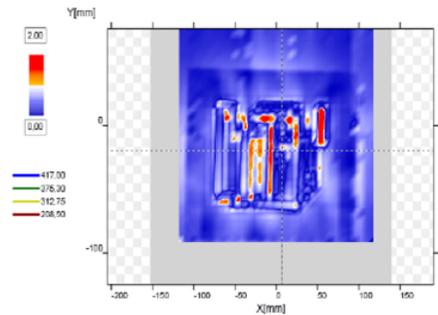
Compare : Integral 09/10/2016 17:36:15 Frame 00001 Frame 01157



Profile X



Result : [GammaIndex] of 32320.txt / Integral 09/10/2016 17:36:15 Frame 00001 Frame 01157



Profile Y

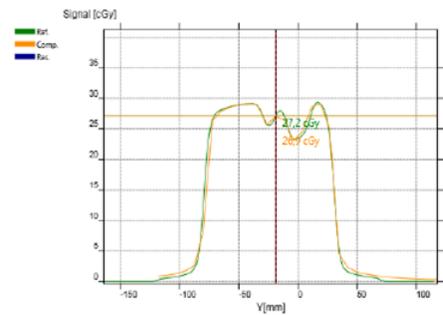


Figura C.4: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 320^0 , mediciones a 0^0 .

C.5. Ángulo: 0°

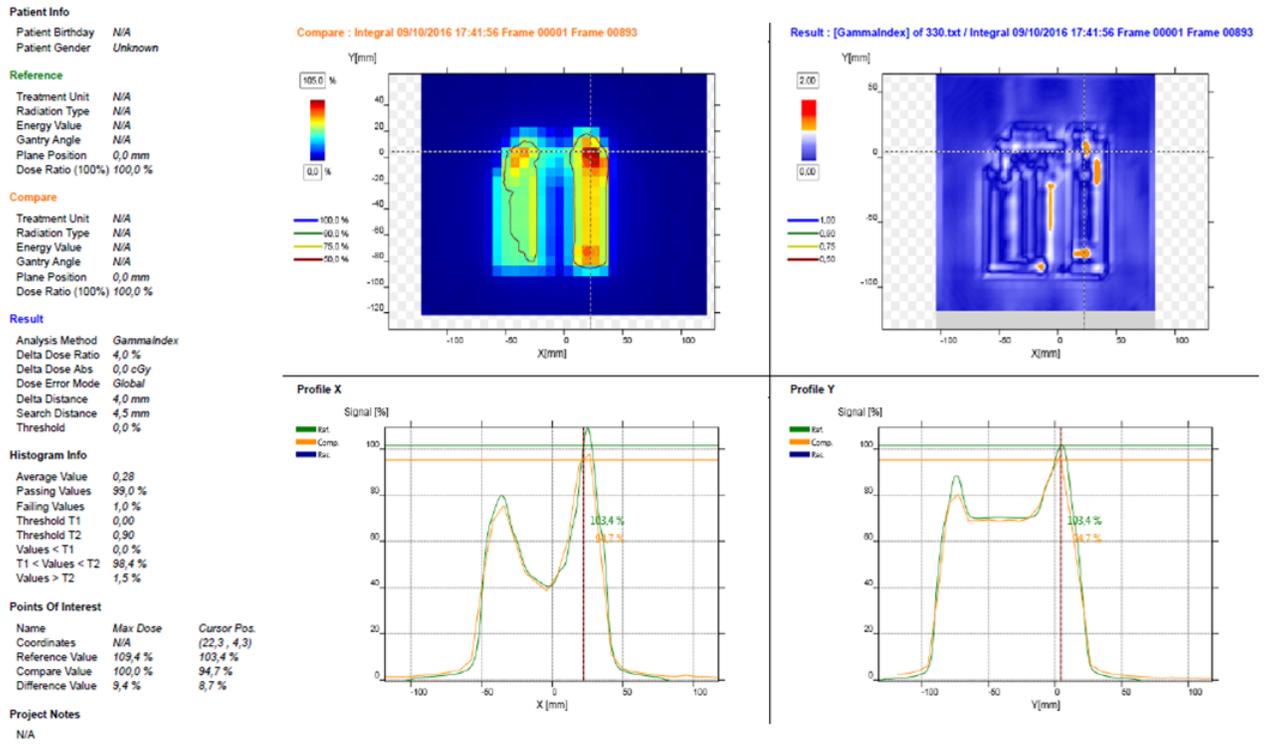


Figura C.5: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0°, mediciones a 0°.

C.6. Ángulo: 40°

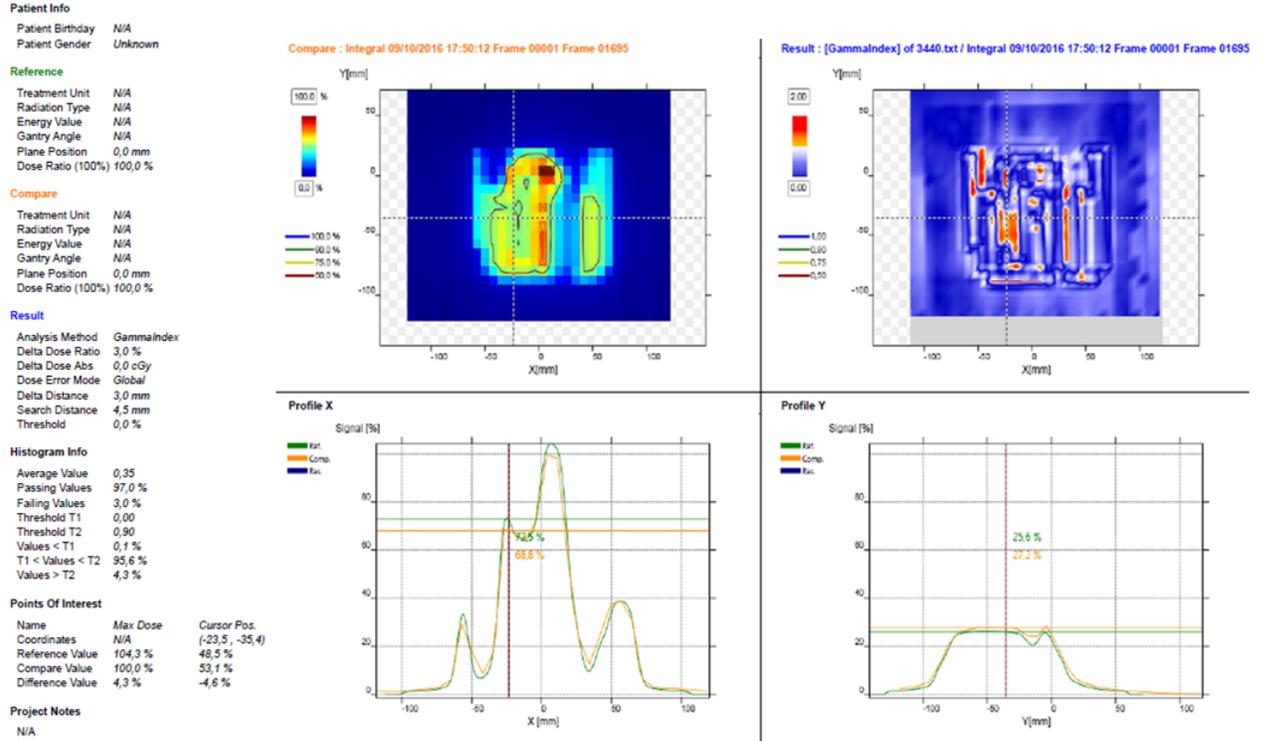


Figura C.6: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 40°, mediciones a 0°.

