

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MEDICA



**PROTOCOLO DE ACEPTACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD DEL
SISTEMA DE REFERENCIA CARINAISO.**

Trabajo de Grado presentado por
Pedro Ramón Martínez Arévalo
ante la Facultad de Ciencias de la
ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Magister Scientiarum en Física
Médica**

Con la tutoría de:

MSc. Alfredo Cabrera

Mayo, 2018

Caracas, Venezuela

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA



**PROTOCOLO DE ACEPTACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD DEL
SISTEMA DE REFERENCIA CARINAISO.**

Trabajo de Grado presentado por
Pedro Ramón Martínez Arévalo
ante la Facultad de Ciencias de la
ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Magister Scientiarum en Física
Médica**

Con la tutoría de:

MSc. Alfredo Cabrera

Mayo, 2018
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: **PEDRO RAMÓN MARTÍNEZ ARÉVALO**, Cédula de identidad N°.19701907, bajo el título "**PROTOCOLO DE ACEPTACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE REFERENCIA CARINAISO**", 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 **16 de MAYO de 2018** a las **09:00 A.M.**, para que **el autor** lo defendiera en forma pública, lo que **éste** hizo en la **Sala de Computadoras (113-A) Galpón 9, Escuela de Física de la Facultad de Ciencias -UCV**, 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 para la utilización clínica en los servicios que cuentan con láseres externos como sistema de referencia para el simulador virtual, siendo este protocolo el primero en Venezuela.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los 16 días del mes de Mayo del año 2018, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como Coordinador del jurado **M.Sc. Alfredo Cabrera** (Unidad de Radioterapia Cabriales 21, C.A).

Dr. Estebán Álvarez
C.I. 9525744
UCV

M.Sc. Jesús Romero
C.I. 13309305
GURVE

M.Sc. Alfredo Cabrera
C.I. 14519688
Unidad de Radioterapia Cabriales 21, C.A
Tutor



ep. 16/05/2018

Dedicatoria.

*"Lo que parecía muy lejano, fue una solo ilusión que mis ganas encontraron; no solo
soñé, entendí que al encontrar mi camino, llegue al lugar donde quiero estar".*

Pedro R., Martínez., A

A mis Padres, Odilia y Pedro.

A mi tia Juanita.

A mis bellas Hermanas, Anaer y Dianaher.

A mis sobrinos

A ROMA

Con su prisma convierten mi luz blanca en arcoiris.

Agradecimientos.

A Dios. A toda mi familia, que con mucho cariño me apoyo siempre para seguir adelante. A mi tutor Alfredo Cabrera, con quien estoy agradecido por su tiempo, dedicación y disposición, conocimientos e interés en todo momento para sacar adelante este trabajo. A mi UCV por ser mi Alma Máter. Al Servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A. A mis compañeros, amigos y demás personas que colaboraron con la realización de este trabajo.

Resumen

En este trabajo se analizó la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por el sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación, implementado 106 pacientes oncológicos, planificados con diversas técnicas de radioterapia. Se analizó el proceso de simulación para estos pacientes, teniendo en cuenta el marcaje y alineación correspondiente a partir del sistema de referencia CARINAiso, con el objetivo de disminuir las placas de verificación y mejorar los tiempos de ingreso del tratamiento. En este sentido, se creó el Protocolo de Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso, para asegurar que las coordenadas proyectadas por el sistema se proyecten correctamente. Se establecieron criterios que contribuyen alcanzar el uso eficiente de la simulación virtual del tratamiento en radioterapia, permitiendo una óptima alineación, ubicación del isocentro o punto de referencia de tratamiento sobre el paciente. En este sentido, se explicaron las acciones llevadas a cabo para mantener óptimas las condiciones, realizando pruebas de los parámetros físicos, mecánicos, eléctricos y geométricos, donde se incluye procedimiento de medida, técnica a seguir, frecuencia de los controles y las tolerancias del sistema de láser LAP que constituye el sistema de referencia CARINAiso.

Palabras Claves: *Control de Calidad, Sistema Referencia CARINAiso, Láser.*

ÍNDICE GENERAL

1. Introducción.	21
2. Objetivos.	23
2.1. Planteamiento del Problema.	23
2.2. Objetivo General.	23
2.3. Objetivos Específicos.	24
2.4. Alcance.	24
2.5. Justificación.	24
3. Fundamentos Teóricos.	25
3.1. Equipos de Simulación y Localización.	25
3.1.1. Simulador Convencional.	25
3.1.2. Simulador Virtual.	26
3.2. Sistemas de Referencia.	29
3.2.1. Sistema de Coordenadas de las Imágenes de Tomografía Compu- tarizada.	30
3.2.2. Sistema de Coordenadas en Radioterapia.	31
3.3. Control de Calidad.	32
4. Parte Experimental: Métodos y Materiales.	35
4.1. Equipos y Materiales Utilizados.	36
4.2. Caracterización del Sistema de Referencia CARINAiso.	39
4.3. Protocolo de Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.	42
4.3.1. Pruebas Mecánicas y Geométricas: Alineación de los Láseres.	42
4.3.2. Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres exter- nos (LÁSER DORADO 3).	42
4.3.3. Indicador de la posición de la camilla.	43
4.4. Protocolo General de Simulación de Tratamiento y Marcaje del Paciente.	47
4.5. Coincidencia entre el isocentro de la imagen de simulación <i>vs</i> imagen de verificación.	49

4.5.1. Control de calidad en la relación a la reproducibilidad de la simulación de tratamiento.	49
5. Resultados y Análisis.	53
5.1. Control de Calidad del Sistema de referencia CARINAiso.	53
5.1.1. Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres externos.	53
5.1.2. Indicador de la posición de la camilla.	54
5.1.3. Alineación de los láseres internos del gantry con el plano de exploración.	54
5.1.4. Orientación de los láseres internos del gantry con el plano de exploración.	56
5.2. Comparación de las coordenadas CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.	62
5.2.1. Región de Cabeza y Cuello.	62
5.2.2. Región de Mama.	65
5.2.3. Región de Tórax.	69
5.2.4. Región Abdomen y Pelvis.	72
6. Conclusiones.	77
7. Hoja de Trabajo	79
7.1. Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.	79
A. Posicionamiento y Alineación para las Simulaciones en Radioterapia.	81
A.1. Posicionamiento y Alineación de Cabeza y Cuello.	81
A.2. Posicionamiento y Alineación de Mama.	83
A.3. Posicionamiento y Alineación de Abdomen-Pelvis.	84
A.3.1. Posición Supino.	84
A.3.2. Posición Prono.	85
B. Hoja de Trabajo	87
B.1. Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.	87

ÍNDICE DE FIGURAS

3.1. Simulador Convencional	26
3.2. Esquema básico de un simulador virtual y las herramientas del software de simulación	27
3.3. Visualización a lo largo del plano sagital (arriba izquierda) y en 3D de un estudio TC de cráneo (120 kV, 222 mA, corte: 1 mm). Las ventanas de despliegue en las visualizaciones 3D fueron ajustadas para enfatizar las vías aéreas (arriba derecha), tejido blando y hueso (abajo izquierda) y hueso (abajo derecha)	28
3.4. Sistema Físico para la descripción de la Ley de Lambert-Beer	29
3.5. Posición de una partícula en un sistema de referencia en coordenadas cartesianas	30
3.6. Sistema de coordenadas del tomógrafo computarizado	31
3.7. Sistema de referencia CARINAiso	31
3.8. Sistema de referencias en radioterapia	32
4.1. Esquema de la Estructura del Protocolo de Control de Calidad	36
4.2. Simulador de TC General Electric, Modelo OPTIMA CT580 RT	37
4.3. Conjunto de láseres externos marca LAP, modelo Apollo	37
4.4. Acelerador Lineal Trilogy, Varian Medical System	38
4.5. Acelerador Clinac 2100 C, Varian Medical System	38
4.6. Maniquí de alineación de los láser	39
4.7. Esquema del sistema de Láser DORADO 3	40
4.8. Características del Sistema Láser DORADO 3	41
4.9. Esquema General del Sistema de Referencia CARINAiso	41
4.10. Montaje para la coincidencia entre láseres internos con los láseres externos del simulador	43
4.11. Montaje para la verificación del indicador longitudinal de la camilla	44
4.12. Montaje para la verificación del indicador longitudinal de la camilla	44
4.13. Montaje experimental del indicador longitudinal de la camilla	44
4.14. Montaje para la verificación de la alineación de los láser del gantry con el plano de exploración	45

4.15. Montaje para la orientación de los láseres externos (sistema LASER DO-RADO 3) con respecto al plano de la imagen o plano de exploración. . . .	47
4.16. Ubicación del isocentro planificado y el adquirido en base a las coordenadas de simulación.	50
4.17. Sistema de referencia de la camilla del acelerador lineal.	51
5.1. Corte tomográfico obtenido para la verificación de la alineación de los láseres internos con el plano de exploración.	55
5.2. Corte tomográfico de referencia para la verificación de la alineación de los láseres internos con el plano de exploración tomado de la referencia [I]. . .	55
5.3. Cuantificación de la separación de los láseres internos con respecto al plano de la imagen.	56
5.4. Primer barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres internos del gantry son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	57
5.5. Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres internos del gantry son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	57
5.6. Primer barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	59
5.7. Primer barrido tomográfico obtenido verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	59
5.8. Primer barrido tomográfico obtenido verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	60
5.9. Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	60
5.10. Segundo barrido tomográfico obtenido la verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	61
5.11. Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.	61
5.12. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.	63
5.13. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.	63
5.14. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z, en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.	64
5.15. Variación promedio de las coordenadas de tratamiento con respecto a las coordenadas CARINAiso, en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.	65
5.16. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en los pacientes con isocentros en la región de mama.	67

5.17. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de mama.	67
5.18. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z, en los pacientes con isocentros en la región de mama.	68
5.19. Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de mama.	69
5.20. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.	70
5.21. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.	71
5.22. Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.	71
5.23. Variación promedio de las coordenadas de los pacientes con isocentros en la región de tórax.	72
5.24. Variación de las coordenadas en el eje Y de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.	74
5.25. Variación de las coordenadas en el eje X de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.	74
5.26. Variación de las coordenadas en el eje Z de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.	75
5.27. Variación promedio de las coordenadas de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.	75
7.1. Hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.	80
A.1. a) Cuello extendido b) Cuello normal c) Cuello flexible	82
A.2. Inmovilización de un paciente de cabeza y cuello	82
A.3. Posicionamiento de mama supino.	83
A.4. Posicionamiento de mama prono.	84
A.5. Posicionamiento de Paciente de recto en posición prono.	85
B.1. Hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.	88

ÍNDICE DE CUADROS

4.1. Características del Láser DORADO 3.	40
5.1. Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres externos. . .	53
5.2. Indicador de la posición de la camilla en dirección Y.	54
5.3. Indicador de la posición de la camilla desplazándola en dirección -Y.	54
5.4. Valores obtenidos de la separación de los láseres externos con respecto a los láseres internos del gantry.	58
5.5. Resultado de la coincidencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de Cabeza y Cuello.	62
5.6. Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de Tratamiento en región de cabeza y cuello.	64
5.7. Resultado de la coincidencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de mama.	66
5.8. Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de mama.	68
5.9. Resultado de la correspondencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de tórax.	70
5.10. Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de tórax.	72
5.11. Resultado de la correspondencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de región de abdomen y pelvis.	73
5.12. Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de Tratamiento en región de abdomen y pelvis.	73

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN.

En la radioterapia existen programas de garantía de calidad, en la cual participa un equipo multidisciplinario formado por Radioterapeutas, Físicos Médicos, Técnicos en Radioterapia y personal de Enfermería, con el objetivo de cumplir el principio de optimización de la radioterapia. Este documento sirve como guía para los profesionales relacionados al área que dispongan en su servicio de un sistema de referencia basado en láseres externos, para la aceptación y controles de calidad del sistema, como parte del programa de garantía y aseguramiento de calidad en radioterapia, con la finalidad de disminuir los riesgos asociados a esta practica.

Desde los inicios de la radioterapia, han ocurrido accidentes en las diferentes etapas de tratamiento, que repercuten directamente sobre el paciente, por esta razón se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia con el objetivo de proporcionar a los pacientes el mejor tratamiento posible [7].

La radioterapia es un tratamiento médico, que utiliza las radiaciones ionizantes (rayos x, rayos gamma, electrones, neutrones, protones, etc.) con fines terapéuticos generalmente utilizado en pacientes oncológicos. El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento y prescripción de la dosis, la planificación (simulación y planificación de tratamiento) y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y la evaluación de resultados a corto y a largo plazo. De esta manera, se busca entregar en forma homogénea la dosis prescrita en el volumen tumoral, mejorando la tasa de control local, protegiendo los tejidos sanos circundantes, y de este modo, disminuir la toxicidad y mejora la calidad de vida del paciente cumpliendo con el objetivo de la radioterapia [9].

La base fundamental de la planificación de tratamiento en radioterapia es la simulación virtual, la cual describe el proceso de simulación de una planificación de los haces de radiación por medio de un sistema informático que proyecta los parámetros geométricos de radiación definidos virtualmente y el isocentro sobre el cuerpo del paciente a través de un sistema láser. Durante la simulación TC se detecta la posición del tumor en las imágenes TC y se determina un punto de referencia o bien directamente un isocentro.

Para el cálculo de las coordenadas se utilizan sistemas de planificación de tratamiento que transmiten las coordenadas al sistema de simulación (en nuestro caso el sistema CARINAiso) [10, 16].

Para cumplir con los objetivos de la simulación virtual de tratamiento en radioterapia es necesario [10]; Posicionamiento e inmovilización del paciente: Se elige de acuerdo a los volúmenes a irradiar y a proteger, por lo que debe ser reproducible y confortable. Alineación del paciente y límites de campo: Mediante láseres internos y externos ubicados en el tomógrafo (son iguales a los ubicados en el equipo de tratamiento), los cuales permiten la correcta alineación del paciente, delimitando las marcas de isocentros para el tratamiento. Definir espesor de cortes tomográficos axiales. Transferencia de imágenes. En el planificador tridimensional pueden dibujar los contornos externos en forma manual con copia automática, disponiendo de herramientas como la ventana de grises, fusión de la imagen de TC¹ de simulación con otras de RMN² o PET³. Con este equipamiento se pueden dibujar con precisión los volúmenes blanco y los órganos a riesgo.

La realización de una simulación virtual a grosso modo no garantiza la correspondencia entre las coordenadas proyectadas en la simulación y la planificadas, existiendo un riesgo de generar dosis adicionales en el paciente debido a una radicación incorrecta por causa de un marcado erróneo. Por consecuencia en este trabajo de investigación se realizará un protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso, con la finalidad de establecer criterios que contribuyan alcanzar el uso eficiente de la simulación virtual del tratamiento en radioterapia. El documento describe los objetivos planteados, fundamentos teóricos necesarios para entender el sistema de referencia CARINAiso, las etapas llevadas a cabo para el desarrollo exitoso de este trabajo de investigación, explicando las acciones llevadas a cabo para mantener las óptimas condiciones, describiendo las pruebas de los parámetros físicos, mecánicos, eléctricos y geométricos incluyendo procedimiento de medida, técnica a seguir, frecuencia de los controles y las tolerancias del sistema de láser que constituyen el Sistema de Referencia CARINAiso.

¹TC: Tomografía Computarizada

²RMN: Resonancia Magnética Nuclear

³PET: Tomografía por Emisión de Positrones por sus siglas en Ingles

2.1. Planteamiento del Problema.

- Muchos de los trabajos relacionados con Protocolos de Control de Calidad en Radioterapia, específicamente en la etapa de simulación de tratamiento, por ejemplo; Quality assurance for computed tomography simulators and the computed tomography simulation process: Report of the AAPM⁴ Radiation Therapy Committee Task Group No. 66 [1] y el Protocolo de Control de Calidad de equipos Tomografía para Radioterapia de la Sociedad Española de Física Médica [2], describen de forma general un esquema de trabajo que incluye pruebas mecánicas y geométricas, de calidad de imagen y estimación de dosis en simulación de radioterapia, siendo el fuerte para estos protocolos las dos ultimas etapas, sin ser menos importante las pruebas mecánicas y geométricas. Se plantea un trabajo de investigación donde se analice de forma detallada la exactitud y precision geométrica de los láseres internos y externos que definen las coordenadas de un punto de referencia o bien un isocentro en el paciente, debido a variaciones que podrían existir por desajustes intrínsecos del sistema, daños del sistema luego del mantenimiento o por reparaciones. En este sentido desarrolla un protocolo de Aceptación Control de Calidad especifico al Sistema de Referencia CARINAiso que permite definir un punto de referencia o bien un isocentro, con el objetivo de analizar la correspondencia entre las coordenadas de simulación y las indicadas por el sistema de planificación, con la finalidad de disminuir los riesgos asociados a la radioterapia.

2.2. Objetivo General.

- Elaboración de un protocolo de control de calidad para la aceptación del sistema de referencia CARINAiso, en el Servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A.

⁴AAPM:Asociacion Americana de Física Medica por sus siglas en Ingles.

2.3. Objetivos Específicos.

- Caracterización del Sistema de Referencia CARINAiso.
- Establecer y desarrollar pruebas de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso para garantizar que su utilización se haga de forma eficiente.
- Estudiar y Analizar los parámetros físicos, eléctricos y geométricos que afectan el buen funcionamiento del sistema de referencia CARINAiso.
- Comprobar que cada uno de los parámetros del sistema de referencia funcione de modo correcto.
- Estudiar la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por el sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.

2.4. Alcance.

- Este documento sirve como guía para los profesionales relacionados al área que dispongan en su servicio de un sistema de referencia basado en láseres externos, para la aceptación y controles de calidad del sistema, como parte del programa de garantía y aseguramiento de calidad en radioterapia.

2.5. Justificación.

- El protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso, mediante procedimientos específicos de verificación y medida de los parámetros mecánicos y geométricos, permite garantizar con precisión y exactitud cada uno de los parámetros mecánicos y geométricos del sistema de referencia CARINAiso funcionen de forma correcta, asegurando que las incertidumbres del marcaje y alineación del paciente se mantengan dentro de las tolerancias establecidas por los protocolos internacionales, para así mejorar el tiempo de ingreso del tratamiento y la protección radiológica del paciente.
-

CAPÍTULO 3

FUNDAMENTOS TEÓRICOS.

En este capítulo se describen los fundamentos teóricos necesarios para el desarrollo del protocolo de aceptación y control de calidad del sistema de referencia CARINAiso.

3.1. Equipos de Simulación y Localización.

El simulador es un componente importante del equipamiento usado en radioterapia. Se ha venido usando, por un lado, para localizar los volúmenes a tratar y a proteger, que hay que tener en cuenta en la planificación de un tratamiento y, por otro, para la simulación propiamente dicha del mismo. Los simuladores convencionales permiten obtener imágenes planares de RX pero actualmente se dispone de simuladores de tomografía computarizada que permiten combinar sus imágenes con las obtenidas por medio de otras técnicas como, por ejemplo, imagen de resonancia magnética o tomografía por emisión de positrones.

3.1.1. Simulador Convencional.

El simulador convencional consiste en un tubo de RX de diagnóstico montado en un brazo que gira, simulando una geometría igual a la de las máquinas de terapia, tanto unidad de Cobalto-60 como acelerador lineal (distancia fuente-isocentro 80 *cm* o 100 *cm* respectivamente). De este modo el simulador tiene los mismos grados de libertad que la unidad de tratamiento y permite obtener imágenes en modo radiográfico o en modo fluoroscópico. En las unidades de tratamiento los campos de radiación se definen con colimadores mientras que en los simuladores se definen con marcadores de campo que permiten visualizar el volumen blanco a tratar así como los tejidos sanos cercanos. En la figura 3.1 se muestra un esquema de un simulador de este tipo. Un grupo de trabajo [BIR, 1989] sugirió las características que deben tener. Actualmente se utilizan poco, ya que los simuladores virtuales mediante imágenes TC han venido a ocupar su sitio.