C.7. Ángulo: 80°

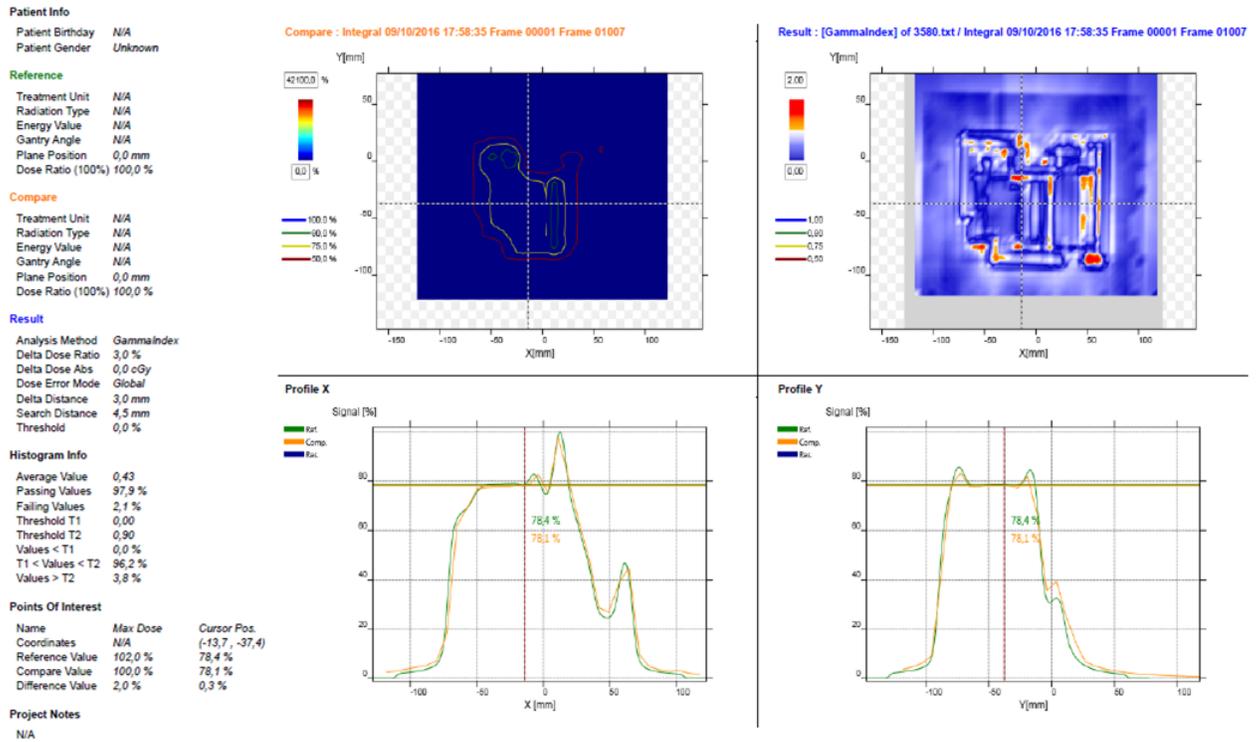


Figura C.7: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 80°, mediciones a 0°.

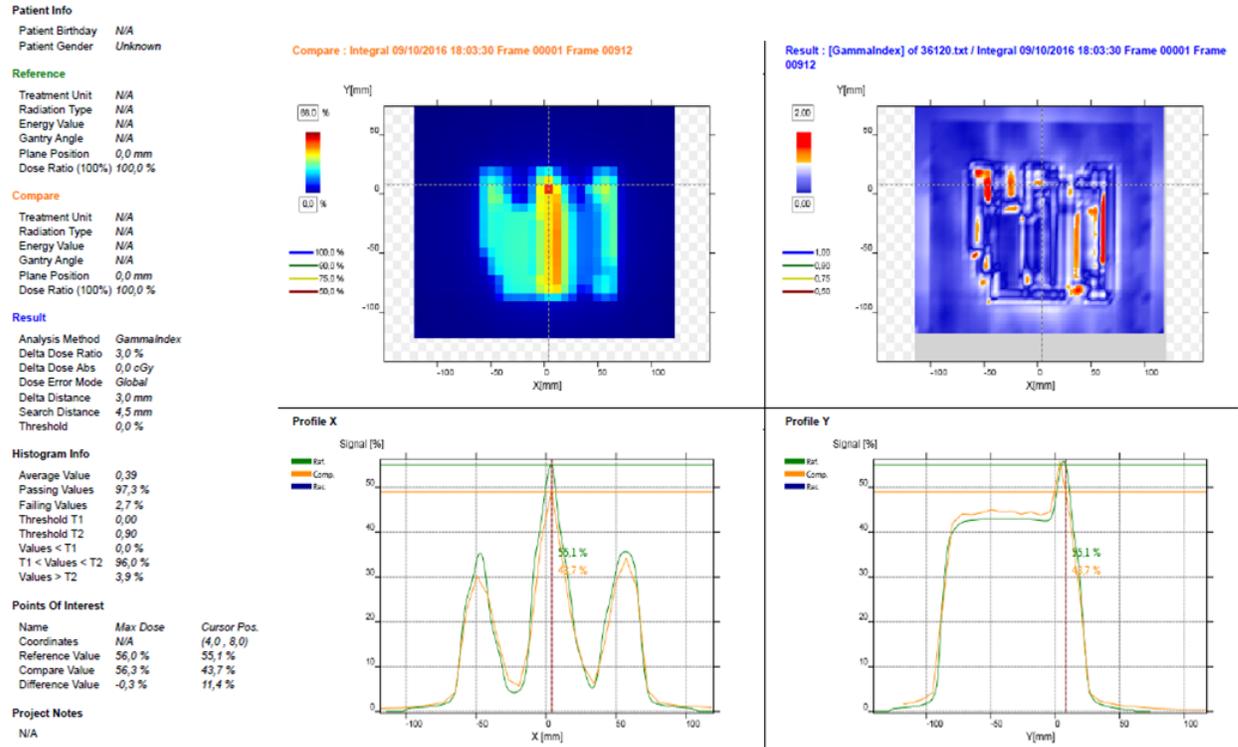
C.8. Ángulo: 120^0 

Figura C.8: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 120^0 , mediciones a 0^0 .