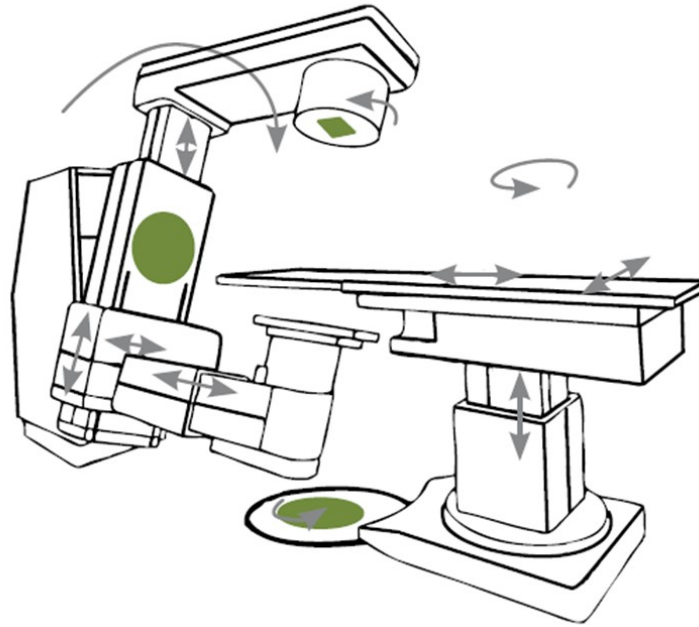


Figura 3.1: Simulador Convencional

Imagen cortesía de la Sociedad Española de Física Médica [17].

3.1.2. Simulador Virtual.

Estos equipos son tomógrafos computarizados de rayos x, similares a los usados en diagnóstico, con algunas características especiales para su uso en radioterapia.

- Camilla del paciente rígida y plana para que las condiciones de toma de la imagen sean las mismas que las de tratamiento.
- Gran abertura para introducir los inmovilizadores de radioterapia y así poder tomar las imágenes en la misma posición que tendrá el paciente durante el tratamiento.
- Sistema de láser para localizar referencias en la superficie del paciente a partir de las cuales se pueda reproducir la posición del paciente sobre la mesa de tratamiento.
- Programas de simulación virtual que permitan definir un plan de tratamiento y simularlo usando radiografías reconstruidas digitalmente a partir de las imágenes transversales de tomografía computarizada. Estas imágenes tienen en cuenta la divergencia del haz y pueden modificarse realizando o disminuyendo los tejidos de interés, blandos u óseos.

En la figura [3.2](#) se muestra la localización de las zonas de interés, obtención de imágenes reconstruidas digitalmente y la reconstrucción tridimensional de los volúmenes de interés efectuada a partir de contornos tomados en las imágenes de los cortes transversales.

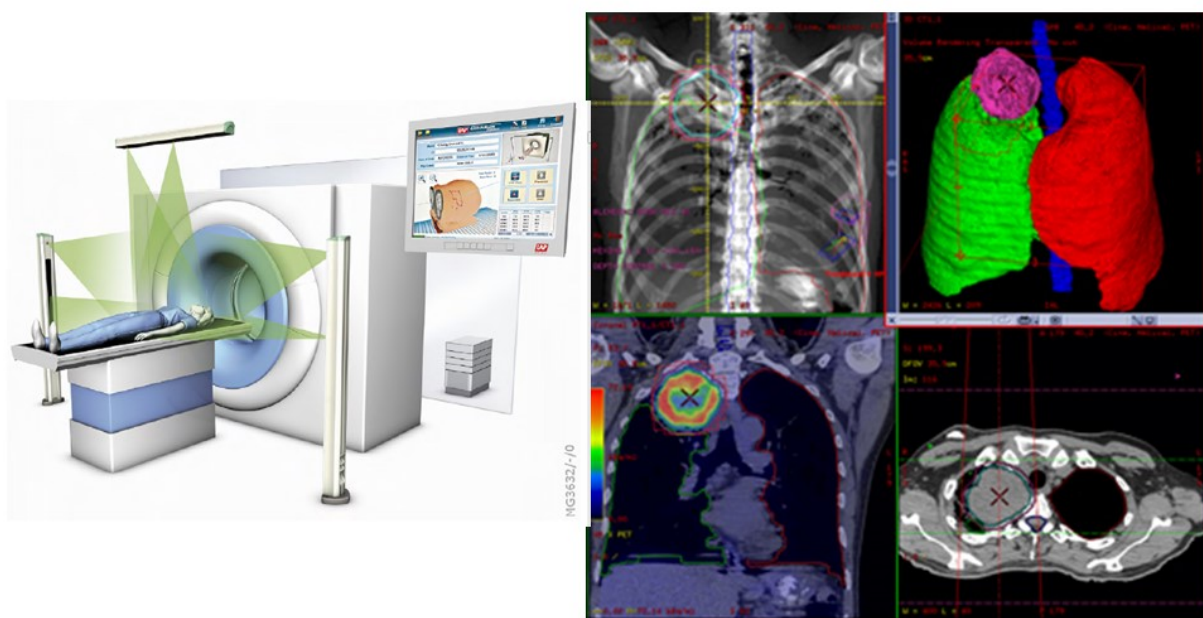


Figura 3.2: Esquema básico de un simulador virtual y las herramientas del software de simulación.

Imagen tomada del manual de usuario del sistema de referencia CARINAiso. [16].

3.1.2.1. Tomografía Computarizada.

La tomografía computarizada es una técnica que produce imágenes tomográficas (a lo largo de diferentes cortes del paciente) que se presentan en un mapa de coeficientes lineales de atenuación de diferentes tejidos. Una de las características más relevantes de la tomografía computarizada es que provee información en 3D⁵ (ver figura 3.3) sin el solape de estructuras anatómicas. Esto permite mejorar la cuantificación de diferencias de intensidades de píxeles sobre las imágenes (contraste) con respecto al contraste de imágenes planas.

⁵3D: Tres dimensiones

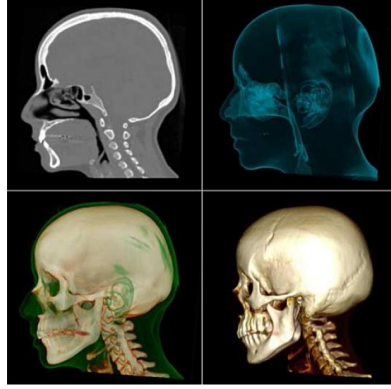


Figura 3.3: Visualización a lo largo del plano sagital (arriba izquierda) y en 3D de un estudio TC de cráneo (120 kV, 222 mA, corte: 1 mm). Las ventanas de despliegue en las visualizaciones 3D fueron ajustadas para enfatizar las vías aéreas (arriba derecha), tejido blando y hueso (abajo izquierda) y hueso (abajo derecha).

Imagen tomada del libro Fronteras de la Física Médica del Siglo XXI [14].

Su principio físico se basa fundamentalmente en la atenuación que sufre la radiación ionizante cuando interactúa con un determinado objeto. Cuando los rayos x interactúan con un medio atenuador, estos siguen la Ley de Lambert-Beer, la cual es una ley empírica que relaciona la absorción de la radiación con las propiedades del material atravesado (ver ecuación 3.5).

Para describir la Ley de Lambert-Beer se supone un sistema físico, la cual consiste en la atenuación de que sufre una fuente monocromática de rayos x, al interactuar a través de un objeto de espesor $\Delta\eta$, con coeficiente de atenuación constante μ (ver figura 3.4). A partir de este modelo simple podemos calcular la atenuación de una haz de rayos x monocromático de la siguiente manera:

- La atenuación de un haz de rayos x que es proporcional al número de fotones después de atravesar una distancia $\Delta\eta$ a través de un objeto viene dada por:

$$I(\eta + \Delta\eta) = I(\eta) - \mu(\eta)I(\eta)\Delta\eta \quad (3.1)$$

- Reescribiendo la ecuación anterior

$$\frac{I(\eta + \eta\Delta) - I(\eta)}{\Delta\eta} = -\mu(\eta)I(\eta) \quad (3.2)$$

- Tomando el límite cuando $\Delta\eta \rightarrow 0$

$$\begin{aligned} \Rightarrow \lim_{\Delta\eta \rightarrow 0} \frac{I(\eta + \eta\Delta) - I(\eta)}{\Delta\eta} &= \frac{dI(\eta)}{d\eta} = -\mu(\eta)I(\eta) \\ &\Rightarrow \frac{dI(\eta)}{d\eta} = -\mu(\eta)I(\eta) \end{aligned} \quad (3.3)$$

- Resolvemos la ecuación diferencial lineal de primer orden, utilizando separación de variables de la siguiente manera:

Suponiendo $\mu(\eta) = \mu = \text{constante}$

$$\Rightarrow \int \frac{dI}{I} = -\mu \int \eta d\eta$$

$$I(\eta) = e^{-\mu\eta+c} \quad (3.4)$$

- Con la Condición Inicial $I(0) = I_0$, finalmente se obtiene la Ley de atenuación de Lambert-Beer.

$$\Rightarrow I(\eta) = I_0 e^{-\mu\eta} \quad (3.5)$$

Con $\mu = \mu_s + \alpha$, siendo μ_s y α los coeficientes de dispersión y absorción respectivamente.

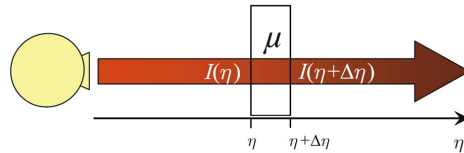


Figura 3.4: Sistema Físico para la descripción de la Ley de Lambert-Beer.

Imagen tomada de la referencia [13]

La descripción más simple del principio de funcionamiento de un escáner TC consiste en el movimiento alrededor del paciente y adquisición de datos sincronizados de un haz colimado de rayos x y un conjunto de detectores colocados de lado opuesto. Los datos registrados por los detectores representan integrales de línea (proyecciones) de los coeficientes lineales de atenuación de los tejidos atravesados. Las imágenes tomográficas se obtienen invirtiendo las proyecciones con técnicas matemáticas como la retroproyección filtrada, métodos algebraicos, métodos de Fourier o métodos iterativos.

3.2. Sistemas de Referencia.

Un sistema de referencia en física es una convención necesaria para asignar una posición o ubicación espacial a una partícula u objeto con respecto a un origen o punto escogido O. La posición de una partícula en un sistema de referencia puede describirse mediante un conjunto de coordenadas. Por ejemplo, en un sistema de coordenadas cartesianas, el vector de posición $r = (x, y, z)$ da la ubicación de una partícula en el espacio con respecto a un origen O. Las componentes del vector de posición en coordenadas cartesianas también se denotan como $x_1 = x, x_2 = y, x_3 = z$ (ver figura 3.5).

El sistema de referencia CARINAiso básicamente es un sistema láser (LASER LAP) que permite determinar un punto de referencia o bien directamente un isocentro, para el cálculo de las coordenadas que se utilizan en el sistemas de planificación de tratamiento permitiendo ubicar la geometría de los campos sobre el paciente.

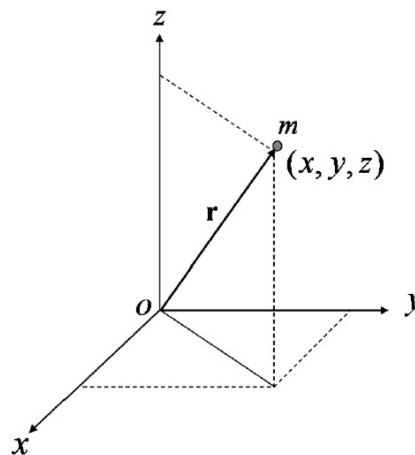


Figura 3.5: Posición de una partícula en un sistema de referencia en coordenadas cartesianas.

Imagen tomada del libro de Cosenza, M., [15].

3.2.1. Sistema de Coordenadas de las Imágenes de Tomografía Computarizada.

Todos los tomógrafos tienen un sistema de referencia para la adquisición de imágenes como el que se muestra a continuación en la siguiente imagen:

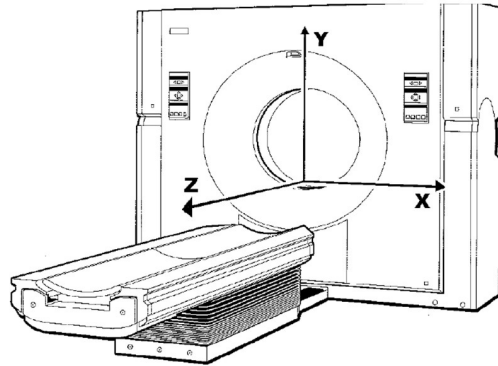


Figura 3.6: Sistema de coordenadas del tomógrafo computarizado.

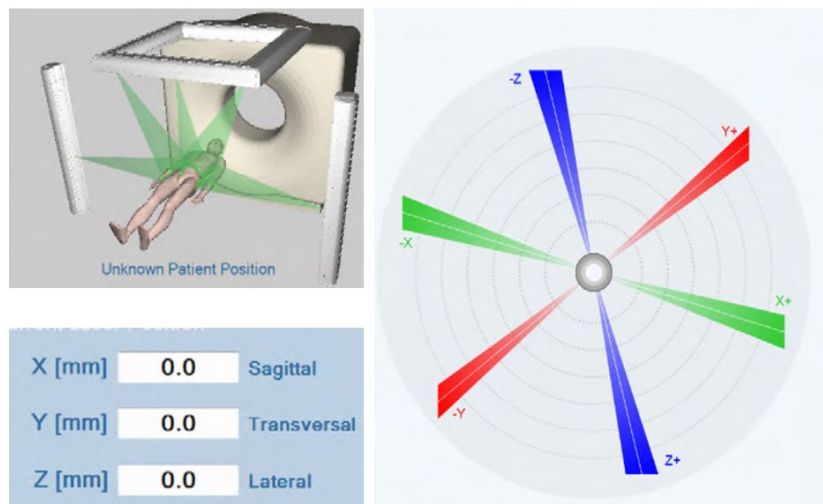


Figura 3.7: Sistema de referencia CARINAiso.

Imagen tomada del Manual de Usuario CARINAiso [16].

3.2.2. Sistema de Coordenadas en Radioterapia.

En la planificación y realización de tratamiento en radioterapia existen tres tipos de sistemas de coordenadas.

- Sistema de coordenadas del paciente: el sistema de coordenadas de tratamiento para el paciente está basado en puntos de referencia internos o externos. El sistema de coordenadas se define empleando uno de estos puntos como origen y otros puntos para la orientación y alineación del paciente.

- Sistemas de coordenadas del sistema de imágenes y tratamiento: Estos sistemas se definen respecto a los distintos elementos de la unidad, gantry, colimadores, haz de radiación, haz luminoso, láser de alineación y desplazamiento de la camilla.

La figura 3.8 muestra los tres diferentes sistemas de coordenadas

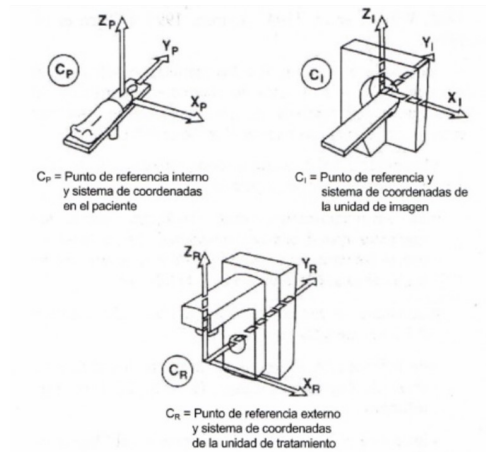


Figura 3.8: Sistema de referencias en radioterapia

Imagen tomada del ICRU 62.

- C_p : El sistema de referencia del paciente en relación a un punto de referencia interno.
- C_i : El sistema de referencia independiente a la unidad de imagen empleado para la adquisición de información de imagen por ejemplo (simulador virtual).
- C_r : El sistema de referencia independiente a la unidad de terapia para referir las variaciones geométricas de los haces y el paciente respecto a un punto de referencia externo.

3.3. Control de Calidad.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido Garantía de Calidad en Radioterapia como "Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento (OMS, Quality Assurance in Radiotherapy, 1988)". La Organización Internacional de Estandarización ha definido Garantía de Calidad como "Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente (ISO-6215-1980)" [7].

Un control de calidad se basa en realizar pruebas específicas requeridas para asegurar el funcionamiento eficaz y seguro del equipo. Durante los últimos años se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de tratamientos

en radioterapia, con el fin de proporcionar a los pacientes el mejor tratamiento posible [7, 3, 4].

CAPÍTULO 4

PARTE EXPERIMENTAL: MÉTODOS Y MATERIALES.

A continuación se muestran los materiales y metodología empleada para la elaboración del protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso del Servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A. Este estudio comprende las siguientes etapas: Caracterización del sistema de referencia CARINAiso, Control de Calidad del Sistema de referencia a partir de pruebas sistematizadas de verificación, comprobación y medidas a partir de las instrucciones de uso del sistema de referencia CARINAiso y otros estándares de Calidad [1, 4, 5, 6, 16]. De esta manera se describirán una serie de pasos para cada una de las pruebas de los parámetros físicos, mecánicos, eléctricos y geométricos. Estas pruebas incluyen procedimientos de medida, técnica a seguir, frecuencia de los controles y las tolerancias del sistema de referencia. Además, se analizó la coincidencia entre las coordenadas geométricas de la simulación utilizando una serie de instrumentos de medida geométricos para su análisis *In Vivo* directamente sobre los pacientes, estudiando la correspondencia de los valores medidos con los valores de referencia establecidos, con el fin de asegurarnos que las coordenadas planificadas se correspondan con las proyectadas por el sistema de referencia.