C.9. Ángulo: 160°

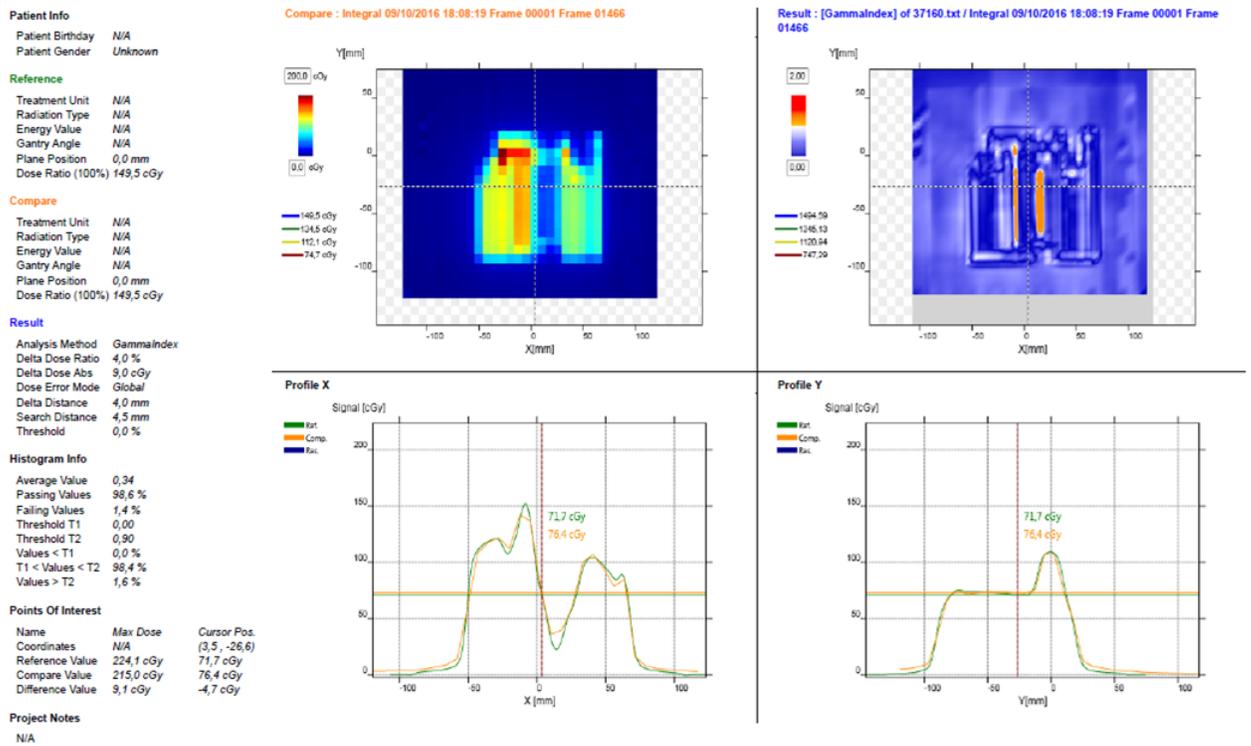


Figura C.9: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 160°, mediciones a 0°.

Apéndice D

Resultados: Forma C

D.1. Ángulo: 200^0

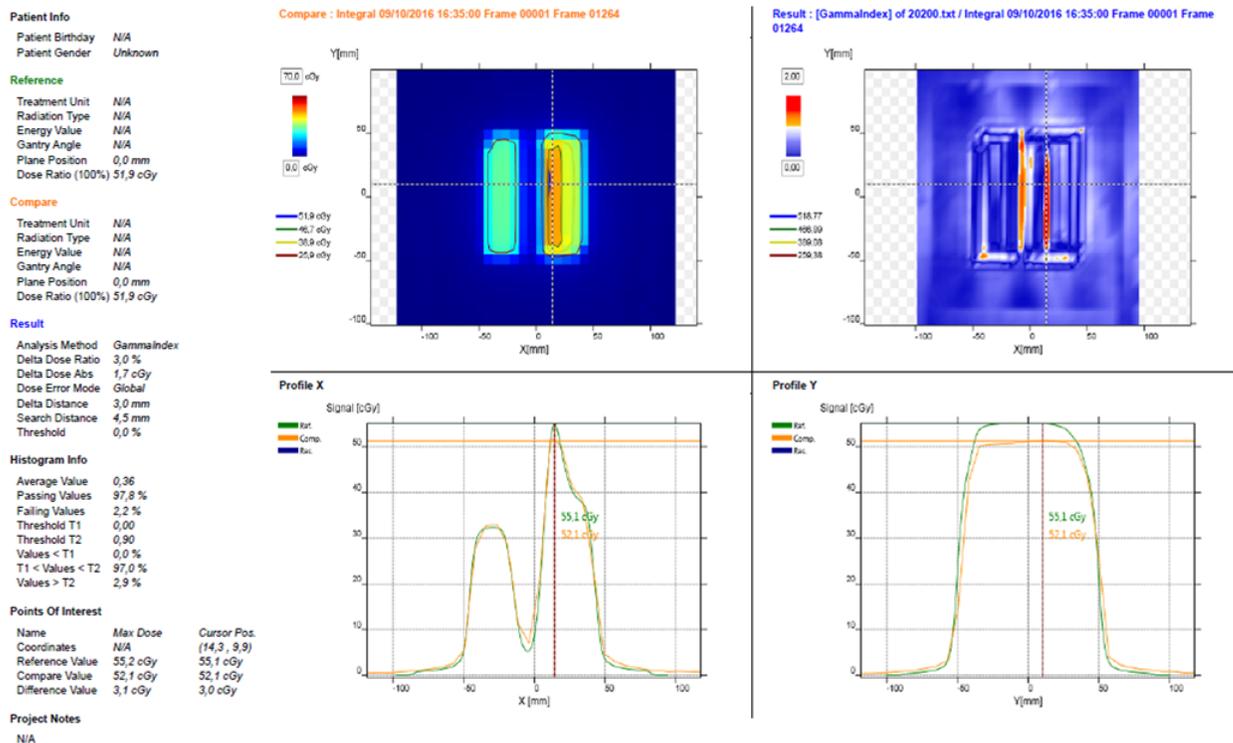


Figura D.1: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 200^0 , mediciones a 0^0 .

D.2. Ángulo: 240^0

Patient Info
 Patient Birthday N/A
 Patient Gender Unknown

Reference

Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 0,0 mm
 Dose Ratio (100%) 38,2 cGy

Compare

Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 0,0 mm
 Dose Ratio (100%) 38,2 cGy

Result

Analysis Method GammaIndex
 Delta Dose Ratio 3,0 %
 Delta Dose Abs 1,2 cGy
 Dose Error Mode Global
 Delta Distance 3,0 mm
 Search Distance 4,5 mm
 Threshold 0,0 %

Histogram Info

Average Value 0,33
 Passing Values 98,7 %
 Failing Values 1,3 %
 Threshold T1 0,00
 Threshold T2 0,90
 Values < T1 0,0 %
 T1 < Values < T2 97,3 %
 Values > T2 2,7 %

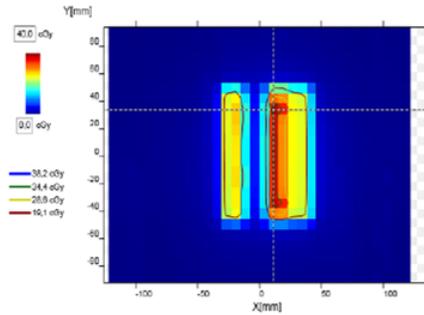
Points Of Interest

Name	Max. Dose	N/A
Coordinates	N/A	N/A
Reference Value	38,6 cGy	N/A
Compare Value	38,2 cGy	N/A
Difference Value	0,3 cGy	N/A

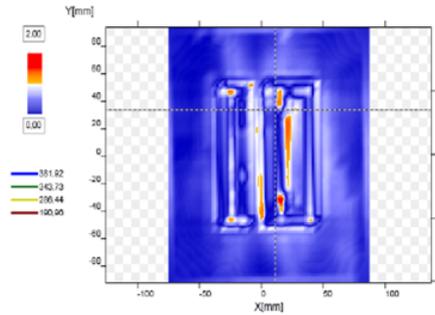
Project Notes

N/A

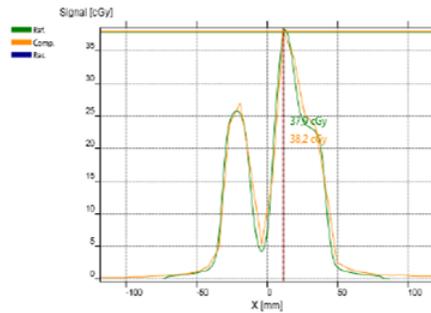
Compare : Integral 09/10/2016 16:40:50 Frame 00001 Frame 00966



Result : [GammaIndex] of 21240.txt / Integral 09/10/2016 16:40:50 Frame 00001 Frame 00966



Profile X



Profile Y

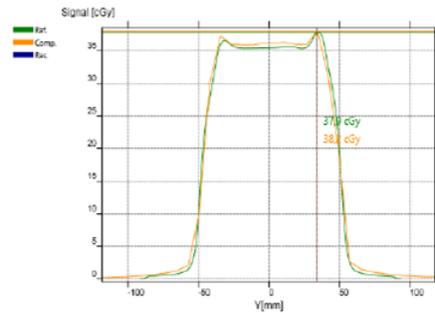


Figura D.2: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 240^0 , mediciones a 0^0 .