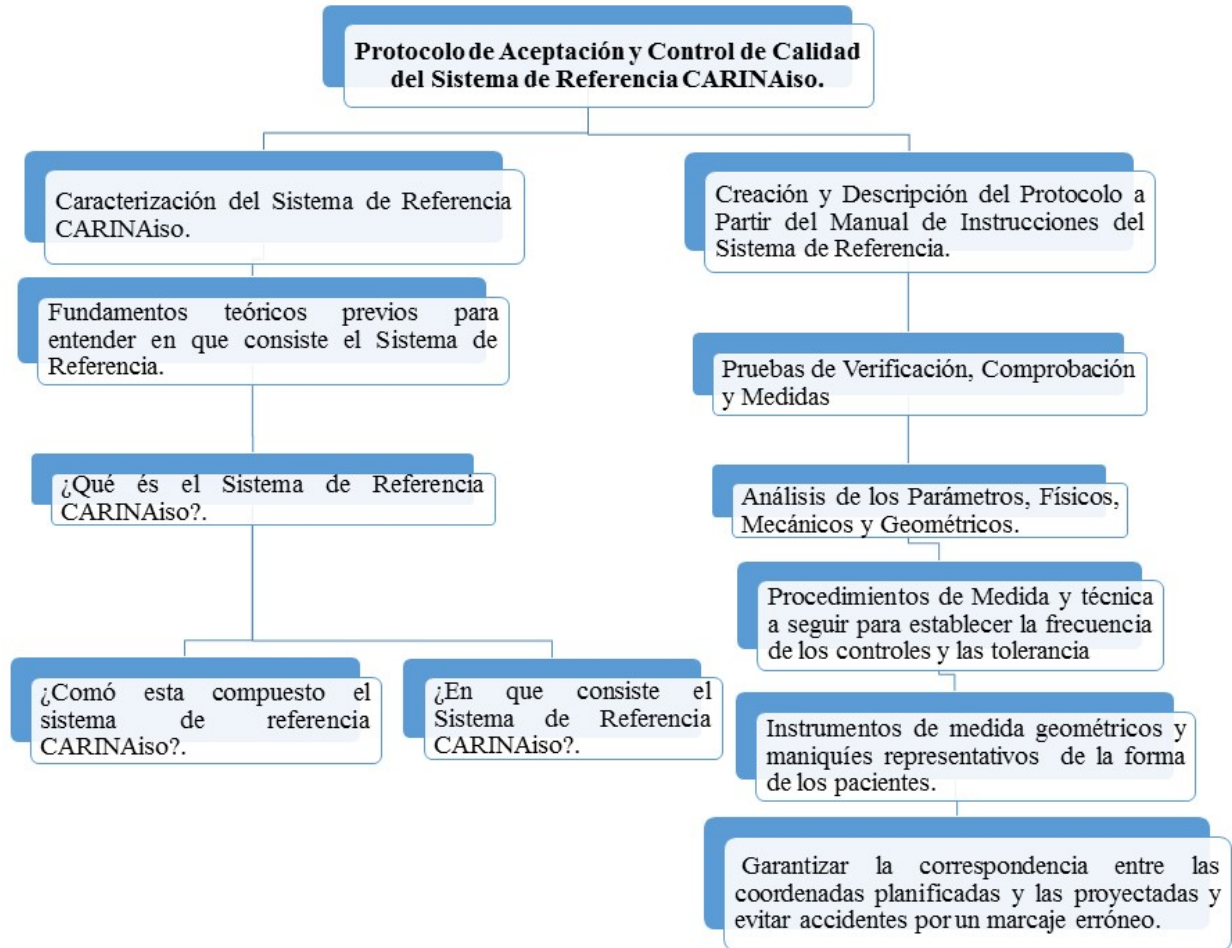


Figura 4.1: Esquema de la Estructura del Protocolo de Control de Calidad.

4.1. Equipos y Materiales Utilizados.

Para la realización experimental de este trabajo se utilizarán los siguientes equipos y materiales:

- Simulador de tomografía computarizada para radioterapia, marca General Electric, modelo OPTIMO CT580 RT de 16 cortes (ver figura 4.2): Este tomógrafo diseñado para radioterapia posee una camilla plana conforme con el protocolo TG66 [1], permitiendo ubicar al paciente en forma precisa simulando la camilla de tratamiento, posee un sistema de láseres internos del gantry que uno permite definir el origen del plano de la imagen y el otro el límite inferior de corte, además la abertura del gantry (80 cm) permite introducir los inmovilizadores de radioterapia y así poder tomar las imágenes en la misma posición que tendrá el paciente durante el tratamiento, además soporta según el fabricante pacientes con un peso máximo que va en el intervalo entre (227-295) kg.



Figura 4.2: Simulador de TC General Electric, Modelo OPTIMA CT580 RT.

- Sistema de láseres avanzado de alineación marca LAP, Modelo DORADO 3: Sistema de láseres descritos en la sección [4.2](#)
- Sistema de láseres avanzado de alineación y posicionamiento marca LAP, modelo Apollo, ubicados en los aceleradores lineales del Servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A: Sistema de láser como herramienta de alta precisión y exactitud permiten la reproducibilidad del posicionamiento y marcaje del paciente para una mejor calidad de tratamiento (ver figura [4.3](#)).



Figura 4.3: Conjunto de láseres externos marca LAP, modelo Apollo.

- Software de simulación virtual, General Electric, Aplicación AdvantageSim MD.
- Sistema de Planificación Eclipse, version 10.0, Varian Medical System.
- Acelerador Lineal Trilogy, Varian Medical System con potencial de aceleración de 6 MV (ver figura [4.4](#)).



Figura 4.4: Acelerador Lineal Trilogy, Varian Medical System.

- Acelerador Lineal Clinac 2100 C, Varian Medical System con potencial de aceleración de 6 y 18 MV (ver figura [4.5](#)).



Figura 4.5: Acelerador Clinac 2100 C, Varian Medical System.

- Maniquí de alineación de los láser, WILKE LASER, marca Láser LAP (ver figura [4.6](#)).
-



Figura 4.6: Maniquí de alineación de los láser

- Instrumentos de Medidas (cinta métrica, nivel, papel cuadriculado, entre otros).

4.2. Caracterización del Sistema de Referencia CARINAiso.

De forma general los equipos simuladores de tomografía computarizada para radioterapia, suelen estar equipados por un conjunto de láseres externos para el posicionamiento y marcado del paciente. En el caso del servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A se cuenta con un simulador de tomografía computarizada para radioterapia, marca General Electric, Modelo OPTIMO CT580 RT acoplado con un conjunto de láseres externos que constituyen el sistema de referencia CARINAiso.

El sistema de referencia CARINAiso básicamente es un sistema láser modelo DORADO 3 (LASER LAP) que permite determinar un punto de referencia o bien directamente un isocentro, para el cálculo de las coordenadas que se utilizan en el sistemas de planificación de tratamiento permitiendo ubicar la geometría de los campos sobre el paciente. Estos láseres pueden ser fijos o móviles y en nuestro caso el sistema láser DORADO 3 consiste en un conjunto de dos láseres laterales fijos y un láser superior fijo que permiten definir el plano transversal (eje Y), un conjunto de dos láseres laterales móviles que permiten definir el plano coronal (eje Z) y un láser móvil superior que permite ubicar el plano sagital (eje X) como se ilustra en figura [4.7](#).

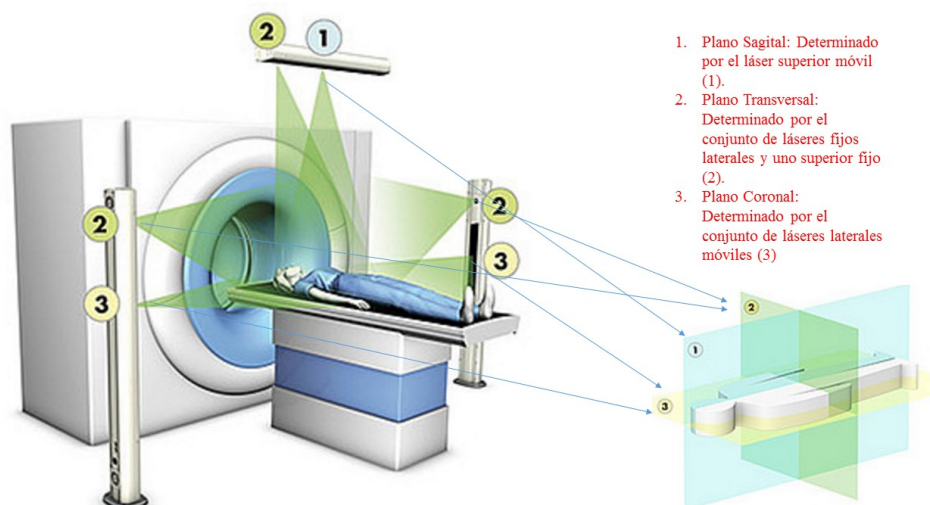


Figura 4.7: Esquema del sistema de Láser DORADO 3.

El sistema de láser que conforman el sistema de referencia CARINAiso es capaz de emitir un haz que permite una línea ultra-fina sin distorsiones gracias a su ventana de vidrio plana resistente, minimizando las dispersiones garantizando líneas ultra-finas en todos los ángulos de transición. En la tabla [4.1](#) y figura [4.8](#) se describen las características correspondientes a este sistema láser .

Cuadro 4.1: Características del Láser DORADO 3.

Sistema LASER DORADO 3	Característica
Color del Láser	Rojo (635 nm)
Precisión del Posicionamiento	1 cm
Longitud de la Línea a 3 m de Distancia	3 m
Velocidad de desplazamiento	200 mm/s

El sistema de referencia CARINAiso, posee una computadora táctil móvil con el software CARINAsim, la cual permite visualizar las coordenadas de la simulación de tratamiento (X , Y , Z) que se proyectan sobre la superficie del paciente indicando un punto de referencia o estrictamente un isocentro.



Figura 4.8: Características del Sistema Láser DORADO 3.

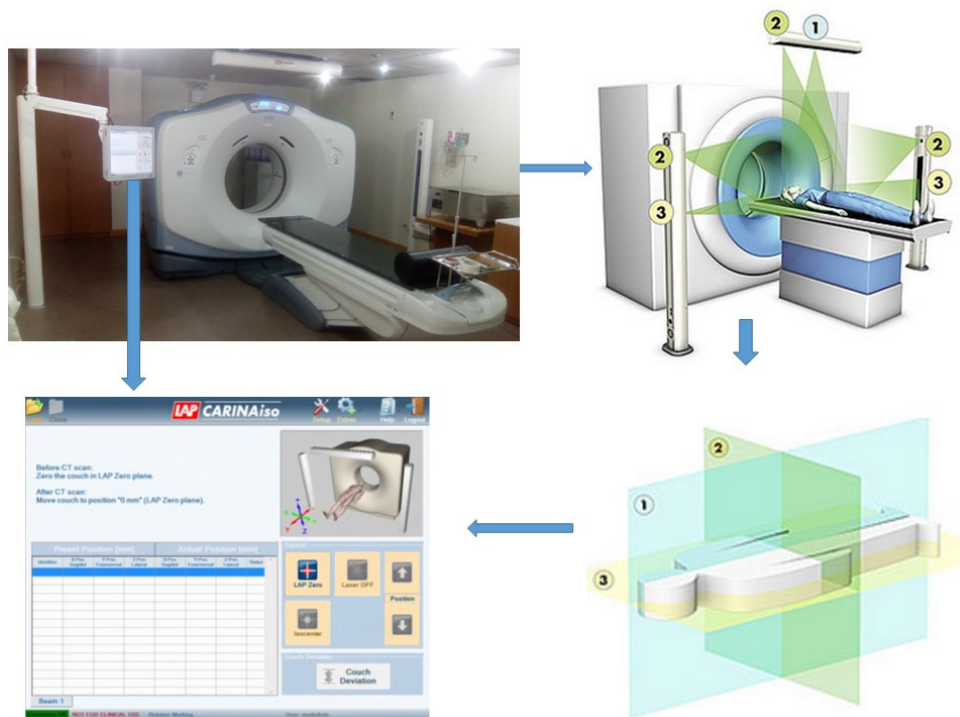


Figura 4.9: Esquema General del Sistema de Referencia CARINAiso.

4.3. Protocolo de Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.

Como se ha descrito anteriormente, los tomógrafos utilizados para la simulación en radioterapia están típicamente equipados con láseres externos. Estos láseres se utilizan para posicionar al paciente en la posición de tratamiento asegurando que los pacientes se encuentren alineados correctamente. Estos láseres también se utilizan para colocar marcas de posicionamiento en la piel del paciente. Al igual que los láseres de la sala de tratamiento poseen una relación espacial bien definida y precisa con el isocentro de la máquina de tratamiento. Estos láseres de marcado del isocentro o punto de referencia deben poseer una relación similar con el centro de imagen de tomografía computarizada.

Con la finalidad de comprobar que los parámetros del sistema de láser (LASER DORADO 3) del sistema de referencia CARINAiso funcionen de forma eficiente, hay que tener en cuenta principalmente los siguientes protocolos de referencias: 1) Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66([1]). 2) Control de Calidad de Equipos TC⁶ para Radioterapia: Guía Practica ([4]) Actualización del TECDOC 1151 Mejoramiento de la Calidad en Radioterapia en América Latina ([2]) se procedió a elaborar el siguiente protocolo de control de calidad como parte de un programa de garantía de calidad en radioterapia.

4.3.1. Pruebas Mecánicas y Geométricas: Alineación de los Láseres.

En esta primera parte del protocolo se han elaborado una serie de pruebas con la finalidad de verificar los parámetros mecánicos y geométricos que se describen a continuación.

4.3.2. Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres externos (LÁSER DORADO 3).

- Objetivo: Comprobar que el desplazamiento automático de la camilla del centrado externo al interno es el correcto.
- Materiales: Papel milimetrado.
- Procedimiento: Se colocó el papel milimetrado sobre la camilla del simulador y se marcaron las luces del centrado externo, se desplazó manualmente la camilla en dirección craneal hasta el plano de corte (definido por los láseres internos), y se anotó la posición que marcan los láseres internos del gantry y posteriormente se desplazó la camilla en sentido craneal, se determinó la distancia recorrida y se comparó con la que muestra el indicador digital del simulador (ver figura 4.10).
- Tolerancia: $\pm 2,0 \text{ mm}$

⁶TC: Tomografía Computarizada

- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

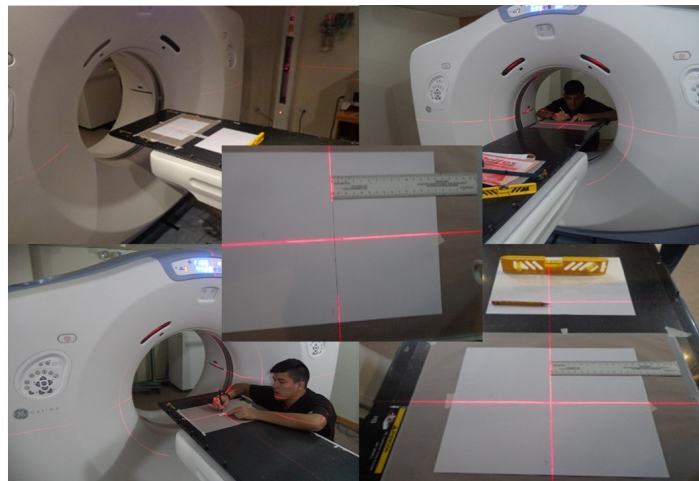


Figura 4.10: Montaje para la coincidencia entre láseres internos con los láseres externos del simulador.

4.3.3. Indicador de la posición de la camilla.

Es importante asegurar la exactitud de los indicadores de la posición de la mesa ya que estos valores son utilizados por el sistema de planificación para la reconstrucción de la imagen, la determinación de las dimensiones de los órganos y el blanco en la dirección cráneo caudal, además los indicadores digitales de la camilla sirven para el marcaje del isocentro del paciente durante el proceso de simulación. Por lo tanto, la precisión de estos indicadores pueden afectar directamente la capacidad de correlacionar las zonas irregulares anatómicas internos del paciente con las marcas en piel.

- Objetivo: Comprobar que el indicador longitudinal del gantry se corresponde con el desplazamiento longitudinal de la camilla.
- Materiales: Cinta métrica, papel milimetrado.
- Procedimiento: Se colocó el papel milimetrado sobre la camilla del simulador y se desplazó manualmente la camilla en dirección caudal y se anoto la posición que marcan los láseres internos del gantry y posteriormente se desplazo la camilla en sentido craneal, se determino la distancia recorrida y se comparo con la que muestra el indicador digital del simulador (ver imagen [4.13](#)).
- Tolerancia: $\pm 2,0 \text{ mm}$
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

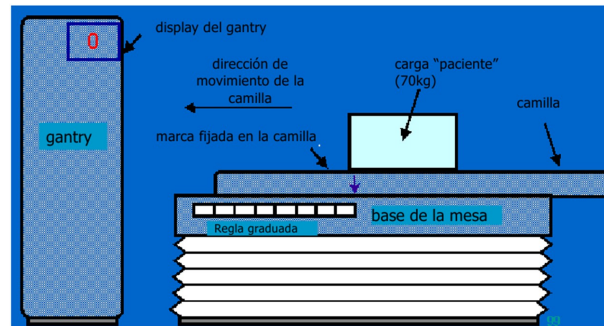


Figura 4.11: Montaje para la verificación del indicador longitudinal de la camilla.

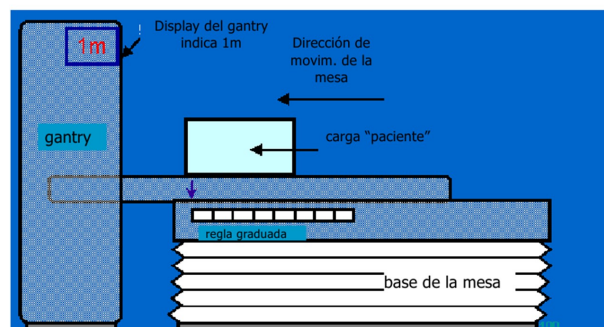


Figura 4.12: Montaje para la verificación del indicador longitudinal de la camilla.

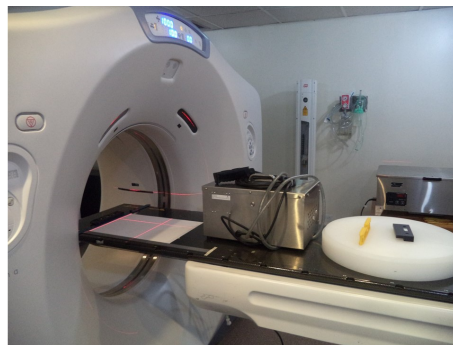


Figura 4.13: Montaje experimental del indicador longitudinal de la camilla.

4.3.3.1. Alineación de los láseres del gantry con el plano de exploración o plano de la imagen.

- Objetivo: Comprobar que los láseres del gantry coinciden con el plano de la imagen.
- Materiales: Nivel y Maniquí de alineación de los láser, Modelo WILKE LASER, marca Láser LAP.

- Procedimiento: Con el soporte del maniquí alineado con el respectivo nivel, se centró el láser longitudinal del gantry que define el plano sagital (izquierda-derecha o derecha-izquierda) con la marca longitudinal de la línea media del maniquí, el láser horizontal del gantry que define el plano coronal (anterior-posterior o posterior-anterior) con la marca de la línea horizontal del maniquí y el láser transversal que define el plano axial (craneo-caudal o caudal-craneal) con la línea transversal del maniquí (ver imagen 4.14). Una vez alineado el maniquí como se describió anteriormente se realizó una exploración axial simple con espesor de corte entre 1-2 *mm* y se procedió a realizar el respectivo análisis de la imagen para inferir sobre la negación o aceptación de la prueba respectiva.
- Tolerancia: $\pm 2,0$ *mm*
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.



Figura 4.14: Montaje para la verificación de la alineación de los láser del gantry con el plano de exploración.

4.3.3.2. Orientación de los láseres del gantry con respecto al plano de exploración o plano imagen.

- Objetivo: Comprobar que los láseres del gantry deben ser paralelos y ortogonales con respecto al plano de exploración y deben interceptarse en el centro del plano de exploración.
- Materiales: Nivel y Maniquí de alineación de los láser, WILKE LASER, marca Láser LAP.
- Procedimiento: Con el montaje experimental descrito anteriormente y el maniquí alineado como se indicó en la prueba anterior se procedió a tomar 2 barridos tomográficos: El primero subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal del gantry, que indica el plano coronal de la imagen este por debajo de la marca vertical

del maniquí y el segundo subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal del gantry, que indica el plano coronal de la imagen este por encima de la marca vertical del maniquí. Posteriormente se realizó el respectivo análisis de la imagen para inferir sobre la negación o aceptación de la prueba respectiva.

- Tolerancia: $\pm 2,0 \text{ mm}$ sobre la longitud de proyección del láser.
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

4.3.3.3. Espaciado de los láseres externos (sistema LÁSER DORADO 3) con respecto a los láseres del gantry y plano de exploración.

- Objetivo: Verificar que los láseres externos (sistema LÁSER DORADO 3) están espaciados con precisión del plano de exploración. Esta distancia se utiliza para la marcación y localización del paciente.
- Materiales: Nivel y maniquí de alineación de los láser, WILKE LASER, marca Láser LAP.
- Procedimiento: Con el maniquí alineado como se describe en la sección [4.3.3.2](#), utilizando el indicador digital de la camilla, se retrajó la camilla una distancia de $500,5 \text{ mm}$ que es la distancia por defecto de separación entre los láser del gantry y los del sistema de referencia CARINAiso.
- Tolerancia: $\pm 2,0 \text{ mm}$.
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

4.3.3.4. Orientación de los láseres externos (sistema LASER DORADO 3) con respecto al plano de exploración o plano de la imagen.

- Objetivo: Verificar que los láseres externos (sistema LASER DORADO 3) son paralelos y ortogonales con el plano de imagen sobre toda la longitud de la proyección láser.
 - Materiales: Nivel y maniquí de alineación de los láser, WILKE LASER, marca Láser LAP.
 - Procedimiento: Con el maniquí alineado con los externos del sistema de referencia CARINAiso de forma análoga como se describe en la sección [4.3.3.2](#) (ver imagen [4.15](#)), se procedió a tomar 2 barridos tomográficos: El primero subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal (láser 3 del sistema de referencia CARINAiso), que indica el plano coronal de la imagen (ver imagen [4.7](#)) este por debajo de la marca vertical del maniquí y el segundo subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal (láser 3 del sistema de referencia CARINAiso), que indica igualmente el plano coronal de la imagen este por encima de la marca vertical del maniquí. Posteriormente se realizó el respectivo análisis de la imagen para inferir sobre la negación o aceptación de la prueba respectiva.
-

- Tolerancia: $\pm 2 \text{ mm}$ sobre la longitud de proyección del láser.
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

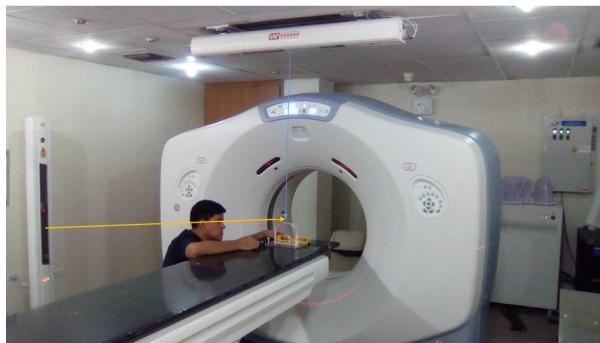


Figura 4.15: Montaje para la orientación de los láseres externos (sistema LASER DORADO 3) con respecto al plano de la imagen o plano de exploración.

4.3.3.5. Orientación del Láser externo del techo (sistema LÁSER DORADO 3) con respecto a la plano de imagen.

- Objetivo: Verificar que el láser longitudinal externo del techo (láser 1 del sistema de referencia CARINAiso) que define el plano sagital es ortogonal con el plano de imagen sobre toda la longitud de la proyección láser.
- Materiales: Nivel y maniquí de alineación de los láser, WILKE LASER, marca Láser LAP.
- Procedimiento: Con el maniquí alineado con los láseres externos del sistema de referencia CARINAiso, se mueve la camilla longitudinalmente y se verifica que la marca longitudinal del maniquí coincida sobre toda la longitud del láser sagital del techo.
- Tolerancia: $\pm 2,0 \text{ mm}$ sobre la longitud de proyección del láser.
- Frecuencia: En la aceptación, mensual, anual y después de reparación.

4.4. Protocolo General de Simulación de Tratamiento y Marcaje del Paciente.

La simulación es la base de la planificación, y consiste en realizar una tomografía axial computarizada (TAC) para definir, tanto los volúmenes de tratamiento, como los tejidos sanos u órganos a riesgo (OAR) en tres dimensiones (3D).

Los accesorios, denominados inmovilizadores, nos permiten fijar al paciente durante todo el tratamiento fraccionado, independientemente del tamaño de la lesión, harán posible la optimización diaria del mismo. Sea el caso de una máscara termoplástica usada en lesiones de cabeza y cuello, o el de un soporte de mamas para tratar lesiones en mamas, tales inmovilizadores, entre otros, han de conducir a un mejor tratamiento, y, consecuentemente, al deseado beneficio del paciente. Por otra parte, es importante señalar que estos inmovilizadores deben ser fáciles de manipular y limpiar, además de no incomodar al paciente, deben generar la menor cantidad de electrones secundarios, a fin de evitar daños en su piel.

El servicio de Radioterapia Cabriales 21 C.A cuenta con una dotación de inmovilizadores y accesorios para la reproducibilidad diaria del posicionamiento de los pacientes, los cuales se enumeran a continuación:

- Inmovilizadores de Cabeza y Cuello: Base estándar, soportes de cabeza y cuello de acrílico, soportes de goma, soporte cráneo eje, mascarar termoplásticas, cuñas, baja lengua, cinta adhesiva y baja hombros.
- Inmovilizadores de Tórax: Base estándar, soportes de cabeza y cuello de acrílico, soportes de goma, soporte cráneo eje, mascarar termoplásticas, baja hombros, soporte de brazos, colchones al vacío, soportes de mama prono y supino.
- Inmovilizadores de Abdomen y Pelvis: Soportes de cabeza y cuello, almohada, colchones al vacío, soporte de piernas y Belly board.

Para cualquier simulación de tratamiento se debe realizar un protocolo de posicionamiento del paciente como se describe a continuación:

- Acostamos al paciente en la mesa del tomógrafo con su correspondiente sistema de inmovilización y luego lo alinearemos con los láseres externos (Sistema LÁSER DORADO 3) y definimos el origen de coordenadas.
 - Desde la consola se elige el protocolo correspondiente, se realizó la primera adquisición de imágenes para obtener el topograma para luego definir con el campo de visión la zona de interés .
 - En el topograma es posible observar si el paciente está en una posición adecuada para un tratamiento óptimo; de no ser así, el paciente puede ser posicionado nuevamente y mediante otro escaner determinar si la nueva posición es aceptable.
 - Con la posición más adecuada obtenida se hace el barrido del paciente.
 - Cuando ha terminado todo el barrido corte a corte, si no es necesario tomar una nueva serie de imágenes en distintas fases de estudios, el escaneo ha terminado.
 - Las imágenes son enviadas a la unidad de radiodiagnóstico donde a partir del Software de simulación virtual, General Electric, Aplicación AdvantageSim MD, se realiza la correspondiente ubicación del punto de referencia o bien un isocentro sobre la superficie del paciente.
-

Es de gran importancia al realizar la toma de las imágenes del paciente tener en cuenta los siguientes aspectos:

- El paciente debe colocarse en la misma posición con la que va a recibir tratamiento radioterapéutico.
- Los sistemas de inmovilización utilizados en el proceso de simulación deben ser los mismos que se empleen en el tratamiento radioterapéutico.
- La superficie donde está apoyado el paciente a la hora de hacer el estudio debe ser igual a la mesa de la unidad de tratamiento.
- Deberán marcarse unas referencias cutáneas o en el sistema de inmovilización que servirán de guía para reproducir los haces planificados en la dosimetría.
- El número de cortes a realizar dependerá de la región anatómica a tratar. Únicamente es necesario que el paciente permanezca inmóvil y relajado en la camilla del simulador el tiempo que sea necesario debido a que el posicionamiento del paciente debe ser reproducido exactamente igual todos los días a lo largo del tratamiento, de modo que es importante que el paciente pueda mantener dicha posición.

4.5. Coincidencia entre el isocentro de la imagen de simulación vs imagen de verificación.

Durante el tratamiento de radioterapia existen incertidumbres sistemáticas y aleatorias durante la fase de administración del tratamiento. Las sistemáticas se deben a errores en la planificación y simulación, por ejemplo, diferente posicionamiento del paciente durante la adquisición de las imágenes para la planificación y durante el posicionamiento del tratamiento. Los errores aleatorios aparecen por las desviaciones diarias al colocar el paciente en la mesa de tratamiento, o cambios anatómicos del tumor o por movimientos internos de los órganos. Estas incertidumbres son las responsables de que exista el volumen blanco de planificación (planning target volume, PTV) que simplemente es un margen de seguridad adecuado para asegurar que el volumen blanco reciba la dosis prescrita (ICRU 50-62, International Commission on Radiation Units and Measurements 50-62).

Este estudio se llevó a cabo en el periodo comprendido entre el 7 de julio y el 16 de octubre de 2017, para lo cual se tomó una muestra de 107 pacientes con diferentes enfermedades oncológicas en el servicio de radioterapia oncológica Radioterapia Cabriales 21 C.A.

4.5.1. Control de calidad en la relación a la reproducibilidad de la simulación de tratamiento.

Para la administración de la radioterapia, el paciente se posicionó sobre la camilla de tratamiento del acelerador lineal en la misma posición que en la simulación de tratamiento. Una vez localizado el punto de referencia o bien el isocentro de la simulación, se movieron

las coordenadas según la planificación del tratamiento, para localizar exactamente el área anatómica que se va a tratar.

Una vez realizado este procedimiento, se tomaron las imágenes radiológicas necesarias para la coincidencia entre el isocentro de planificación, con respecto a las radiografías reconstruidas digitalmente (Digitally Reconstructed Radiograph, DRR) durante la planificación (ver imagen 4.16). Éstas se toman en el ingreso del tratamiento, como método de control de calidad que permite seguridad en la reproducibilidad diaria del posicionamiento del paciente y la cobertura del volumen blanco. Durante los diversos tipos de tratamiento se encuentran incertidumbres por posicionamiento en los pacientes y este control de calidad se realiza analizando la coincidencia entre las coordenadas X , Y y Z del sistema de referencia CARINAiso con las coordenadas reales de tratamiento, para comparar las imágenes tomadas en el equipo de tratamiento y las enviadas (ver imagen 4.17).

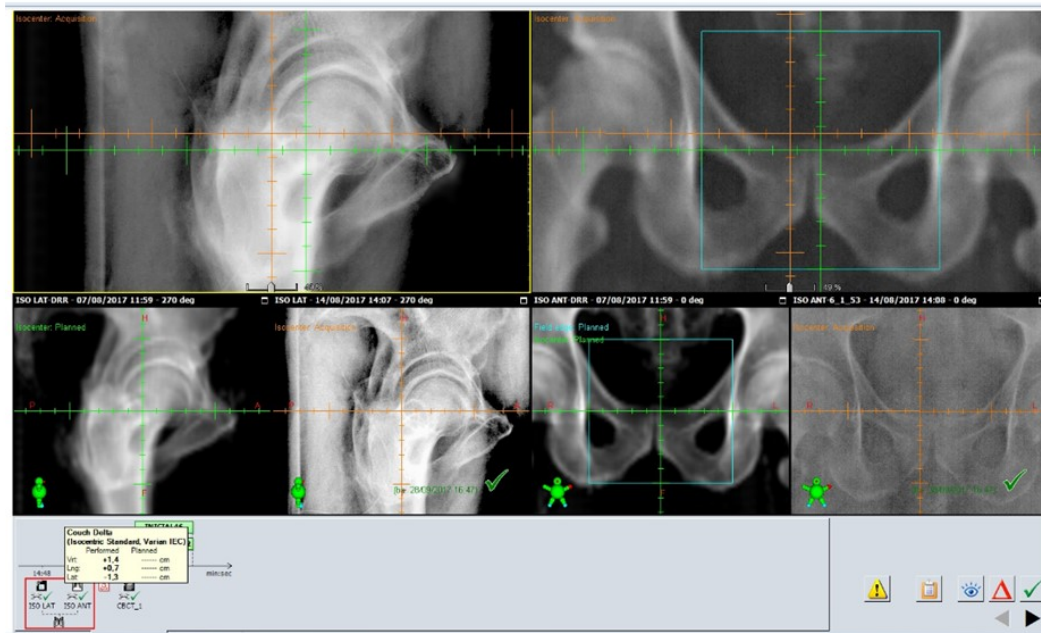


Figura 4.16: Ubicación del isocentro planificado y el adquirido en base a las coordenadas de simulación.

Durante de los diversos tipos de tratamiento se encuentran incertidumbres por posicionamiento en los pacientes. Se analizaron 106 pacientes y se compararon las radiografías digitalmente reconstruidas con las radiografías de verificación durante el ingreso y se hicieron las correcciones correspondientes en los tres ejes (X , Y , Z) para el análisis de la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por el sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.



Figura 4.17: Sistema de referencia de la camilla del acelerador lineal.

- **EJE Z:** Representa la coordenada vertical, formando un plano que divide al cuerpo en anterior y posterior.
- **EJE Y:** Representa la coordenada longitudinal, formando un plano que divide al cuerpo en superior e inferior.
- **EJE X:** Representa la coordenada lateral, formando un plano que divide al cuerpo en derecho e izquierdo.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS Y ANÁLISIS.

En este capítulo se muestran los datos de las medidas realizadas en el control de calidad del sistema de referencia CARINAiso y el análisis de la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.

5.1. Control de Calidad del Sistema de referencia CARINAiso.

A continuación se muestra el análisis de verificación del control de calidad del sistema de referencia CARINAiso, teniendo en cuenta la metodología empleada en el capítulo anterior.

5.1.1. Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres externos.

En el cuadro 5.1 se muestra la correspondencia entre los láseres internos y externos del simulador. De estos resultados podemos decir que existe una coincidencia dentro de tolerancia de los láseres internos y externos del simulador.

Cuadro 5.1: Coincidencia de los láseres internos del gantry con los láseres externos.

Desplazamiento	Valor Medido (mm) $\pm 0,5mm$	Tolerancia (mm)	Conformidad
Láser longitudinal	1,0	2,0	Si
Láser Transversal	0,0	2,0	Si
Láser Vertical	1,0	2,0	Si

5.1.2. Indicador de la posición de la camilla.

En los cuadros 5.2 y 5.3 se muestra la correspondencia del desplazamiento indicado por el indicador digital de la camilla con el valor de desplazamiento. De estos resultados podemos decir que existe una correspondencia entre el valor indicado digitalmente con el valor medido estando en conformidad con la tolerancia establecida.

Cuadro 5.2: Indicador de la posición de la camilla en dirección Y.

Indicador Digital (mm) $\pm 0,1mm$	Valor Medido (mm) $\pm 0,5mm$	Tolerancia (mm)	Conformidad
0,0	0,0	2,0	Si
10,0	10,0	2,0	Si
20,0	20,0	2,0	Si
30,0	30,0	2,0	Si
50,0	50,0	2,0	Si
100,0	100,0	2,0	Si
200,0	200,0	2,0	Si
500,0	500,0	2,0	Si

Cuadro 5.3: Indicador de la posición de la camilla desplazándola en dirección -Y.

Indicador Digital (mm) $\pm 0,1mm$	Valor Medido (mm) $\pm 0,1mm$	Tolerancia (mm)	Conformidad
500,0	500,0	2,0	Si
200,0	200,0	2,0	Si
100,0	100,0	2,0	Si
50,0	50,0	2,0	Si
30,0	30,0	2,0	Si
20,0	20,0	2,0	Si
10,0	10,0	2,0	Si
0,0	0,0	2,0	Si

5.1.3. Alineación de los láseres internos del gantry con el plano de exploración.

Como los láseres internos del gantry se alinearon con el maniquí como se indico en la sección 4.3 se obtuvo una imagen adecuada similar a la indicada en el protocolo [1], lo que indica que los láseres internos del simulador coinciden con el plano de la imagen.



Figura 5.1: Corte tomográfico obtenido para la verificación de la alineación de los láseres internos con el plano de exploración.

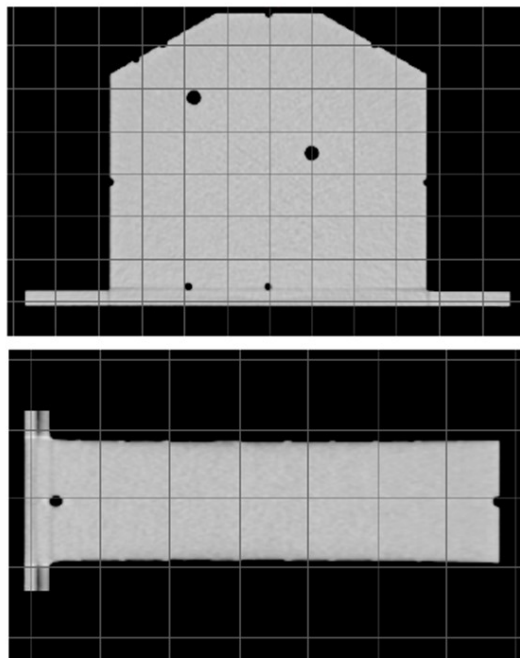


Figura 5.2: Corte tomográfico de referencia para la verificación de la alineación de los láseres internos con el plano de exploración tomado de la referencia [1].

Para cuantificar esta coincidencia se utilizó la herramienta de medición del sistema de planificación (ver imagen [5.3](#)), obteniendo una diferencia en el láser sagital interno del tomógrafo de $0,8 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$, el láser vertical $0,1 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$ y el láser transversal $0,3 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$.

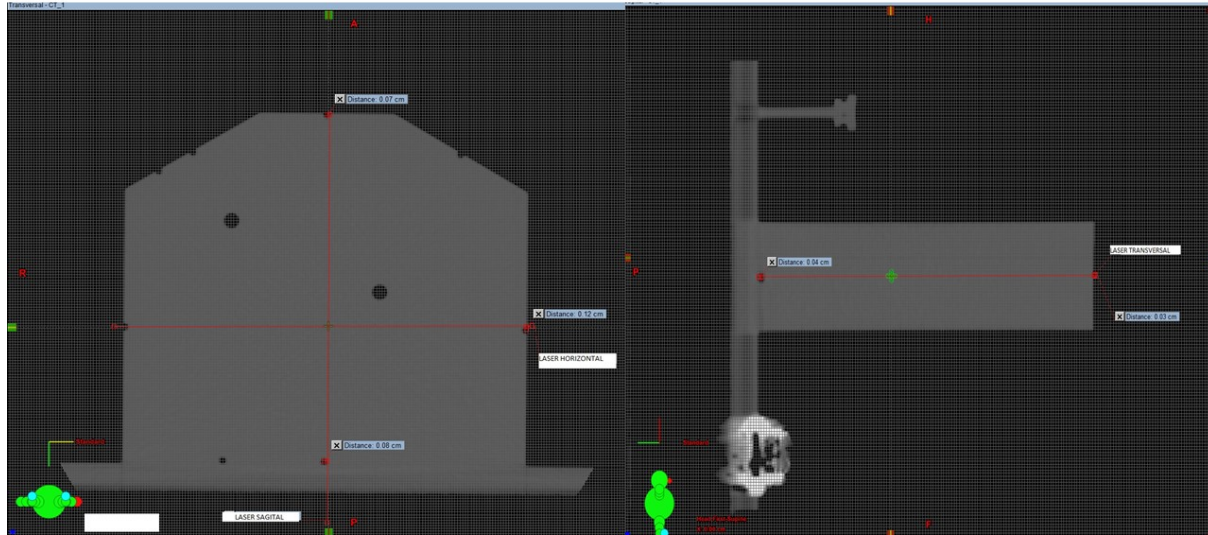


Figura 5.3: Cuantificación de la separación de los láseres internos con respecto al plano de la imagen.