D.3. Ángulo: 280°

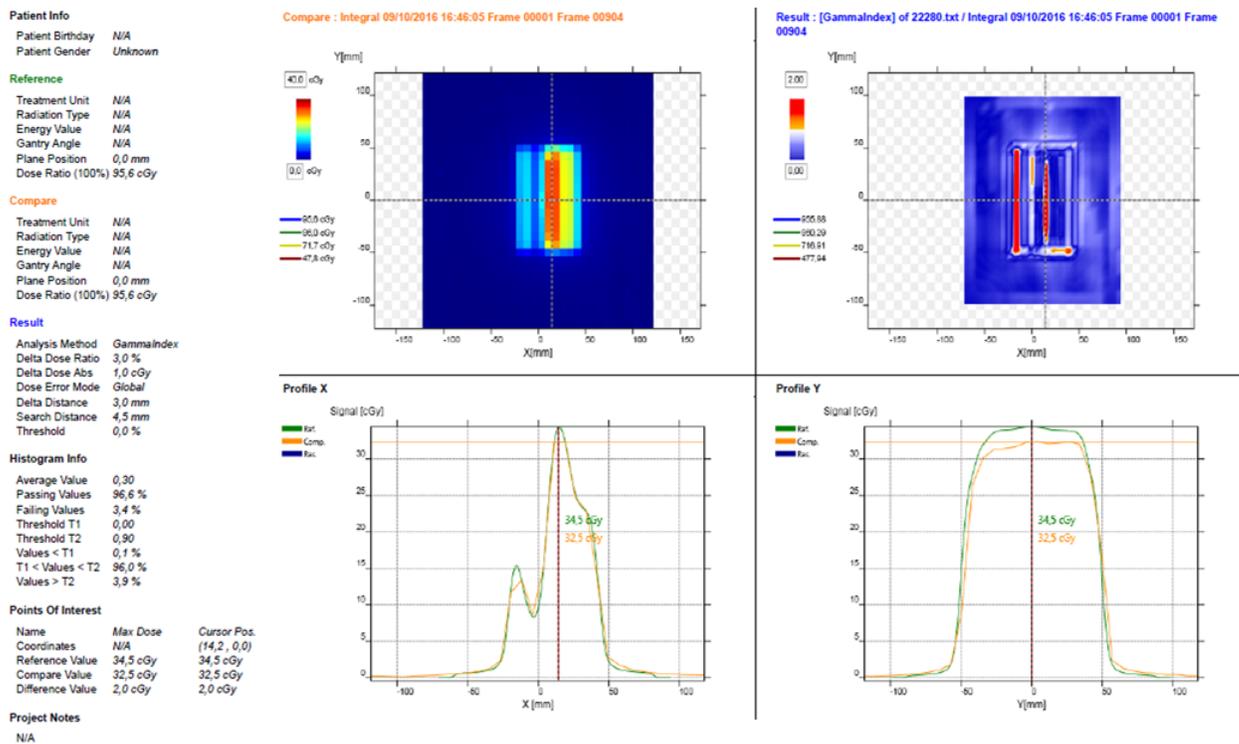


Figura D.3: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 280°, mediciones a 0°.

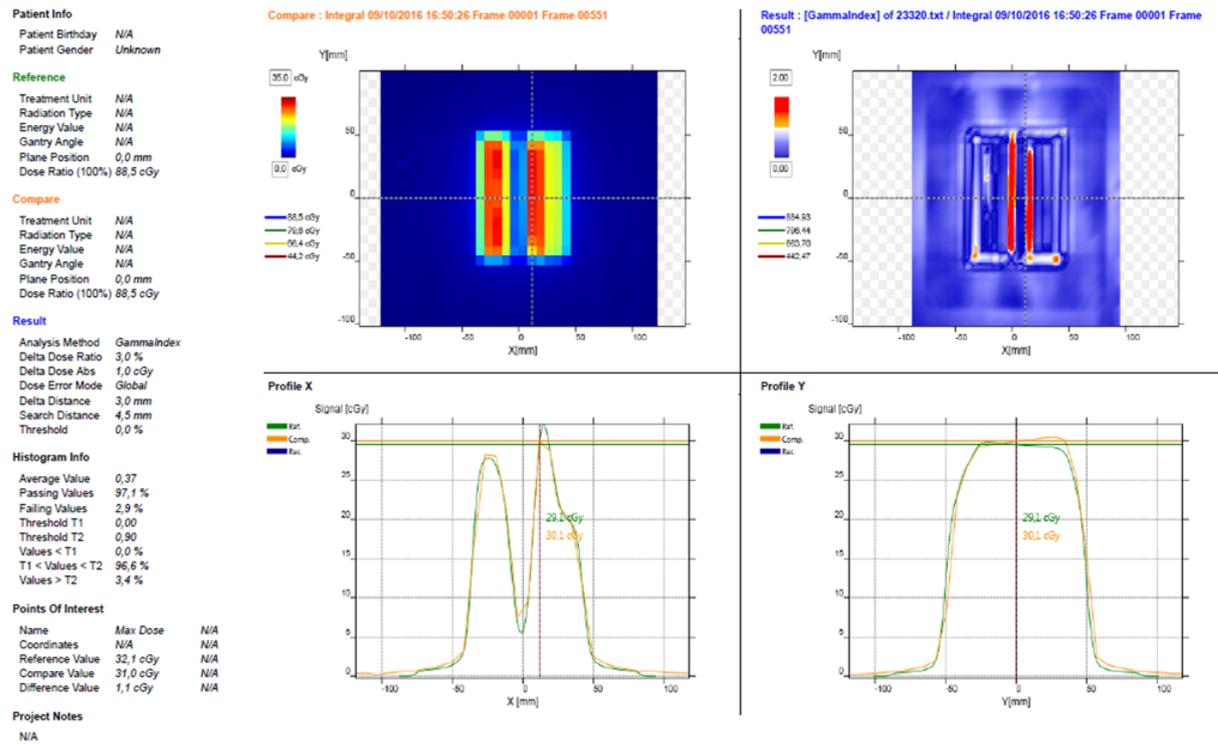
D.4. Ángulo: 320^0 

Figura D.4: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 320^0 , mediciones a 0^0 .