5.1.4. Orientación de los láseres internos del gantry con el plano de exploración.

El objetivo principal de esta prueba fue comprobar que los láseres del gantry son paralelos y ortogonales al plano de la imagen, analizando la intercepción en el centro del plano de la imagen. Los láseres internos del gantry se alinearon con el maniquí como se indicó en la sección [4.3](#) haciendo barridos tomográficos: El primero subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal del gantry, que indica el plano coronal de la imagen este por debajo de la marca vertical del maniquí y el segundo subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal del gantry, que indica el plano coronal de la imagen este por encima de la marca vertical del maniquí (ver imagen [5.4](#) y [5.5](#)).

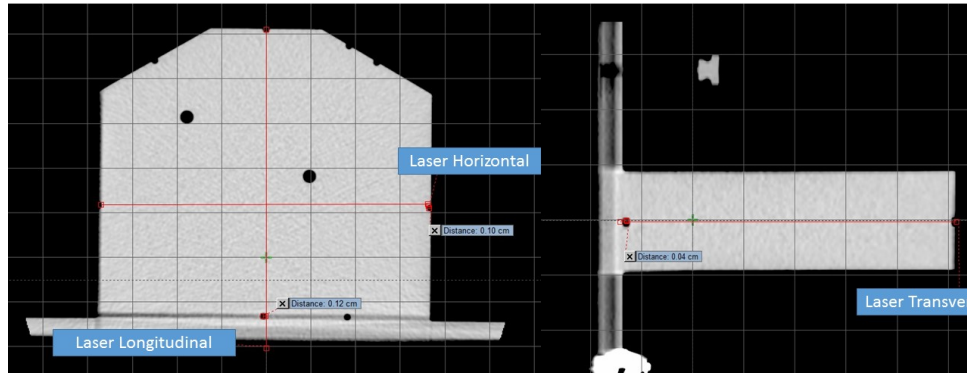


Figura 5.4: Primer barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres internos del gantry son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

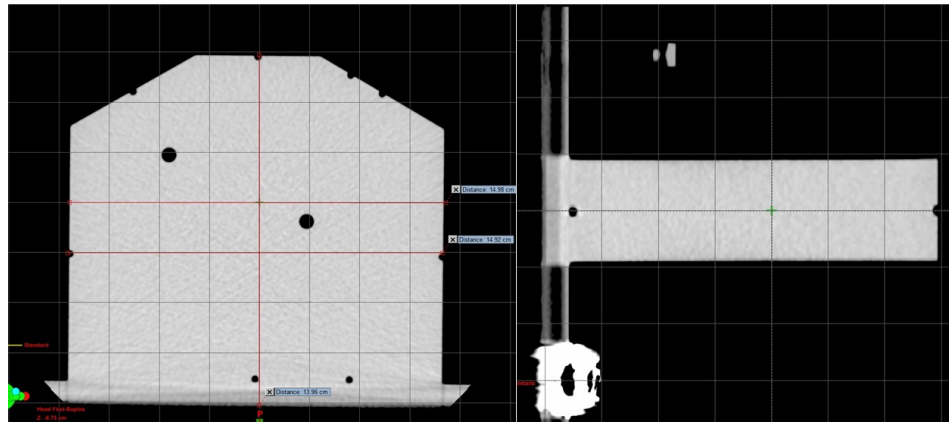


Figura 5.5: Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres internos del gantry son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

Si comparamos estas dos imágenes podemos destacar que son completamente análogas, lo que indica que los láseres internos del tomógrafo son paralelos y ortogonales al plano de exploración. Para realizar la cuantificación de las pequeñas variaciones que existen se utilizó herramientas de medición del sistema de planificación (ver imagen 5.4 y 5.5), obteniendo que separación del láser sagital interno del tomógrafo es de $0,3 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$, el láser horizontal $0,2 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ y el láser transversal $0,4 \pm 0,10mm \leq 2,0mm$ para el primer barrido y la variación del láser sagital interno del tomógrafo

difiere $0,3 \pm 0,10mm \leq 2,0mm$, el láser horizontal $0,2 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ y el láser transversal $0,1 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ para el segundo barrido.

5.1.4.1. Espaciado de los láseres externos (sistema LÁSER DORADO 3) con respecto a los láseres del gantry y plano de exploración.

En el cuadro 5.4 se muestran los resultados de la verificación entre el espaciado del origen de los láseres externos con respecto al origen de los láseres internos. De forma general, el origen de los láseres externos se encuentran alejados una distancia predeterminada de 500.5 cm respecto al origen de los láseres internos del gantry.

Cuadro 5.4: Valores obtenidos de la separación de los láseres externos con respecto a los láseres internos del gantry.

Separación (mm)	L1	L2	L3	L4	L5	\bar{L}	σ
	500,5	500,5	500,3	500,4	500,5	500,4	0,1

De estos resultados encontramos una diferencia $0,1\text{ mm}$ con respecto al valor nominal, lo que representa una diferencia porcentual de aproximadamente de $0,01\%$, estando en correspondencia con el protocolo "*Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66*" [1].

5.1.4.2. Orientación de los láseres externos (sistema LÁSER DORADO 3) con respecto al plano de la imagen.

El objetivo principal de esta prueba fue comprobar que los láseres externos de pared (sistema LÁSER DORADO 3) son paralelos y ortogonales al plano de la imagen, analizando la intercepción en el centro del plano de la imagen. Los láseres externos de pared se alinearon con el maniquí como se indico en la sección 4.3 haciendo barridos tomográficos: El primero subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal externo, que indica el plano coronal de la imagen este por debajo de la marca vertical del maniquí y el segundo subiendo la camilla de tal forma que el láser horizontal externo, que indica el plano coronal de la imagen este por encima de la marca vertical del maniquí (ver imagen 5.6, 5.7 y 5.8).

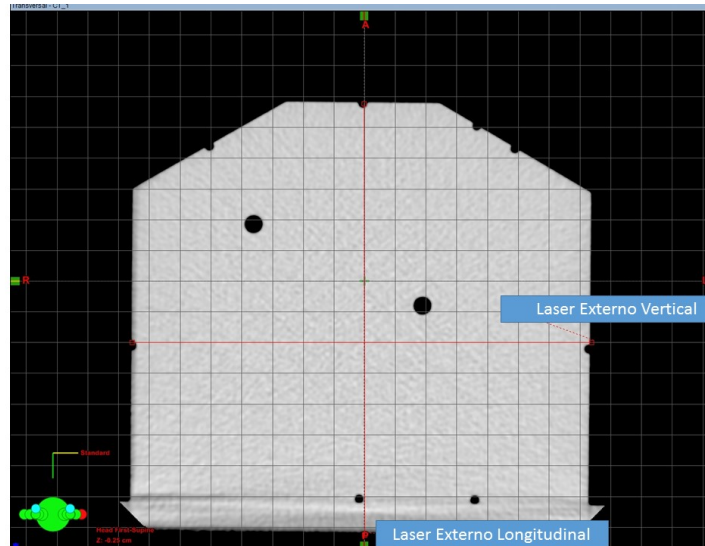


Figura 5.6: Primer barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

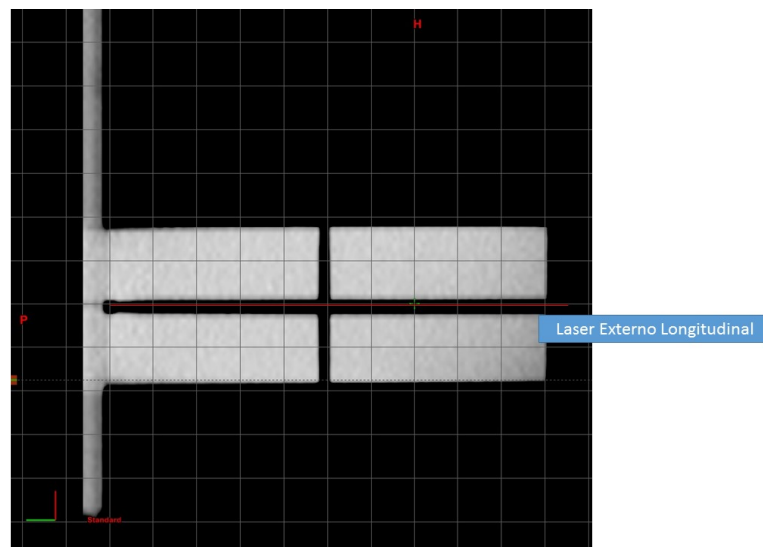


Figura 5.7: Primer barrido tomográfico obtenido verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

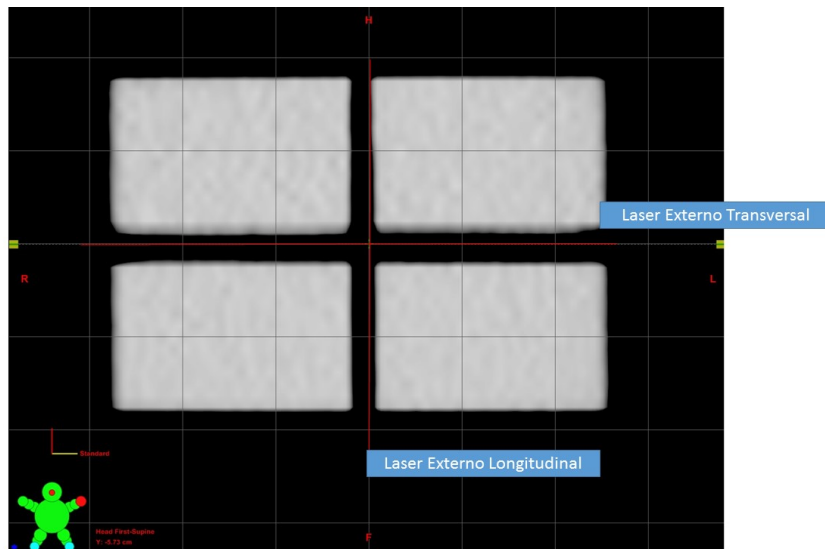


Figura 5.8: Primer barrido tomográfico obtenido verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

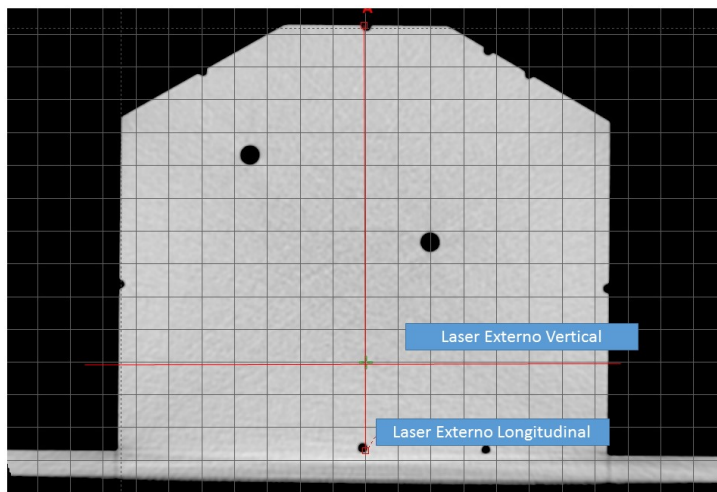


Figura 5.9: Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

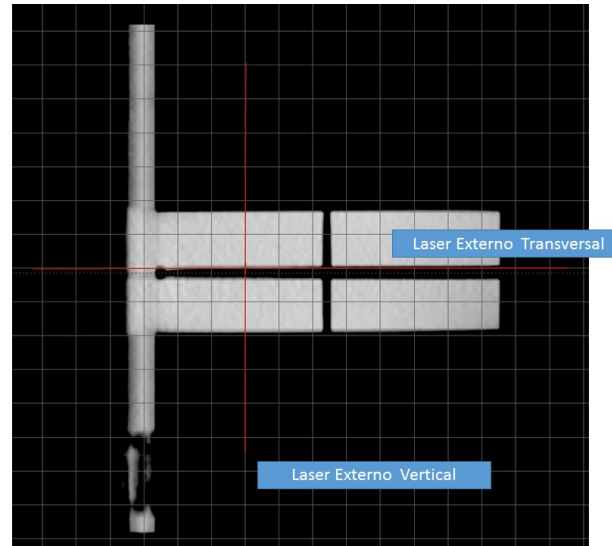


Figura 5.10: Segundo barrido tomográfico obtenido la verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

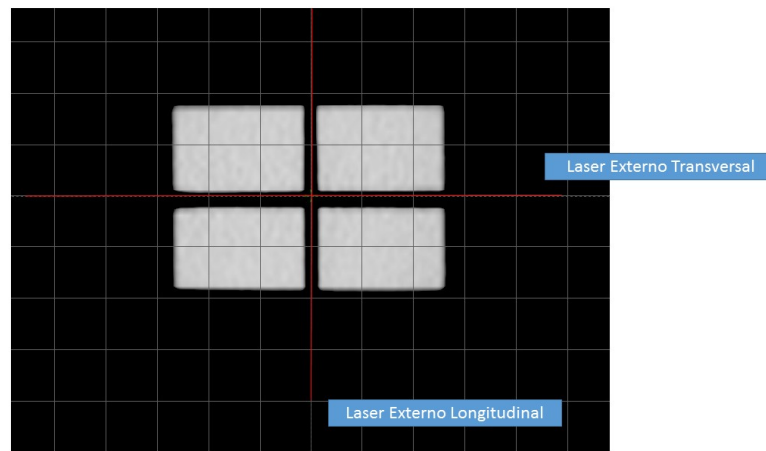


Figura 5.11: Segundo barrido tomográfico obtenido para verificar que los láseres externos son paralelos y ortogonales al plano de exploración.

Al analizar estas imágenes se destacó que los láseres externos del sistema de referencia CARINAISO son paralelos y ortogonales al plano de la imagen. Para realizar la cuantificación de las pequeñas variaciones que existen se utilizaron herramientas de medición del sistema de planificación (ver imagen [5.7](#), [5.8](#), [5.9](#), [5.10](#) y [5.11](#)), obteniendo que la separación del láser sagital externo difiere $0,1 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$, el láser horizontal $0,1 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ y el láser transversal $0,2 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ para el primer barrido y la variación del láser sagital externo difiere $0,2 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$, el láser

horizontal $0,1 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ y el láser transversal $0,1 \pm 0,1mm \leq 2,0mm$ para el segundo barrido.

5.2. Comparación de las coordenadas CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.

Durante los diversos tipos de tratamiento se encuentran incertidumbres por posicionamiento en los pacientes. Se analizaron 106 pacientes y se compararon las radiografías digitalmente reconstruidas con las radiografías de verificación durante el ingreso y se hicieron las correcciones correspondientes en los tres ejes (X, Y, Z) para el análisis de la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por el sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación.

Los resultados de la comparación de las radiografías digitalmente reconstruidas y las radiografías de verificación durante el ingreso en los 106 pacientes fueron discriminadas por área anatómica donde se analizaron 17 pacientes de cabeza y cuello, 34 pacientes de mama, 14 pacientes de tórax y 41 pacientes de abdomen y pelvis.

5.2.1. Región de Cabeza y Cuello.

Los resultados de las medidas de comparación entre las coordenadas CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación para pacientes simulados en la región de cabeza y cuello se muestran a continuación en la cuadro 5.5. Allí se representan los movimientos en los ejes X, Y, Z necesarios para la coincidencia entre el isocentro planificado y el isocentro real de tratamiento a partir de las coordenadas de referencia CARINAiso realizadas en la simulación correspondiente.

Cuadro 5.5: Resultado de la coincidencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de Cabeza y Cuello.

Paciente	Coordenadas CARINAiso			Desplazamiento de las Coordenadas		
	$Y \pm 0,1(\text{cm})$	$X \pm 0,1(\text{cm})$	$Z \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta Y \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta X \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta Z \pm 0,1(\text{cm})$
1	4,0	-0,1	-3,0	-0,6	-0,2	0,7
2	6,0	-0,4	-1,9	-0,1	0,4	-1,9
3	1,0	4,5	0,0	0,1	0,0	0,2
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0
5	3,8	-0,2	-2,5	-0,1	0,0	0,3
6	0,0	0,0	0,0	-0,1	0,4	0,0
7	31,5	0,8	-2,3	0,1	-1,2	-1,0
8	4,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
9	-40,0	0,0	2,0	-0,2	-0,3	0,9
10	2,7	0,0	-6,3	0,0	0,0	0,0
11	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
12	0,0	0,0	0,0	-0,2	-0,2	0,5
13	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
14	0,0	0,0	0,0	0,1	-0,3	-0,3
15	-1,1	0,0	1,0	-0,4	-0,3	0,8
16	2,0	0,0	-2,0	-0,2	-0,5	0,1
17	1,4	1,8	-0,6	0,0	-0,2	1,0

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.5 se realizaron gráficas mostradas en las figuras 5.12, 5.13 y 5.14. Estos resultados mostrados en diagramas de dispersión detallan

5.2. COMPARACIÓN DE LAS COORDENADAS CARINAISO Y LAS INDICADAS POR EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN. 63

claramente las variaciones en los ejes de coordenadas respectivos para cada uno de los pacientes.

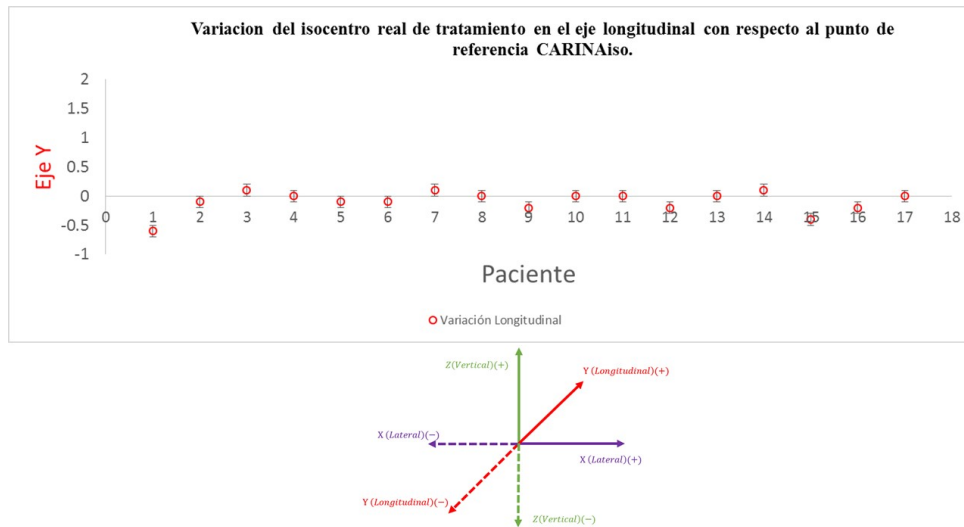


Figura 5.12: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAISO y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.

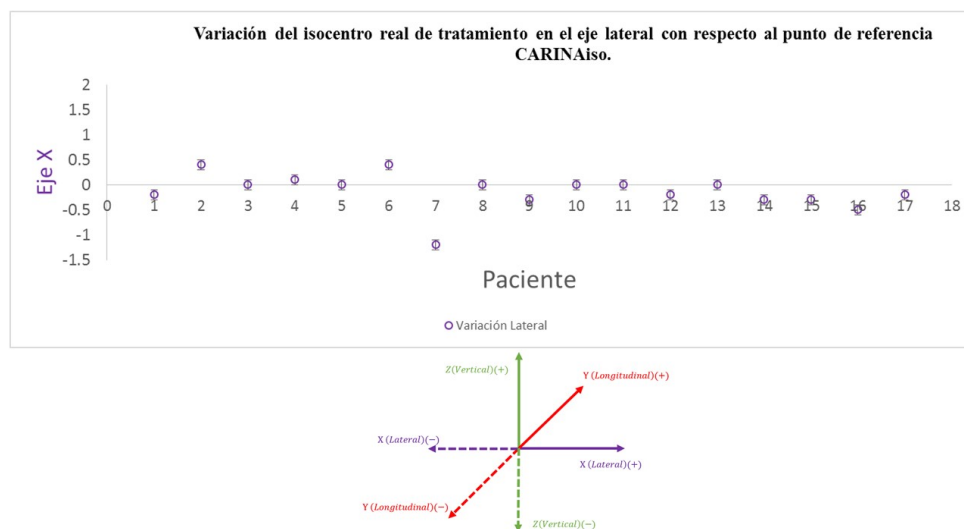


Figura 5.13: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAISO y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.

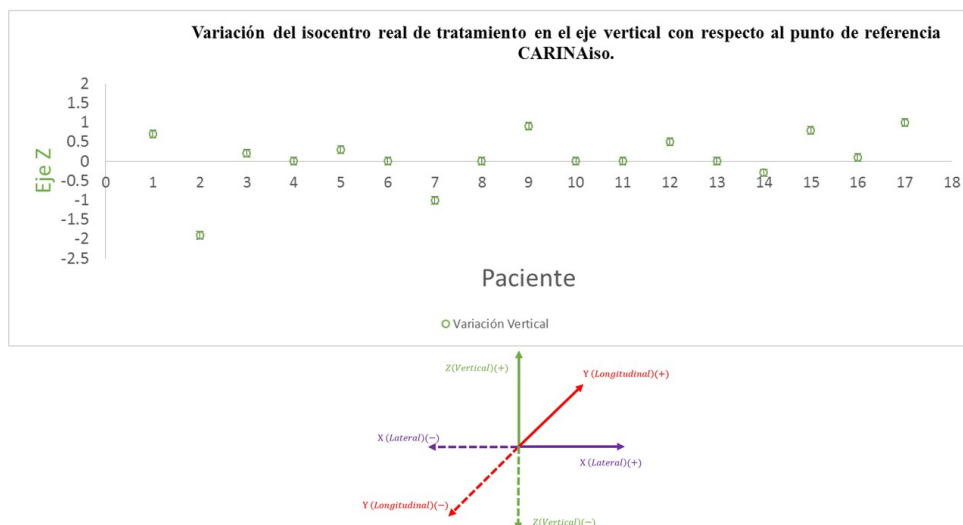


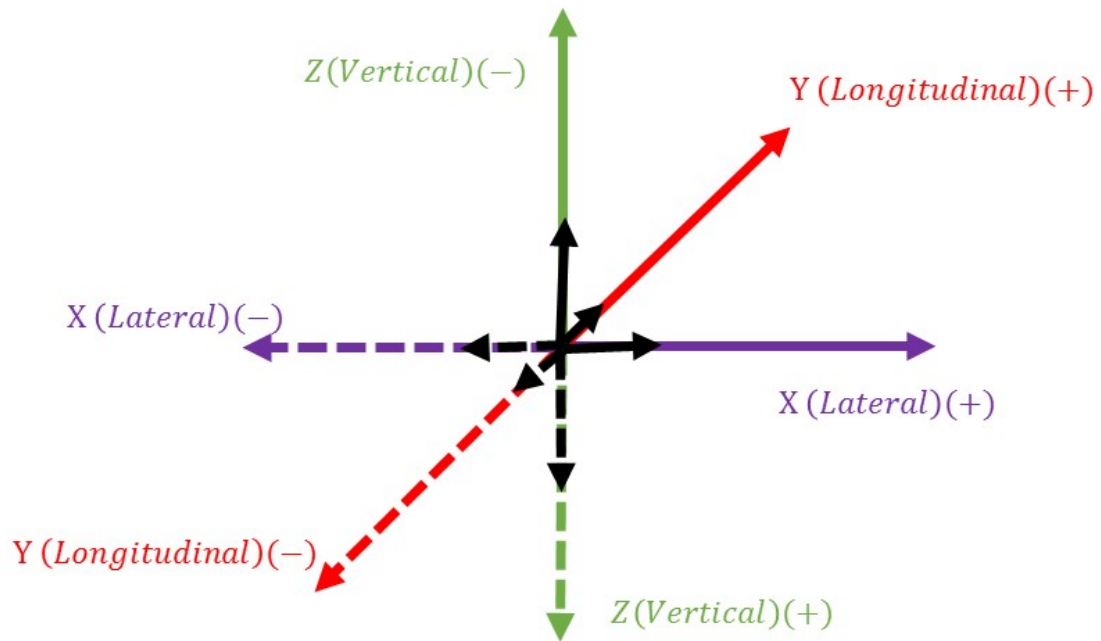
Figura 5.14: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z , en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.5 se obtiene la variación promedio entre el isocentro de planificación y el isocentro real de tratamiento en cada uno de los ejes X , Y , Z para la región de cabeza y cuello (ver cuadro 5.6).

Cuadro 5.6: Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de Tratamiento en región de cabeza y cuello.

Valor Promedio de desplazamiento		
$\Delta Y(\text{cm})$	$\Delta X(\text{cm})$	$\Delta Z(\text{cm})$
$\pm 0, 1$	$\pm 0, 2$	$\pm 0, 4$

A partir de los valores promedios mostrados en el cuadro 5.6 se graficaron en un sistema de coordenadas del acelerador lineal las variaciones en los ejes X , Y , Z las cuales son menores a $0,5 \text{ cm}$ para hacer coincidir las radiografías digitalmente reconstruidas con las radiografías de verificación y localización de tratamiento, lo que implica que nuestro proceso de simulación, la cual incluye posicionamiento y marcaje con los láseres externos del sistema de referencia CARINAiso se realizaron de forma eficiente, estando en correspondencia con el protocolo ICRU REPORT 62 [8], la cual establece variaciones en el intervalo de $(0,1-0,5) \text{ cm}$ para pacientes de cabeza y cuello.



Valor promedio de desplazamiento		
ΔY (cm)	ΔX (cm)	ΔZ (cm)
$\pm 0,1$	$\pm 0,2$	$\pm 0,4$

Figura 5.15: Variación promedio de las coordenadas de tratamiento con respecto a las coordenadas CARINAiso, en los pacientes con isocentros en la región de cabeza y cuello.

5.2.2. Región de Mama.

Los resultados de la comparación entre las coordenadas CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación para pacientes simulados en la región de mama se muestran a continuación en la cuadro 5.7. Allí se representan los movimientos en los ejes X , Y , Z necesarios para la coincidencia entre el isocentro planificado y el isocentro real de tratamiento a partir de las coordenadas de referencia CARINAiso realizadas en la simulación correspondiente de mama.

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.7 se realizaron gráficas mostradas en las figuras 5.16, 5.17 y 5.18. Estos resultados mostrados en diagramas de dispersión detallan claramente las variaciones en los ejes de coordenadas respectivos para cada uno de los pacientes.

Cuadro 5.7: Resultado de la coincidencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de mama.

Paciente	Coordenadas CARINAiso			Desplazamiento de las Coordenadas		
	Y $\pm 0,1$ (cm)	X $\pm 0,1$ (cm)	Z $\pm 0,1$ (cm)	$\Delta Y \pm 0,1$ (cm)	$\Delta X \pm 0,1$ (cm)	$\Delta Z \pm 0,1$ (cm)
1	1,0	0,0	-6,0	0,0	0,0	0,0
2	1,0	1,0	1,0	0,2	-0,3	0,0
3	-8,0	0,0	0,0	0,0	-1,0	0,0
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	0,0	0,0	2,5	0,7	0,2	0,9
6	-1,5	0,0	4,0	-3,7	2,3	-2,0
7	-2,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
8	-0,5	0,0	0,0	0,9	0,0	0,3
9	0,0	-3,0	0,0	0,0	-0,3	1,3
10	0,0	0,0	0,0	-0,2	-0,9	-1,7
11	-1,0	-0,5	1,5	0,7	1,2	0,0
12	0,0	2,0	0,0	0,2	-0,1	-0,1
13	0,0	0,0	0,0	-0,7	0,0	0,0
14	0,0	0,0	0,0	-0,3	1,3	0,4
15	1,0	0,0	0,0	0,3	0,3	-0,7
16	0,0	0,0	0,0	-0,2	1,4	-1,2
17	3,0	0,0	0,0	-0,7	-0,5	0,1
18	11,0	0,0	0,0	0,2	0,3	0,4
19	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,0
20	1,5	0,0	0,0	-0,8	0,5	0,4
21	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
22	0,0	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0
23	-2,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
24	1,0	0,0	0,0	0,6	1,6	-1,0
25	0,0	0,0	0,0	0,7	-0,3	-0,0
26	0,0	-2,0	-2,0	0,0	-1,0	2,9
27	-2,0	0,0	-2,0	0,0	0,0	0,0
28	1,0	0,0	0,0	-1,0	0,7	-0,1
29	0,0	0,0	0,0	-0,4	0,4	-0,8
30	-1,0	0,0	0,0	1,2	0,0	0,0
31	0,0	1,0	2,0	-1,4	-1,2	-0,3
32	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0	1,3
33	-1,0	0,0	0,0	-1,0	0,0	-2,1

5.2. COMPARACIÓN DE LAS COORDENADAS CARINAISO Y LAS INDICADAS POR EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN.

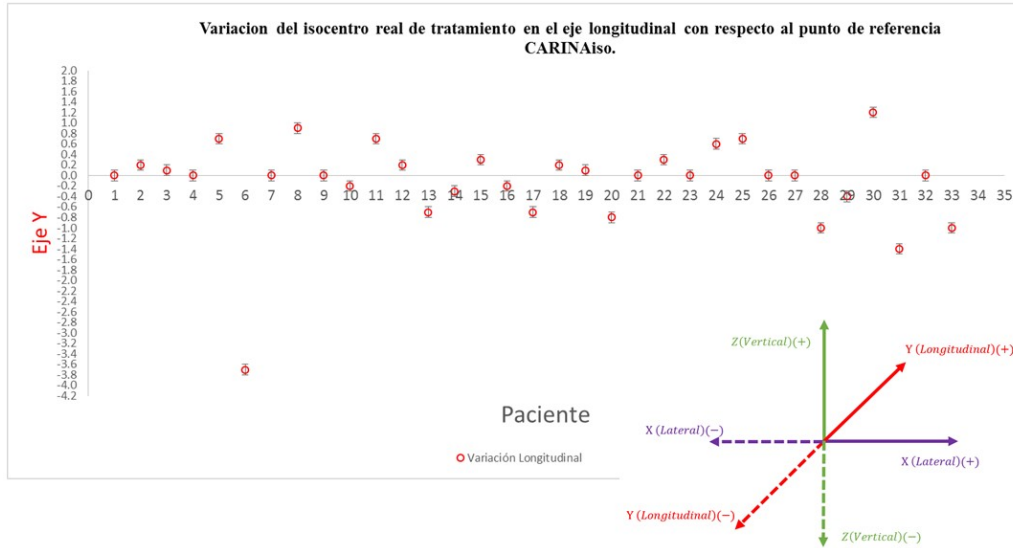


Figura 5.16: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en los pacientes con isocentros en la región de mama.

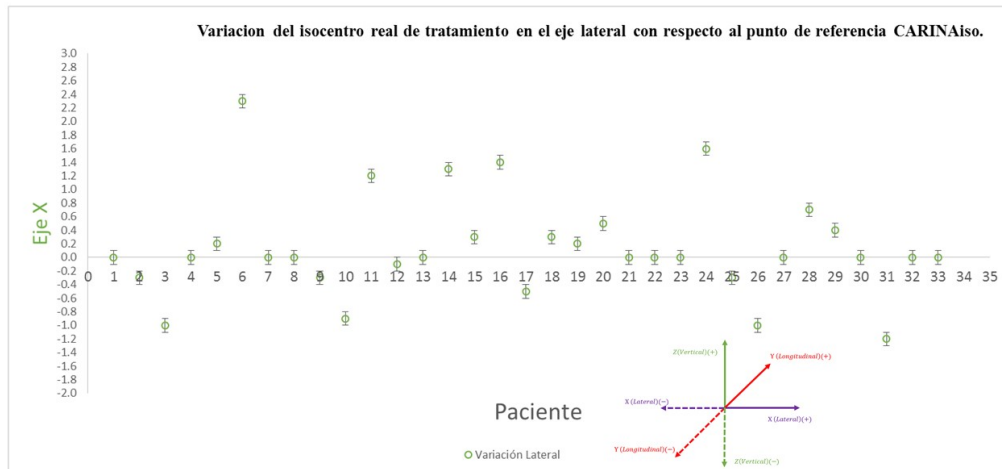


Figura 5.17: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de mama.

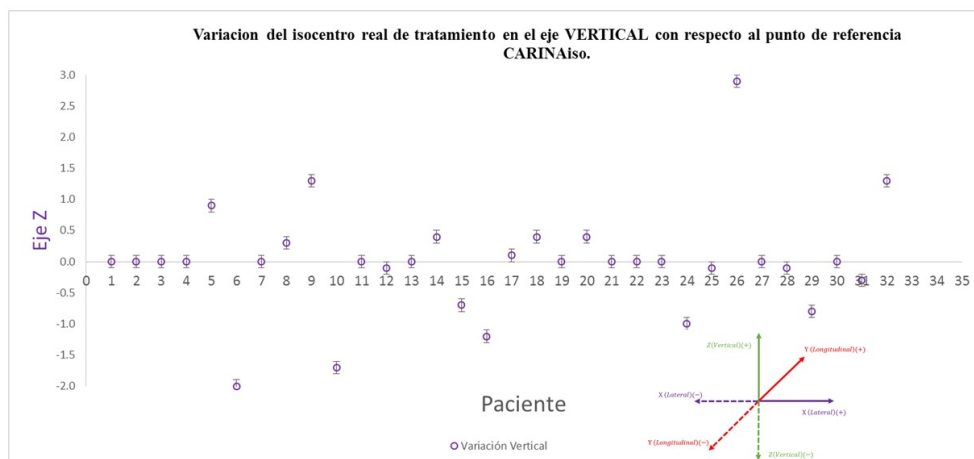


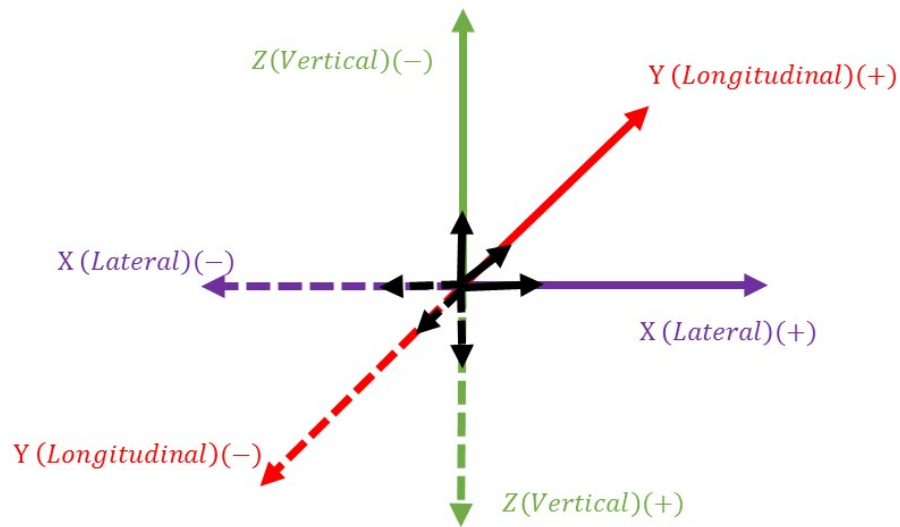
Figura 5.18: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z , en los pacientes con isocentros en la región de mama.

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.7 se obtiene la variación en promedio entre el isocentro de planificación y el isocentro real de tratamiento en cada uno de los ejes X , Y , Z para los pacientes simulados de mama (ver cuadro 5.8).

Cuadro 5.8: Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de mama.

Valor Promedio de desplazamiento		
$\Delta Y(\text{cm})$	$\Delta X(\text{cm})$	$\Delta Z(\text{cm})$
$\pm 0,4$	$\pm 0,5$	$\pm 0,4$

A partir de los valores promedios mostrados en el cuadro 5.8 se graficaron en un sistema de coordenadas del acelerador lineal las variaciones en los ejes X , Y , Z . Estas variaciones son menores a $0,5 \text{ cm}$, lo que implica que nuestro proceso de simulación, la cual incluye posicionamiento y marcaje con los láseres externos del sistema de referencia CARINAiso se realizaron de forma eficiente, estando en correspondencia con el protocolo ICRU REPORT 62 [8], la cual establece variaciones $< 1,0 \text{ cm}$ para pacientes de mama.



Valor promedio de desplazamiento		
ΔY (cm)	ΔX (cm)	ΔZ (cm)
$\pm 0,4$	$\pm 0,5$	$\pm 0,4$

Figura 5.19: Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de mama.

5.2.3. Región de Tórax.

Los resultados de las medidas de comparación entre las coordenada CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación para pacientes simulados en la región de tórax se muestra a continuación en la cuadro 5.9, allí se representan los movimientos en los ejes X , Y , Z necesarios para la coincidencia entre el isocentro planificado y el isocentro real de tratamiento a partir de las coordenadas de referencia CARINAiso realizadas en la simulación correspondiente de tórax.

Cuadro 5.9: Resultado de la correspondencia entre las coordenadas CARINAiso y el isocentro de la planificación en pacientes de tórax.

Paciente	Coordenadas CARINAiso			Desplazamiento de las Coordenadas		
	Y $\pm 0,1$ (cm)	X $\pm 0,1$ (cm)	Z $\pm 0,1$ (cm)	$\Delta Y \pm 0,1$ (cm)	$\Delta X \pm 0,1$ (cm)	$\Delta Z \pm 0,1$ (cm)
1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2	0,0	0,0	9,0	1,0	0,0	0,0
3	3,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,3
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	22,0	0,0	2,0	2,7	0,7	0,1
6	-1,0	-0,5	1,5	0,7	1,2	0,0
7	21,0	15,0	-3,0	0,0	-1,0	-0,6
8	-14,0	0,0	0,0	-0,2	0,1	1,4
9	5,0	0,0	0,0	0,3	-0,3	0,0
10	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
11	5,0	0,0	0,0	6,2	-3,0	-1,3
12	-18,0	0,0	0,0	0,1	0,1	-0,1
13	0,0	0,0	-2,7	0,6	0,6	4,4
14	4,5	0,0	-1,0	1,0	-0,5	0,0

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.9 se realizaron gráficas mostradas en las figuras 5.20, 5.21 y 5.22. Estos resultados mostrados en diagramas de dispersión detallan claramente las variaciones en los ejes de coordenadas respectivos para cada uno de los pacientes.