D.5. Ángulo: 0°

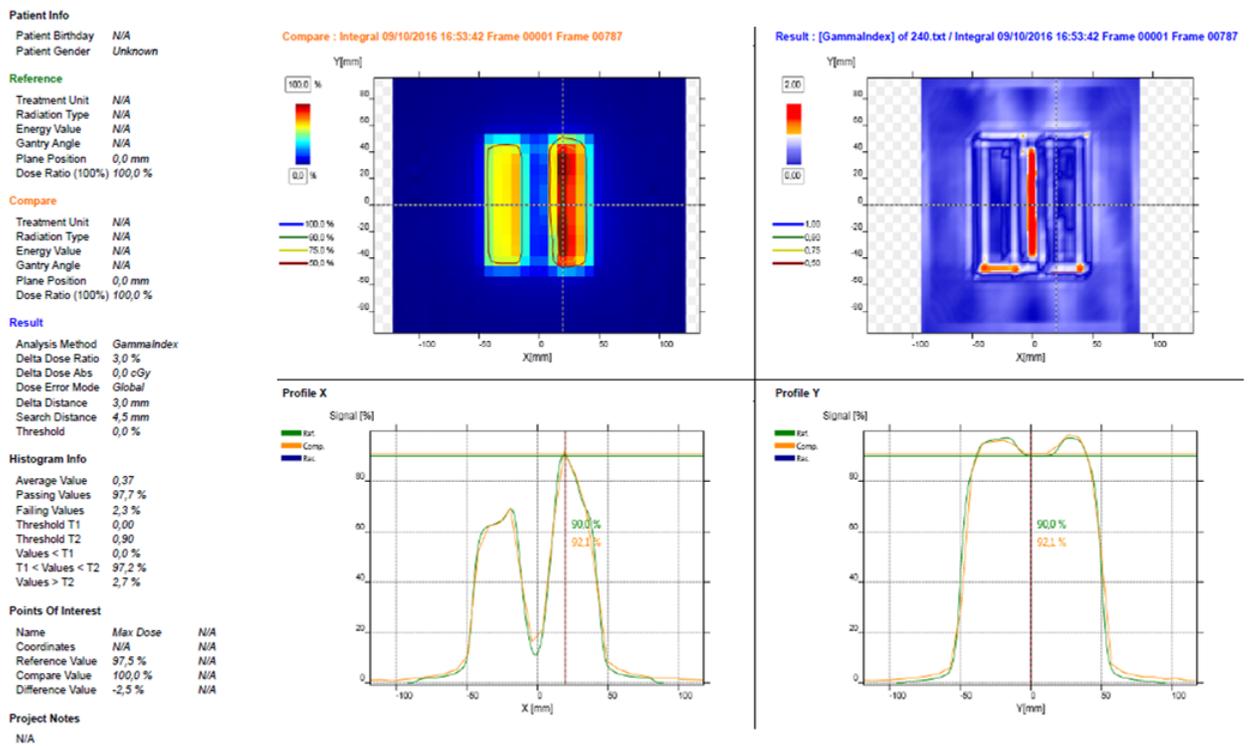


Figura D.5: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 0° , mediciones a 0° .

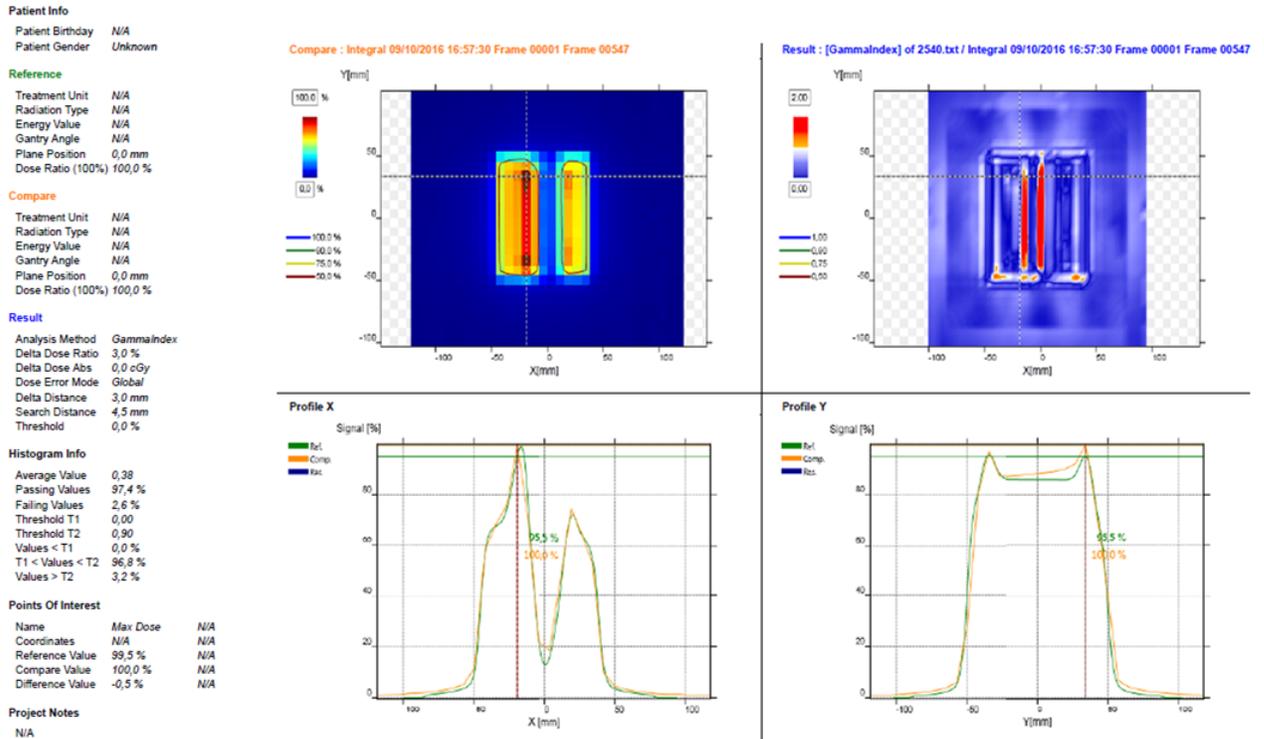
D.6. Ángulo: 40^0 

Figura D.6: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 40^0 , mediciones a 0^0 .

D.7. Ángulo: 80°

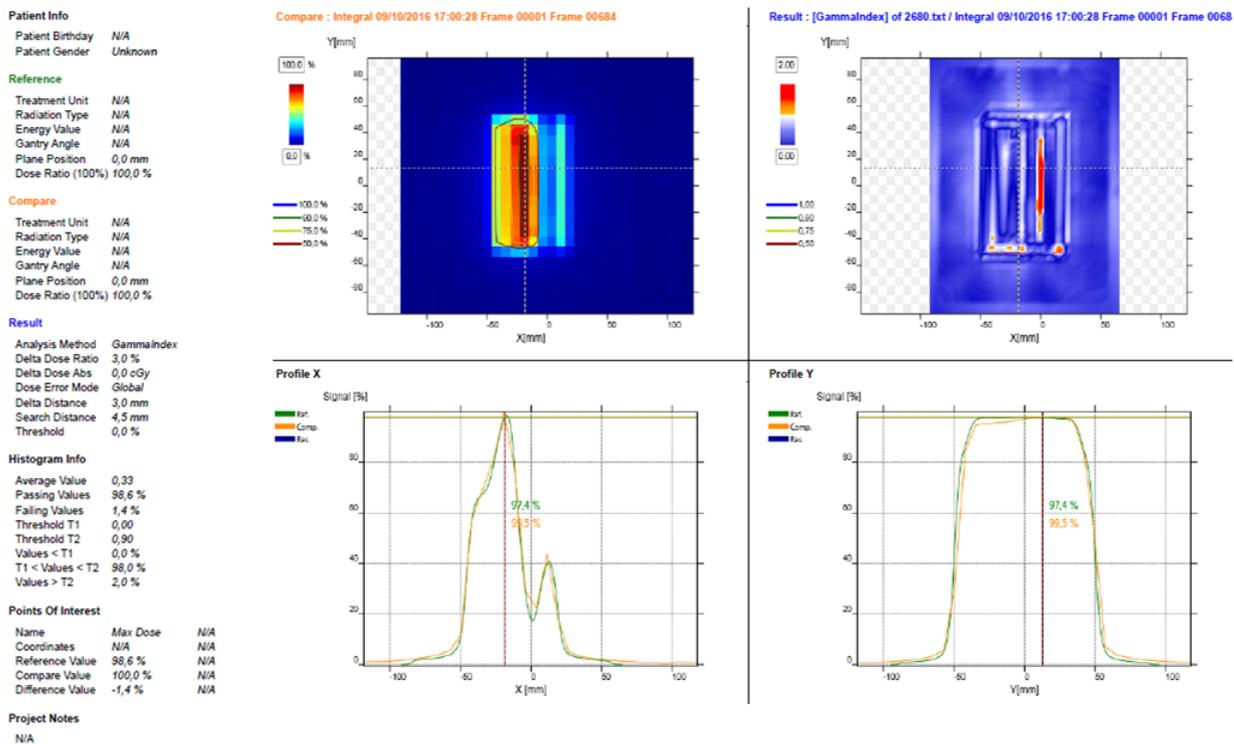


Figura D.7: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 80°, mediciones a 0°.