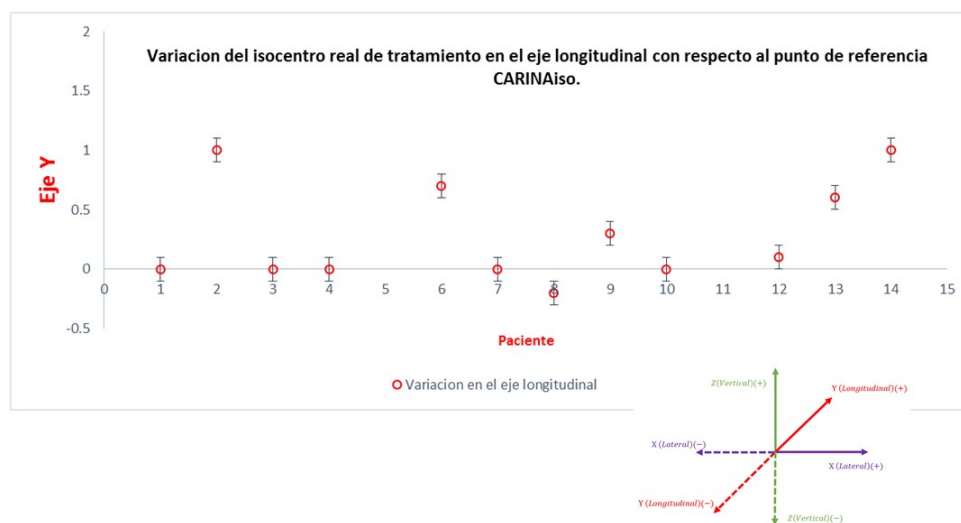


Figura 5.20: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Y, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.

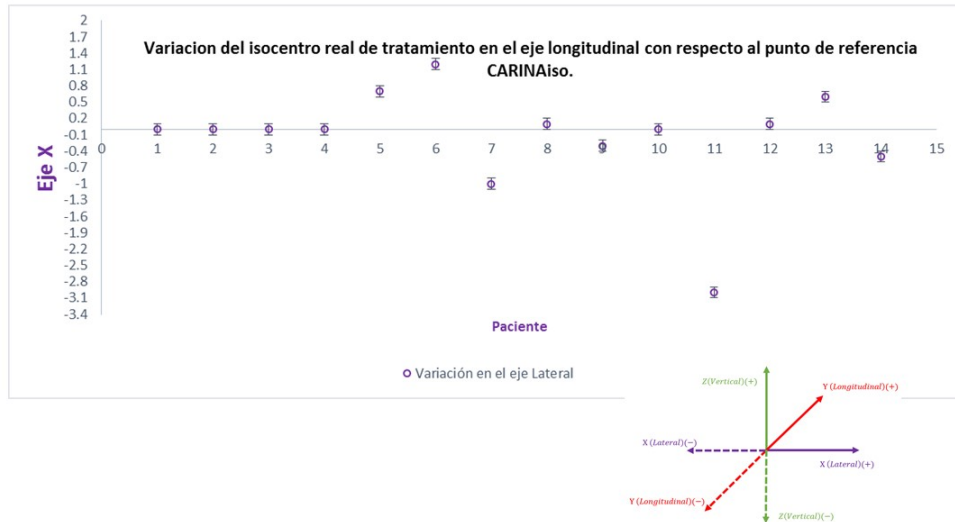


Figura 5.21: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje X, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.

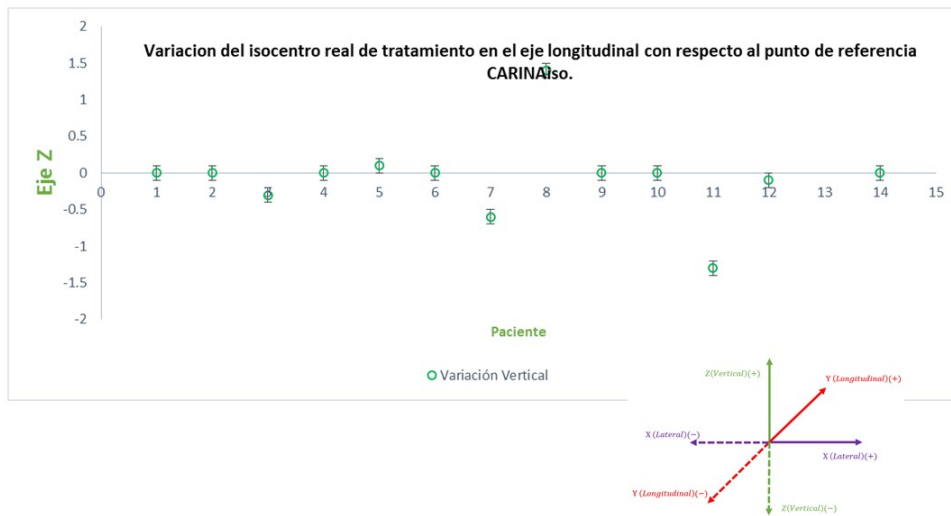


Figura 5.22: Desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en el eje Z, en los pacientes con isocentros en la región de tórax.

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.9 se obtiene la variación en promedio entre el isocentro de planificación y el isocentro real de tratamiento para cada uno de los ejes X, Y, Z, en los pacientes simulados a nivel de tórax (ver cuadro 5.10).

Cuadro 5.10: Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las coordenadas de tratamiento en región de tórax.

Valor Promedio de desplazamiento		
ΔY (cm)	ΔX (cm)	ΔZ (cm)
$\pm 0,9$	$\pm 0,5$	$\pm 0,3$

A partir de los valores promedios mostrados en el cuadro 5.10 se graficaron en un sistema de coordenadas del acelerador lineal las variaciones en los ejes X , Y , Z . Estas variaciones son menores a $1,0\text{ cm}$, lo que implica que nuestro proceso de simulación, la cual incluye posicionamiento y marcaje con los láseres externos del sistema de referencia CARINAiso se realizaron de forma eficiente, estando en correspondencia con el protocolo ICRU REPORT 62 [8], la cual establece variaciones $< 1,0\text{ cm}$ para pacientes de tórax.

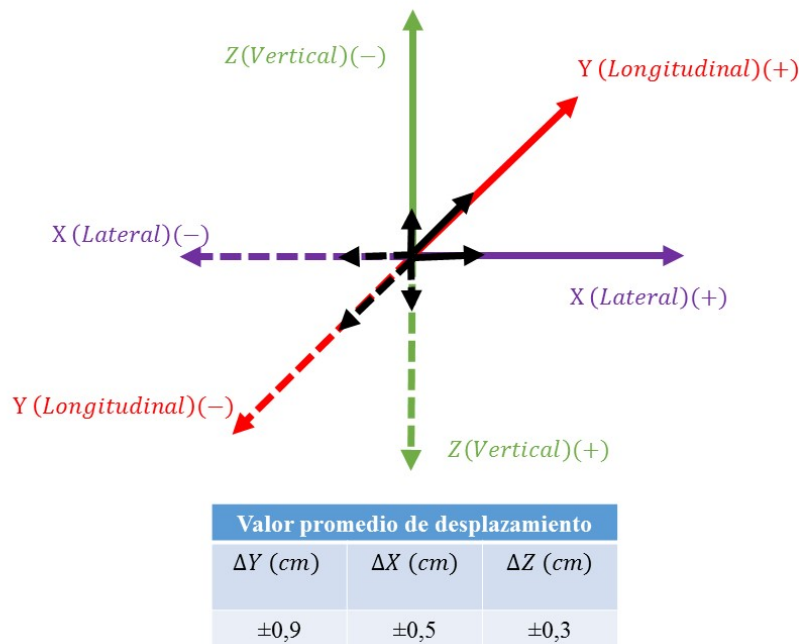


Figura 5.23: Variación promedio de las coordenadas de los pacientes con isocentros en la región de tórax.

5.2.4. Región Abdomen y Pelvis.

Los resultados de las medidas de la comparación de las coordenadas CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación para pacientes simulados en la región de abdomen y pelvis, se muestra a continuación en la cuadro 5.11. Se representan los movimientos en los ejes X , Y , Z necesarios para la coincidencia entre el isocentro planificado y el isocentro real de tratamiento a partir de las coordenadas de referencia CARINAiso realizadas en la simulación correspondiente de tórax.

5.2. COMPARACIÓN DE LAS COORDENADAS CARINAISO Y LAS INDICADAS POR EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN. 73

Con los resultados mostrados en el cuadro 5.11, se obtiene la variación promedio en cada uno de los ejes X , Y , Z (ver cuadro 5.12 y figura 5.27), además de forma análoga a las regiones anteriores, se realizaron gráficas mostradas en las figuras 5.24, 5.25 y 5.26. Estos resultados mostrados en diagramas de dispersión detallan claramente las variaciones en los ejes de coordenadas respectivos para cada uno de los pacientes para la región de abdomen y pelvis.

Cuadro 5.11: Resultado de la correspondencia entre las coordenadas CARINAISO y el isocentro de la planificación en pacientes de región de abdomen y pelvis

Paciente	Coordenadas CARINAISO			Desplazamiento de las Coordenadas		
	$Y \pm 0,1(\text{cm})$	$X \pm 0,1(\text{cm})$	$Z \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta Y \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta X \pm 0,1(\text{cm})$	$\Delta Z \pm 0,1(\text{cm})$
1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
3	5,5	0,0	-1,0	0,3	0,0	2,6
4	23,2	0,1	-2,0	1,6	2,0	4,1
5	25,0	1,0	6,0	-1,4	-0,1	0,5
6	0,0	0,0	-3,0	0,0	-0,1	-0,9
7	-5,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
8	-12,0	9,5	1,0	0,4	0,1	0,0
9	-4,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
10	6,0	0,0	0,0	0,2	-0,2	-0,4
11	4,0	0,0	-3,0	3,4	-3,4	6,5
12	17,0	0,0	-4,0	0,0	0,0	3,2
13	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
14	6,0	0,0	0,0	1,1	0,0	0,0
15	-3,6	-4,1	1,3	-2,9	0,0	-2,1
16	-12,0	9,5	1,0	0,4	0,1	0,0
17	2,0	0,0	0,0	-0,5	0,1	0,0
18	58,2	0,0	2,5	0,7	-1,3	1,4
19	0,0	0,0	0,0	0,4	0,0	0,0
20	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
21	0,0	0,0	0,0	0,4	0,0	0,0
22	5,0	0,0	-4,0	1,0	0,0	-1,0
23	-8,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
24	-18,8	-0,8	-0,1	0,8	-0,8	0,8
25	2,0	0,0	-1,0	-0,4	0,0	0,0
26	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
27	1,5	0,0	0,0	-0,7	-0,4	-0,6
28	0,0	0,0	0,0	0,3	-0,1	0,0
29	5,0	0,0	0,0	0,3	-0,3	0,0
30	1,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
31	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
32	0,0	0,0	0,0	-0,4	0,0	0,0
33	-19,0	1,0	0,0	-0,6	-1,4	0,5
34	-6,0	0,0	0,0	0,2	-0,2	0,0
35	0,0	-1,0	0,0	0,0	0,0	-0,7
36	0,0	0,0	0,0	-1,2	0,5	1,8
37	1,5	0,0	-1,0	-1,7	-0,1	-0,1
38	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,4
39	-1,0	-4,0	0,0	-0,2	-0,3	0,0
40	-2,0	0,0	0,0	-0,3	-0,3	0,0
41	-18,2	-0,8	0,0	0,8	-0,8	0,8

Cuadro 5.12: Promedio del desplazamiento entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAISO y las coordenadas de Tratamiento en región de abdomen y pelvis.

Valor promedio de desplazamiento		
$\Delta Y(\text{cm})$	$\Delta X(\text{cm})$	$\Delta Z(\text{cm})$
$\pm 0,5$	$\pm 0,3$	$\pm 0,7$

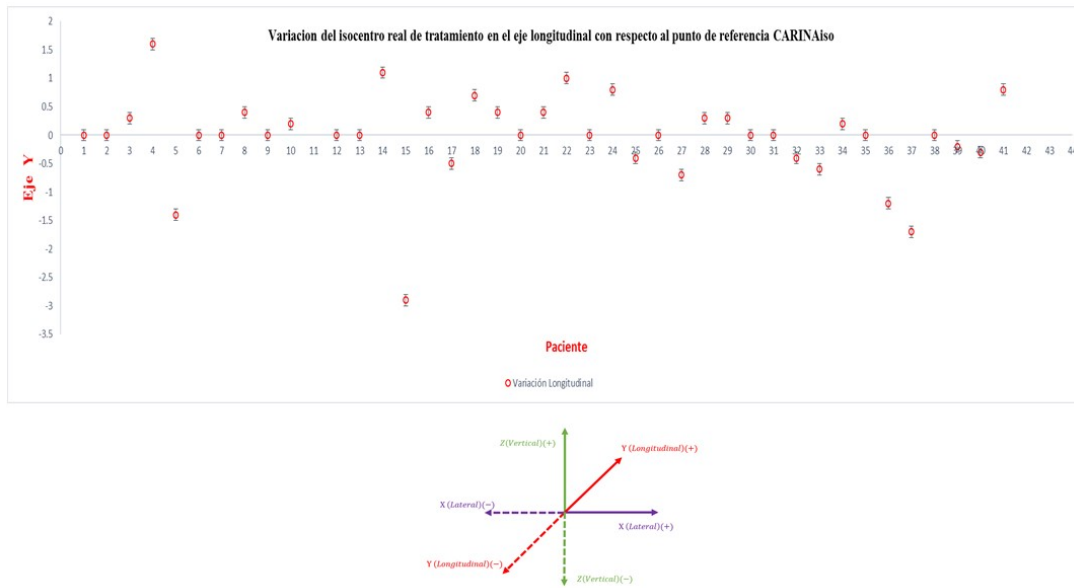


Figura 5.24: Variación de las coordenadas en el eje Y de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.

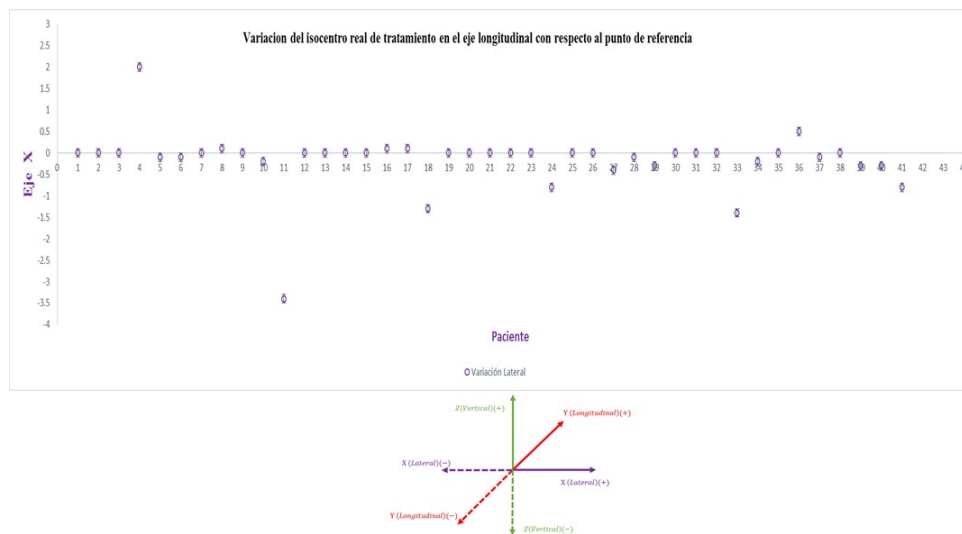


Figura 5.25: Variación de las coordenadas en el eje X de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.

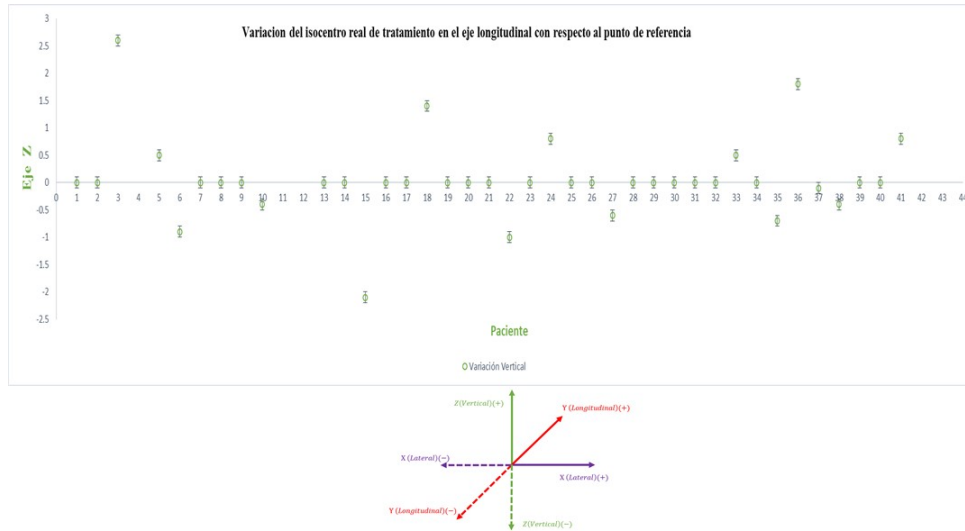
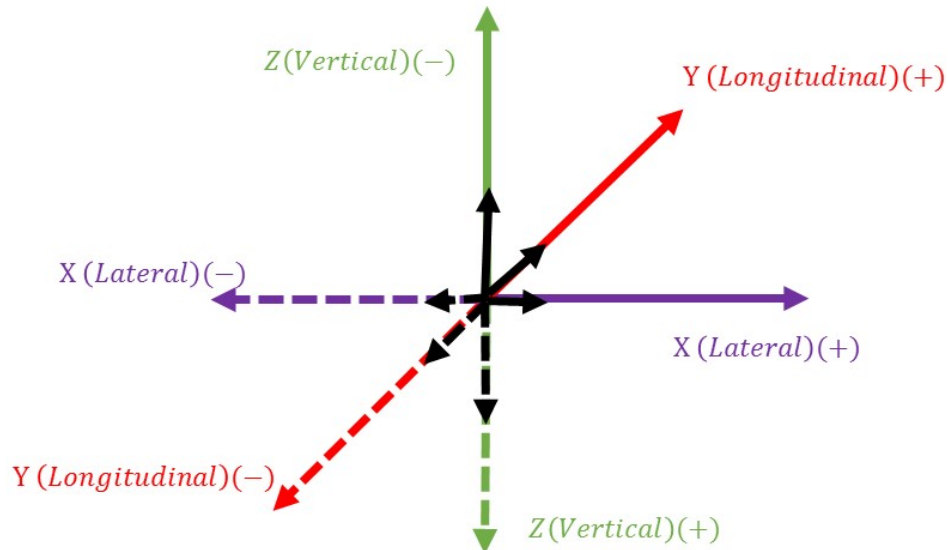


Figura 5.26: Variación de las coordenadas en el eje Z de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.



Valor promedio de desplazamiento		
ΔY (cm)	ΔX (cm)	ΔZ (cm)
$\pm 0,5$	$\pm 0,3$	$\pm 0,7$

Figura 5.27: Variación promedio de las coordenadas de los pacientes con isocentros en la región de abdomen y pelvis.

A partir de los valores promedios mostrados en el cuadro [5.12](#) se graficaron en un sistema de coordenadas del acelerador lineal las variaciones en los ejes X , Y , Z (ver imagen [5.27](#)). Estas variaciones son menores a $1,0\text{ cm}$, lo que implica que nuestro proceso de simulación, la cual incluye posicionamiento y marcaje con los láseres externos del sistema de referencia CARINAiso se realizaron de forma eficiente, estando en correspondencia con el protocolo ICRU REPORT 62 [\[8\]](#), la cual establece variaciones $< 1,50\text{ cm}$ para pacientes de abdomen y pelvis.