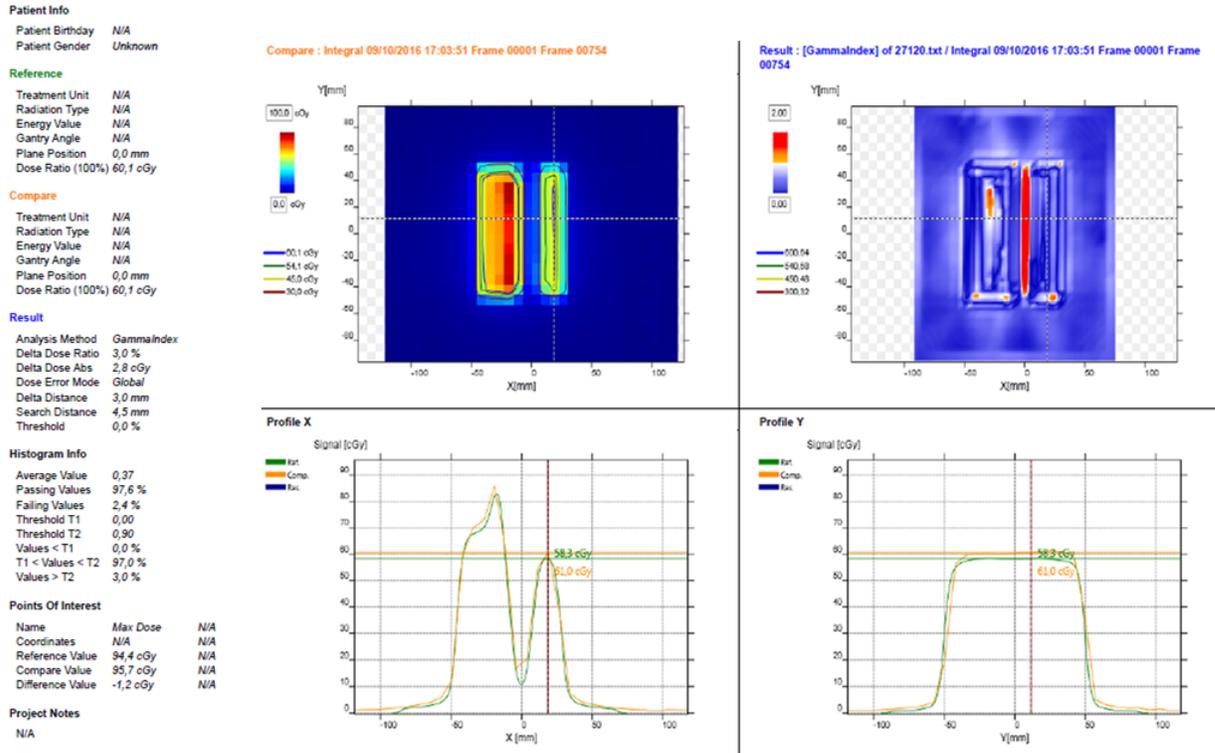
D.8. Ángulo: 120^0 

Figura D.8: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 120^0 , mediciones a 0^0 .

D.9. Ángulo: 160°

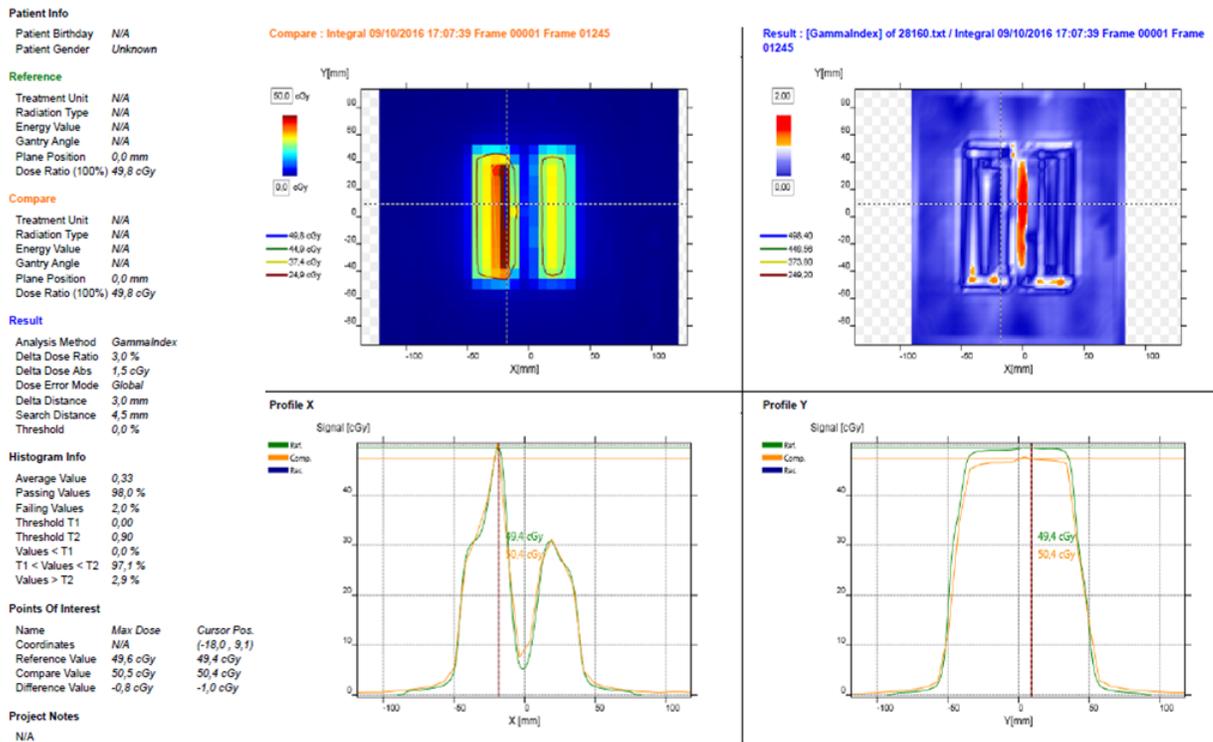


Figura D.9: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el ángulo de 160°, mediciones a 0°.

Apéndice E

Resultados: Planes con ángulos de tratamiento

E.1. Multiblanco

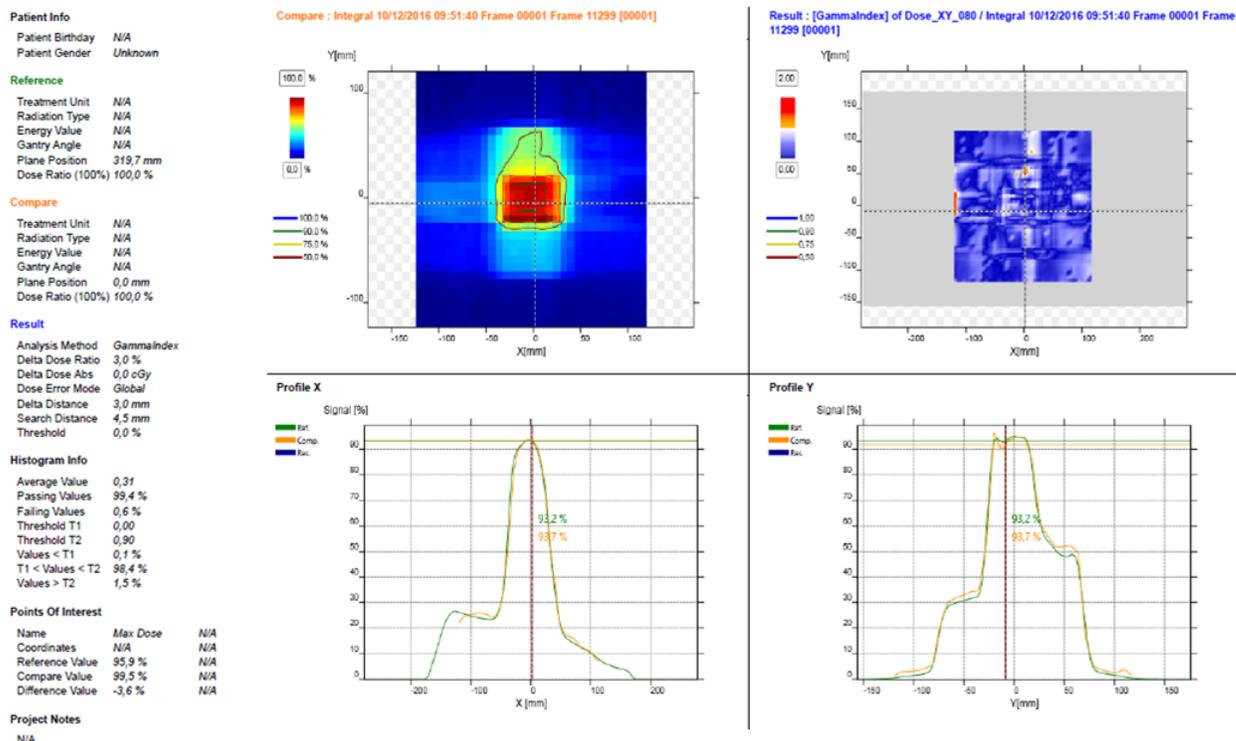


Figura E.1: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para el Multiblanco

E.2. Próstata

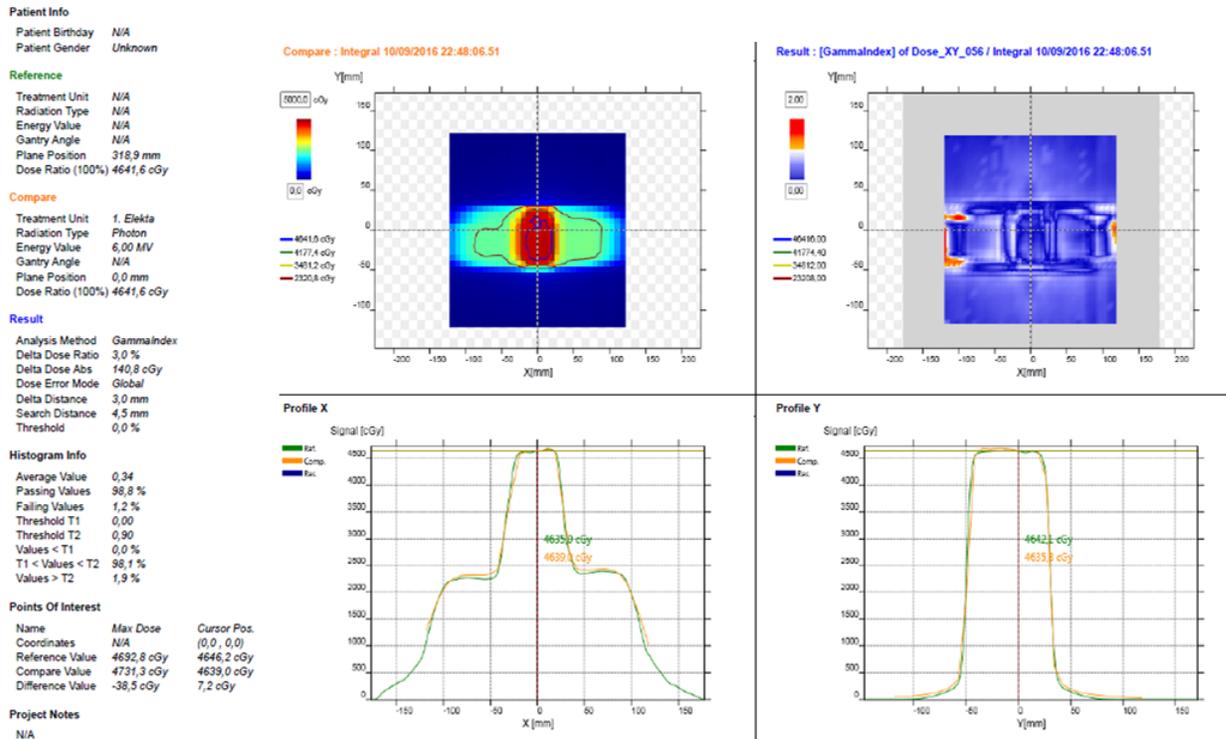


Figura E.2: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para la Próstata

E.3. Cabeza y Cuello

Patient Info
 Patient Birthday N/A
 Patient Gender Unknown

Reference
 Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 318,9 mm
 Dose Ratio (100%) 100,0 %

Compare
 Treatment Unit N/A
 Radiation Type N/A
 Energy Value N/A
 Gantry Angle N/A
 Plane Position 0,0 mm
 Dose Ratio (100%) 100,0 %

Result
 Analysis Method GammaIndex
 Delta Dose Ratio 3,0 %
 Delta Dose Abs 0,0 cGy
 Dose Error Mode Global
 Delta Distance 3,0 mm
 Search Distance 4,5 mm
 Threshold 0,0 %

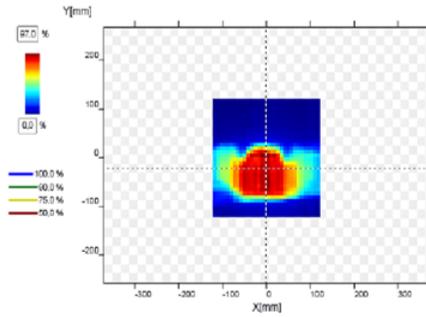
Histogram Info
 Average Value 0,46
 Passing Values 91,9 %
 Failing Values 8,1 %
 Threshold T1 0,00
 Values < T1 0,1 %
 T1 < Values < T2 89,0 %
 Values > T2 10,9 %

Points Of Interest

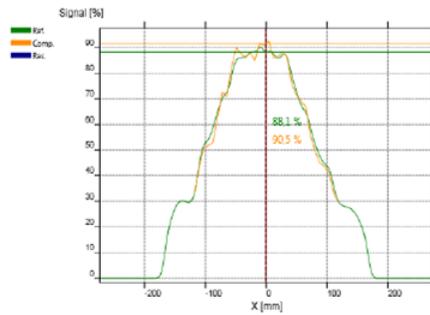
Name	Max Dose	Cursor Pos.
Coordinates	N/A	(-0,6 , -22,9)
Reference Value	95,2 %	88,1 %
Compare Value	97,6 %	90,5 %
Difference Value	-2,4 %	-2,4 %

Project Notes
 N/A

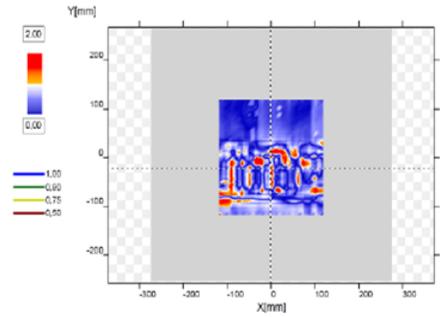
Compare : Integral 09/10/2016 18:44:05 Frame 00001 Frame 13023



Profile X



Result : [GammaIndex] of Dose_XY_056 / Integral 09/10/2016 18:44:05 Frame 00001 Frame 13023



Profile Y

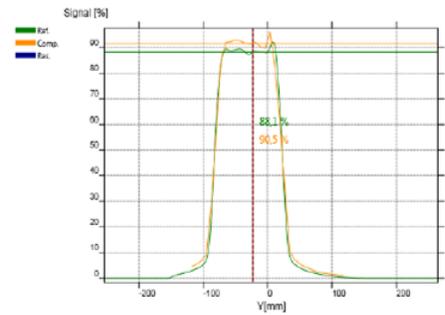


Figura E.3: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para Cabeza y Cuello