En este trabajo se elaboro un protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso siguiendo los lineamientos del protocolo "*Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66*" [1]. Además, se estudio la correspondencia entre las coordenadas proyectadas por el sistema de referencia CARINAiso con las adquiridas durante el ingreso del tratamiento. A partir del analisis y discusiones de los resultados obtenidos en el capitulo anterior se concluye lo que se describe a continuación:

- El sistema de referencia CARINAiso permite determinar las coordenadas de un punto de referencia o directamente un isocentro sobre la superficie del paciente con gran precisión gracias al sistema de láseres LASER DORADO 3.
- EL sistema de referencia CARINAiso con respecto a las pruebas mecánicas y geométricas, se encuentra en tolerancia con respecto a los valores establecidos en el protocolo [1].
- Los valores de la exactitud del indicador digital de la camilla, nos permite decir que se obtiene una reconstrucción optima de la imagen y de las dimensiones de las estructuras del paciente, además nos permite la ubicación precisa del isocentro del paciente durante el proceso de simulación.
- Los valores de correspondencia entre los láseres internos y los láseres externos fue $<2\text{ mm}$, por lo tanto permite obtener una precisión y exactitud óptima, para la ubicación de las coordenadas del isocentro o punto de referencia sobre el paciente durante la simulación de tratamiento.
- En la coincidencia de los láseres internos con el plano de la imagen se encontró que la separación del láser sagital interno del tomógrafo difiere $0,8 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$, el láser horizontal $0,1 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$ y el láser transversal $0,3 \pm 0,1\text{mm} \leq 2,0\text{mm}$ respecto al plano de la imagen, lo que permite inferir que la coincidencia entre de los láseres internos con el plano de la imagen se encuentran en tolerancia

según el protocolo "*Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66*" [1].

- Teniendo en cuenta el protocolo de alineación y marcaje del paciente se encontró que en promedio para los pacientes simulados en región de cabeza y cuello las variaciones en el eje de coordenadas (X,Y,Z) se obtuvo en promedio $\Delta Y = \pm 0,1cm$, $\Delta X = \pm 0,2cm$ y $\Delta Z = \pm 0,4cm$ siendo estas variaciones $< 0,5cm$, para pacientes simulados de mama $\Delta Y = \pm 0,4cm$, $\Delta X = \pm 0,5cm$ y $\Delta Z = \pm 0,4cm$ siendo estas variaciones $< 0,5cm$, en las simulaciones de tórax $\Delta Y = \pm 0,9cm$, $\Delta X = \pm 0,5cm$ y $\Delta Z = \pm 0,3cm$ siendo estas variaciones $< 1,0cm$ y en las simulaciones de abdomen y pelvis $\Delta Y = \pm 0,5cm$, $\Delta X = \pm 0,3cm$ y $\Delta Z = \pm 0,7cm < 1,0cm$, lo que indica que estas incertidumbres por posicionamiento se encuentran en correspondencia con el protocolo ICRU REPORT 62 [8] la cual establece variaciones entre $(0,1-0,5) cm$ para pacientes de cabeza y cuello, $1,0 cm$ para pacientes de mama y tórax y $1,5 cm$ para pacientes de abdomen y pelvis.
 - Con el protocolo de alineación y marcaje correspondiente, se logra optimizar la protección radiológica al paciente y se mejoran los tiempos de ingreso, disminuyendo la cantidad de placas de verificación de tratamiento durante el ingreso, gracias al sistema de referencia CARINAiso.
 - A partir de los resultados encontrados en el análisis de la coincidencia entre las coordenadas del sistema de referencia CARINAiso y las indicadas por el sistema de planificación en pacientes con lesiones en cualquier región del cuerpo, teniendo en cuenta el protocolo de alineación y marcaje correspondiente, se infiere en caso de no existir la posibilidad de realizar placas de verificación de tratamiento durante el ingreso de un paciente, se puede confiar en la precisión y exactitud del sistema de referencia CARINAiso para ser considerado el ingreso.
 - El sistema de referencia CARINAiso resultó de mayor utilidad para el equipo 2100 C/D, debido a que las imágenes adquiridas con MV poseen poca calidad de imagen, por tanto es difícil la visibilidad de las estructuras que sirven como referencia para la comparación entre la radiografía reconstruida digitalmente y la adquirida durante el ingreso, es por ello que al tener un punto de referencia o bien un isocentro disminuye la cantidad de placas de verificación y mejoran los tiempos de ingreso de tratamiento.
-

7.1. Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.

En el protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso, se especifican los objetivos de cada prueba, las frecuencias de los controles, especificando los límites de tolerancia, describiendo la instrumentación necesaria y el procedimiento de medida. A continuación se muestra el resumen en una hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.

Nombre de la Prueba (Aspectos Mecánicos y Geométricos)	Parámetro	Valor Medido (mm)	Tolerancia (mm)	Frecuencia	Conforme
Coincidencia entre los láseres Internos del gantry y externos (LASER DORADO 3).	Desplazamiento Eje Y		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje Z		2		
Indicador de la posición de la camilla.	Indicador Digital del Tomógrafo		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
Alineación de los láseres del gantry con respecto al plano de la Imagen	Desplazamiento Eje Z		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
Orientación de los láseres del gantry con respecto al plano de la imagen.	Desplazamiento Eje Z		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje Z		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
Espaciado de los láseres externos (LASER DORADO 3) con respecto a los láseres del gantry.	Desplazamiento Eje -Z		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Distancia=500,5 mm		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
Orientación de los láseres externos (LASER DORADO 3) con respecto al plano de la imagen.	Desplazamiento Eje X		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Z		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		

Figura 7.1: Hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARI-NAiso.

APÉNDICE A

POSICIONAMIENTO Y ALINEACIÓN PARA LAS SIMULACIONES EN RADIOTERAPIA.

A continuación se muestra de forma general el posicionamiento y alineación para las simulaciones en Radioterapia clasificados por regiones anatómicas. Se sabe que para cumplir con los objetivos de la simulación virtual es necesario; el posicionamiento e inmovilización del paciente, el cual se elige de acuerdo a los volúmenes a irradiar y a proteger, por lo que debe ser reproducible y confortable; alineación del paciente y límites de campo, la cual se logra mediante láseres internos y externos ubicados en el tomógrafo (son iguales a los ubicados en el equipo de tratamiento), permitiendo la correcta alineación del paciente; definir espesor de cortes tomográficos axiales; transferencia de imágenes, estas imágenes se transfieren a un planificador tridimensional por medio de un sistema informático llamado DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), el cual permite la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras y hardware de red de múltiples proveedores dentro de un sistema de almacenamiento y comunicación de imágenes (para mayor detalles de la simulación de tratamiento en radioterapia se puede consultar la referencia [18]).

A.1. Posicionamiento y Alineación de Cabeza y Cuello.

En el proceso de simulación en esta región del cuerpo humano es necesario seguir un protocolo para la alineación que incluye la inmovilización del paciente:

- En el proceso de inmovilización se emplea una base estándar, mascarillas termoplásticas y soportes de cuello de acrílico. Este conjunto de soportes permitieron una cómoda posición de la cabeza y el cuello del paciente y a su vez determinan que tipo de posición tendrá al momento de recibir el tratamiento, ya sea cuello extendido, normal o flexible (ver figura A.1) estas posiciones dependen de la enfermedad o área específica de la región de cabeza y cuello a tratar.

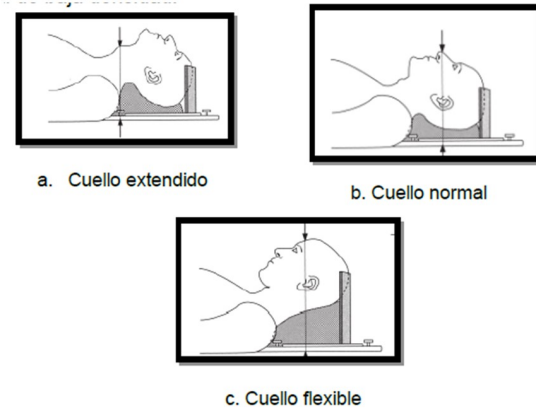


Figura A.1: a) Cuello extendido b) Cuello normal c) Cuello flexible

- A continuación, el paciente se coloca en la camilla del tomógrafo sobre la base estándar y dejando reposar la cabeza sobre el soporte de acrílico según sea el caso (depende del área de cabeza y cuello a tratar). Posteriormente el caso de los pacientes con alguna cicatriz debido a una intervención quirúrgica, se identifican con un marcador fiduciarío el cual es visible en la tomografía. Los paciente se alinean usando como referencia los láseres del sistema de referencia CARINAiso y así definir el sistema de referencia coordenadas. Desde esta posición la consola se elije el protocolo correspondiente a cabeza y cuello, sacando un topograma de todo el barrido que se le va a realizar al paciente. En el topograma es posible observar si el paciente se encuentra en la posición adecuada para un tratamiento óptimo y de no ser así, este es posicionado nuevamente y mediante otro topograma se determina si la nueva posición es aceptable y cumple los requerimientos para la reproducibilidad de tratamiento.



Figura A.2: Inmovilización de un paciente de cabeza y cuello

A.2. Posicionamiento y Alineación de Mama.

A.2.0.1. Posición Supino.

En la camilla del tomógrafo se coloca el soporte de mama supino. La paciente se posiciona sobre el soporte de mama supino de manera que el brazo ipsilateral repose en los soportes de brazo que este posee, mientras que el otro brazo estuvo hacia abajo. El cuello del paciente reposa sobre el soporte de cuello que posee el soporte de mama, pero girado al lado contrario de la mama a tratar, para excluir dicha región anatómica de los campos de tratamiento, como se muestra en la figura [A.3](#).

Con la paciente posicionado sobre el soporte de mama supino, se delimita lo que corresponde a tejido mamario, cicatriz debido a la intervención quirúrgica y los drenajes, con un marcador fiduciario (radiolucido). Seguidamente se alinea el paciente usando los láseres del sistema de referencia CARINAiso y así definir el sistema de referencia coordenadas, posteriormente se procede al proceso de adquisición de imágenes tomográficas.



Figura A.3: Posicionamiento de mama supino.

A.2.0.2. Posición Prono.

En la camilla del tomógrafo se coloca el soporte de mama prono. En ese sentido se ubica al paciente en posición prono sobre el soporte de mama prono, de manera que la mama a tratar quede suspendida en el aire y centrada en el soporte, con la mama contralateral reposando sobre la cuña de separación 25 cm que posee dicho soporte. Los brazos del paciente estarán hacia arriba apoyados sobre el borde del soporte como se muestra en la figura [A.4](#).

La zona del esternón se separa de la cuña del soporte una distancia aproximadamente 2 cm, para evitar que en la irradiación, esta zona presente reacción cutánea producto de la contaminación electrónica y se distancia lo mas posible la mama contralateral para que no se incluya en el campo de tratamiento, con la mayor comodidad del paciente. Con el paciente posicionado sobre el soporte de mama supino, se delimito lo que corresponde a tejido mamario, cicatriz debido a la intervención quirúrgica y los drenajes, con un marcador fiduciario (radiolucido). Seguidamente se alinea el paciente usando los láseres del sistema de referencia CARINAiso y así definir el sistema de referencia coordenadas, posteriormente se procede al proceso de adquisición de imágenes tomográficas.

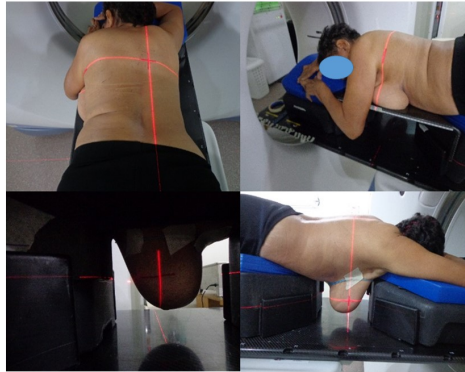


Figura A.4: Posicionamiento de mama prono.

A.3. Posicionamiento y Alineación de Abdomen-Pelvis.

A.3.1. Posición Supino.

Dependiendo de cómo se quiera realizar el tratamiento, al paciente se le puede hacer un colchón personalizado a nivel de abdomen y pelvis, el cual usará durante cada sesión de tratamiento. Para realizarlo, se coloca el colchón al vacío sobre la tabla en el tomógrafo y se ubica al paciente este en posición supino. Una vez que el paciente este acostado sobre dicho colchón se procede a contornear la forma de la región media del cuerpo (abdomen y pelvis) para luego extraerle el aire de manera que este quede rígido con la forma anatómica del paciente. A continuación, si el paciente posee alguna cicatriz debido a una intervención quirúrgica, esta se marca con un marcador fiduciario el cual es visible en la tomografía. Seguidamente se alinea el paciente usando los láseres del sistema de referencia CARINAiso y así definir el sistema de referencia coordenadas. Desde esta posición la consola se elije el protocolo correspondiente a abdomen y pelvis, sacando un topograma de todo el barrido que se le va a realizar al paciente. En el topograma es posible observar si el paciente se encuentra en una posición adecuada para un tratamiento óptimo y de no ser así, este se posiciona nuevamente y mediante otro topograma se determina si la nueva posición es aceptable y cumple los requerimientos para la reproducibilidad de tratamiento.

A.3.2. Posición Prono.

Sobre la camilla en el tomógrafo se coloca el Belly Board. El paciente se recuesta sobre el Belly Board en posición decúbito prono y con los brazos extendidos hacia arriba. A continuación, si el paciente posee alguna cicatriz debido a alguna intervención quirúrgica, esta se marca con un marcador fiduciario el cual es visible en la tomografía, de igual manera se le debe colocar al paciente un marcador rectal o un marcador en la entrada del ano. Para aumentar la reproducibilidad al paciente se le puede hacer un colchón personalizado a nivel de abdomen y pelvis, el cual usará durante cada sesión de tratamiento. Para realizar esta inmovilización, se coloca el colchón al vacío sobre la camilla en el tomógrafo y se ubica al paciente en posición prono. Una vez que el paciente este acostado sobre dicho colchón se procede a contornear la forma de la región media a nivel de piernas para luego extraerle el aire de manera que este quede rígido con la forma anatómica del paciente. A continuación, si el paciente posee alguna cicatriz debido a una intervención quirúrgica, esta se marca con un marcador fiduciario el cual es visible en la tomografía. Seguidamente se alinea el paciente usando los láseres del sistema de referencia CARINAiso y así definir el sistema de referencia coordenadas. Desde esta posición la consola se elije el protocolo correspondiente a abdomen y pelvis, sacando un topograma de todo el barrido que se le va a realizar al paciente. En el topograma es posible observar si el paciente se encuentra en una posición adecuada para un tratamiento óptimo y de no ser así, este se posiciona nuevamente y mediante otro topograma se determina si la nueva posición es aceptable y cumple los requerimientos para la reproducibilidad de tratamiento (ver figura [A.5](#)).



Figura A.5: Posicionamiento de Paciente de recto en posición prono.

B.1. Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.

En el protocolo de control de calidad del sistema de referencia CARINAiso, se especifican los objetivos de cada prueba, las frecuencias de los controles, especificando los límites de tolerancia, describiendo la instrumentación necesaria y el procedimiento de medida. A continuación se muestra el resumen en una hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARINAiso.

Nombre de la Prueba (Aspectos Mecánicos y Geométricos)	Parámetro	Valor Medido (mm)	Tolerancia (mm)	Frecuencia	Conforme
Coincidencia entre los láseres Internos del gantry y externos (LASER DORADO 3).	Desplazamiento Eje Y		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje Z		2		
Indicador de la posición de la camilla.	Indicador Digital del Tomógrafo		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
Alineación de los láseres del gantry con respecto al plano de la Imagen	Desplazamiento Eje X		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Z		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
Orientación de los láseres del gantry con respecto al plano de la imagen.	Desplazamiento Eje X		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Z		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje -Z		2		
Espaciado de los láseres externos (LASER DORADO 3) con respecto a los láseres del gantry.	Distancia=500,5 mm		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
Orientación de los láseres externos (LASER DORADO 3) con respecto al plano de la imagen.	Desplazamiento Eje Z		2	Inicio, Mensual, Anual, Después de reparaciones	
	Desplazamiento Eje Y		2		
	Desplazamiento Eje X		2		
	Desplazamiento Eje -Z		2		

Figura B.1: Hoja de trabajo para el Control de Calidad del Sistema de Referencia CARI-NAiso.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Asociación Americana de Física Medica. AAPM, (2003): *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computedtomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66.*
 - [2] Quality Control in Linear Accelerators, Update of the OIEA TecDoc 1151
 - [3] Sociedad Española de Física Medica. SEFM,(2012): *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico: Revisión 2011.* Madrid, España.
 - [4] Colomer, M., Carabantes, D.,Lugera, E.,Picón, C.,(2005) *Control de Calidad de Equipos TC para Radioterapia: Guía Practica.*Revista de Física Medica, 6(1),p 37-45.
 - [5] Sociedad Española de Física Médica.,Sociedad Española de Protección Radiológica .,Sociedad Española de Radiología Médica.,(2011): *PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO: Revisión 2011.*
 - [6] Acuerdo Regional de Cooperación para La Promoción de la Ciencia y Tecnología Nuclear en Latinoamérica y el Caribe. ARCAL XLIX,(2001):*IMPLEMENTACION DE LAS NORMAS BASICAS DE SEGURIDAD INTERNACIONALES EN LAS PRACTICAS MEDICAS: Protocolos de Control de calidad en Radiodiagnostico.*
 - [7] Sección de Dosimetría y Física Medica de América Latina, Organismo Internacional de Energía Atómica. OIEA,(2000): *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.* TECDOC-1151,Viena Austria.
 - [8] Comision Internacional de Medidas y Unidades de Radiacion, ICRU REPORT 62, (1999): *Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones.* Version Oficial Española de la Sociedad Española de Física Medica.
 - [9] Starno, M., Romero,J., Aspectos Técnicos de la Radioterapia Externa. Urdaneta, N.,Vera, A.,Peschel,R.,Lynn,W.(2009): *Enfoque Multidisciplinario: Radioterapia Oncológica.* Segunda Edición, Caracas Venezuela.
-

- [10] Urdiales, C., Cordero, I., Gómez, N., Barreales, R., Martínez, R., (2005): *Radioterapia: Radioterapia paso a paso: TT.EE.RR.TT.*: Tecnología Radiológica Complejo Asistencial de Zamora, España.
- [11] Fernández, J., Brosed, A., González, A., Gracia, A., (2011): *Fundamentos de Física Médica : Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.* Sociedad Española de Física Médica; Vol(4), Madrid, España.
- [12] Fernández, J., Brosed, A., González, A., Gracia, A., (2011): *Fundamentos de Física Médica : Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad.* Sociedad Española de Física Médica; Vol(4), Madrid, España.
- [13] Buzug, T., (2008): *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT.* Lubek, Germany.
- [14] Rodríguez, M., (2013): *Fronteras de la Física en el Siglo XXI: Física Médica.* D.F., México.
- [15] Cosenza, M., *Mecánica Clásica.* Universidad de los Andes, Facultad de Ciencias, Departamento de Física., V(B-13); Merida, Venezuela
- [16] LAP GmbH., (2012) *Instrucciones de uso para usuarios: Sistema de Control CARINAiso:* Luneburg.
- [17] Lago, I., (2003): *Planificadores 3D y simulación virtual del tratamiento. Situación en España. Supervivencia asociada a su aplicación. Santiago de Compostela: Servicio Galego de Saúde, Axencia de Avaliación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia, avalia Serie Avaliación de tecnoloxías. Investigación. avaliativa: IA2003/01*
- [18] Martínez, P., Rodríguez, J., Cova, M., Medina, N., Millan, B., Rojas, J., *Simulación De Tratamiento En Radioterapia* Primera Edición (2014).
-