E.4. Forma C

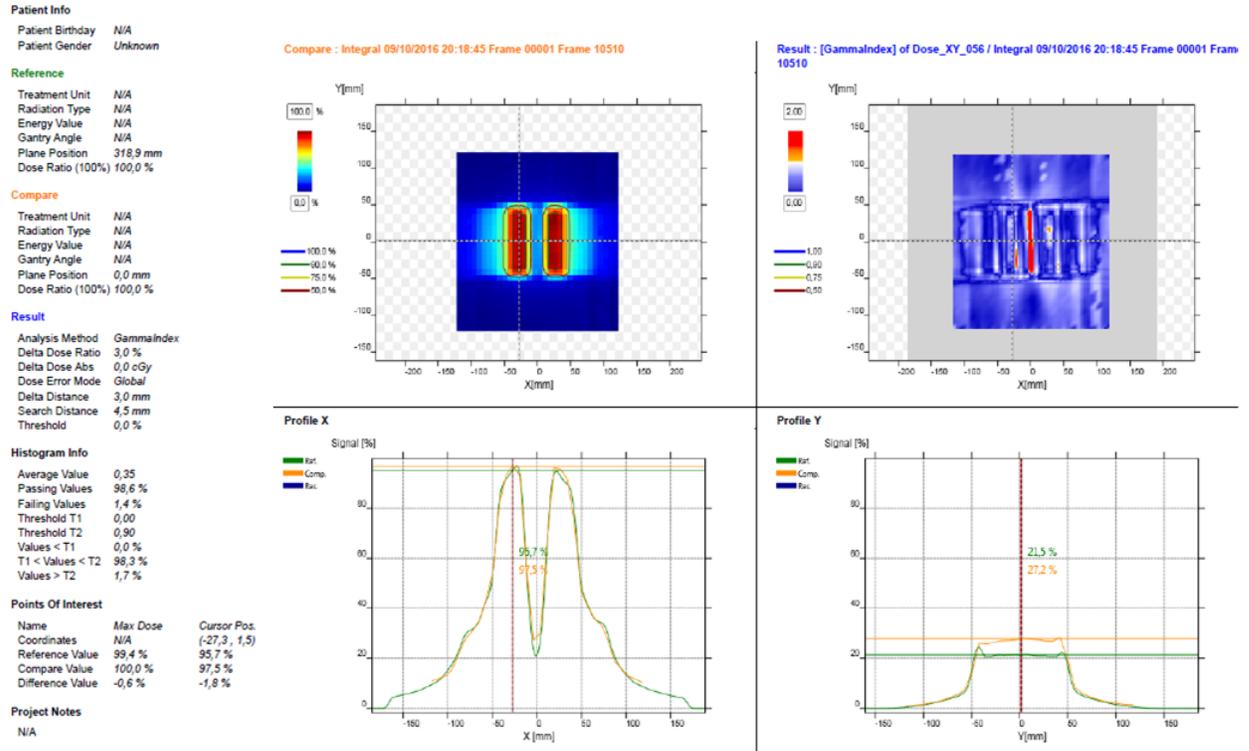


Figura E.4: Resultados: arreglo planar con multiCUBE para la Forma C

Apéndice F

Arreglo Experimental

F.1. Modular

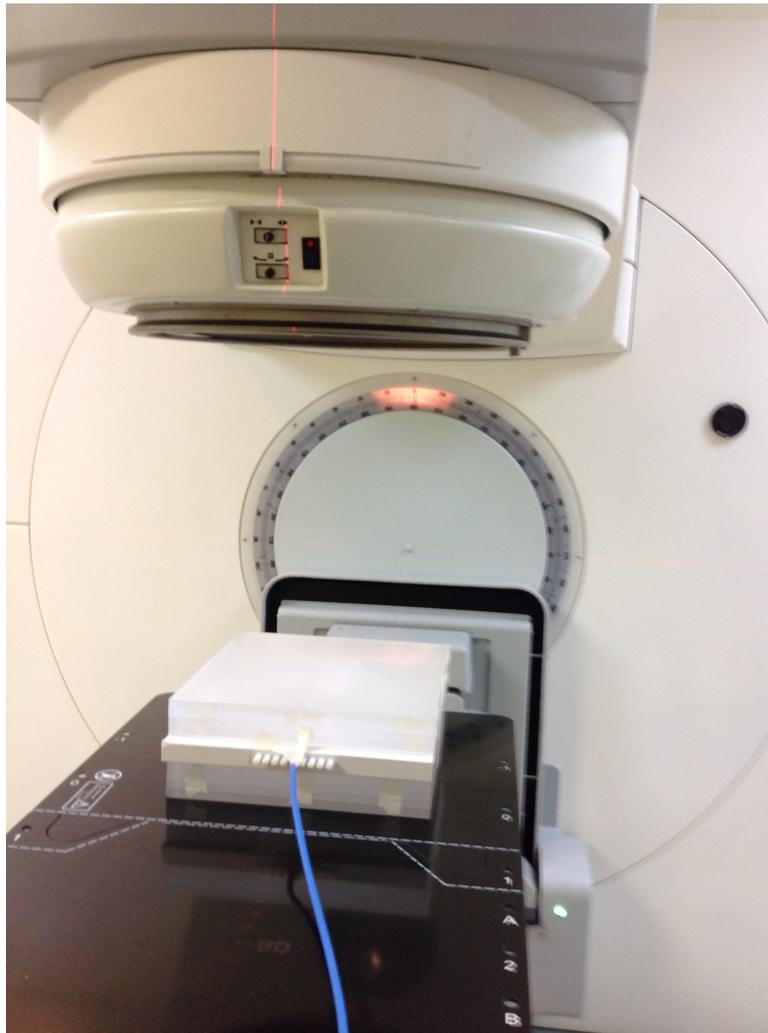


Figura F.1: *Configuración utilizando el maniquí modular*

F.2. multiCUBE



Figura F.2: Configuración utilizando el maniquí multiCUBE

Bibliografía

- [1] International Commission on Radiation Units Radiation Units and Measurements. *Dose specification for reporting external beam therapy in photon and electrons*. Academic Press, 1978.
 - [2] International Commission on Radiation Units Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. Academic Press, 1993.
 - [3] International Commission on Radiation Units Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy Supplement to ICRU Report No: 50*. Academic Press, 1999.
 - [4] International Commission on Radiation Units Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) Report 83*. Academic Press, 2010.
 - [5] Faiz M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed., 2009.
 - [6] y coll MACKIE, T. R. A convolution method of calculating dose for 15 mv x rays. *Med. Phys* 47., pp: 15 - 32, 1995.
 - [7] E.A. de Kock. Pencil beam convolution model for fast-dose calculations in uncharged particle radiation treatment planning. *Radiation Phys* 967968, 2004.
 - [8] Low y coll. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys* 28, No. 5 pp. 752-756., 2001.
 - [9] y coll. J. E. Bayouth. Mlc quality assurance techniques for imrt applications. *Mlc quality assurance techniques for imrt applications.*, 2003.
 - [10] J. Galvin E. Klein T. LoSasso D. Low K. Mah A. L. Boyer, P. Biggs and C. Yu. . Basic applications of multileaf collimators. technical report 72, report of the aapm radiation therapy committee taskgroup no.50. Technical report, American Association of Medical Physicists (AAPM), 2001.
-

- [11] Gary A. Ezzell y coll. Imrt commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from aapm task group 119. Technical report, American Association of Physicists in Medicine, 2009.
- [12] Sasa Mutic 10. Daniel A. Low, William B. Harms and James A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25 (5): pp. 656-661, 1998.
- [13] Tom Depuydt y coll. A quantitative evaluation of imrt dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology*, 62(3): pp. 309-319, 2002.
- [14] y coll J. Venselaar. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems,. *Radiother. Oncol.* 60, 191-201, 2001.
- [15] y coll. J. Palta. In intensity-modulated radiation therapy: The state of art,. *Edited by J. R. Palta and T. R. Mackie I Medical Physics, Madison, W.* pp. 593-612, 2003.
-