



Universidad
Nacional
de Córdoba



FCM
Facultad de
Ciencias Médicas

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS, Y NATURALES

*“Aplicación del Test de Winston-Lutz en el control de calidad de aceleradores lineales para
Radiocirugía Estereotáctica”*

PROYECTO FINAL INTEGRADOR

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO BIOMÉDICO

Presentada por:

Nicolás Catriel Chavez Milquevich

Maria Florencia Zalazar

Director:

Lic. Hernán Ariel Martínez

Co-Director:

Msc. Sebastian Bianchini

Ing. Jéssica Marien Lell

CÓRDOBA – ARGENTINA

2017

Agradecimientos

A nuestros padres, amigos y parejas por el apoyo incondicional durante estos años de estudio.

A nuestros directores por su predisposición para responder nuestras inquietudes a toda hora.

Al Hospital Oncológico de Córdoba por su colaboración, sin la cual el presente Proyecto Integrador no hubiese sido posible.

A IMT y Crea FabLab por donar las piezas para la construcción del dispositivo utilizado en el presente Proyecto Integrador.

Resumen

La Radiocirugía Estereotáctica consiste en la administración, en una sola sesión o aplicación, de altas dosis de radiación en pequeños volúmenes. Al igual que con cualquier otra técnica de radioterapia, es vital asegurar precisión como así también minimizar, hasta donde sea razonablemente posible, la dosis absorbida por estructuras sanas.

Hoy en día no es de sorprender que los controles de calidad llevados a cabo en los centros de radioterapia sean cada vez más exigentes. Los altos estándares que deben cumplirse son un reflejo de la complejidad alcanzada por las actuales técnicas de radioterapia, dado que los procedimientos representan una exposición alta a un riesgo controlado. Protocolos de calidad establecidos por organismos internacionales, como el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA por sus siglas en inglés), establecen los requisitos que deben cumplir los aceleradores lineales empleados en la técnica de radiocirugía. Entre dichos protocolos se encuentra el control de coincidencia entre el isocentro de radiación del acelerador y las coordenadas estereotácticas del isocentro determinado en el sistema de planificación (TPS por sus siglas en inglés) mediante el llamado Test de Winston Lutz.

Actualmente, en el servicio de Radioterapia del Hospital Oncológico de Córdoba, no se dispone del equipamiento necesario para implementar la técnica de radiocirugía, y por ende no disponen de las herramientas para llevar a cabo este test, útil tanto para el control de calidad en radiocirugía como para las otras técnicas ya en uso en el servicio.

En el presente trabajo se ha propuesto la construcción de un dispositivo mecánico y el diseño e implementación de una secuencia semi automática programada en un software libre, con el objetivo de proveer al servicio de Radioterapia una herramienta completa que permita verificar si los aceleradores lineales de dicho establecimiento cumplen con los estándares para ser utilizados en Radiocirugía.

La idea es brindarle al Hospital una herramienta que pueda ser utilizada en cualquier acelerador y que permita, en un futuro, pensar en la prestación de la técnica de Radiocirugía en el servicio.

En el capítulo 1, *Introducción y Motivación*, se presentan datos sobre la incidencia del cáncer en Córdoba y la situación de sus aceleradores lineales. En base a estos hechos se presenta el motivo de realización del presente trabajo.

En el capítulo 2, *Marco Teórico*, se exponen los conceptos básicos para comprender las diferencias entre las distintas técnicas de radioterapia; desarrollándose con mayor detalle el concepto y antecedentes de la Radiocirugía, la descripción del acelerador lineal utilizado para Radiocirugía, la metodología empleada para el control de calidad del acelerador lineal mediante la aplicación del Test de Winston Lutz, las características de los dispositivos existentes para llevar a cabo este test y, para finalizar el capítulo, una breve revisión de las herramientas utilizadas en el procesamiento de imágenes.

En el capítulo 3, *Materiales y Métodos*, se exponen las características del dispositivo y la rutina automática programada, la metodología empleada para la adquisición de imágenes y el procesado de las mismas.

En el capítulo 4, *Resultados* se exponen los logros obtenidos de la experiencia llevada a cabo en el Hospital Oncológico de Córdoba con la instrumentación desarrollada en este Proyecto Integrador.

Para finalizar este Proyecto Integrador, se dedica el capítulo 5 a entregar las *Conclusiones y Recomendaciones* obtenidas a lo largo del trabajo. Esto se realiza con el fin de dar continuidad al proyecto, como así también para mostrar los beneficios obtenidos.

Palabras clave: Radiocirugía, isocentro, acelerador, Test de Winston Lutz

Objetivos

General

Desarrollar un dispositivo y un programa computacional de análisis de imágenes para la implementación del test de Winston Lutz en los aceleradores lineales del Hospital Oncológico de Córdoba.

Específicos

1. Revisar las características de los dispositivos comerciales utilizados para el control de isocentro de aceleradores lineales mediante el test de Winston Lutz.
2. Realizar el diseño de un dispositivo que cumpla con los requisitos propuestos.
3. Proponer qué material es el más adecuado para la construcción de un maniquí.
4. Fabricar el dispositivo diseñado.
5. Programar una rutina computacional, utilizando como base un software libre de acceso global, con el propósito de automatizar el procesamiento de las imágenes digitales adquiridas con el dispositivo fabricado en el acelerador lineal.
6. Aprender, con la ayuda de los físicos del Hospital Oncológico de Córdoba, la técnica correcta para posicionar el dispositivo.
7. Revisar los protocolos de control de calidad en Radiocirugía de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM, por sus siglas en inglés) y otros organismos internacionales de referencia.
8. Realizar el procesamiento de las imágenes de forma manual y comparar los resultados con los obtenidos del procesamiento automático con el propósito de validar este último.

9. Caracterizar y analizar la incertidumbre introducida por las herramientas propuestas para la realización del test de Winston-Lutz

Índice

Capítulo 1 Introducción y Motivación	17
Capítulo 2 Marco Teórico	20
2.1 La Radioterapia	20
2.1.1 Técnicas de Radioterapia	21
2.1.1.1 Técnicas de Radioterapia Externa.	21
2.2 Radiocirugía estereotáctica: definición	23
2.2.1 Reseña histórica.	24
2.2.2 Tratamiento de Radiocirugía: elegibilidad del paciente y protocolo.	27
2.2.3 Radiocirugía vs Cirugía convencional	29
2.2.4 Equipos médicos para radiocirugía.	31
2.3 Características de un acelerador lineal	32
2.4 Imágenes en megavoltaje: conceptos básicos	39
2.4.1 Comportamiento de metales con fotones de megavoltaje.	42
2.5 Test de Winston Lutz	45
2.5.1 Historia	46
2.5.2 Estado del arte de maniquí para Test de Winston Lutz	47
2.5.3 Procedimiento	51
2.5.3.1 Test de Winston-Lutz para posicionamiento de blanco de tratamiento en pacientes.	51
2.5.3.2 Test de Winston-Lutz general para cuantificar la precisión del isocentro.	52
2.5.4 Métodos para la obtención de las imágenes para el test de Winston-Lutz	52
2.5.4.1 Test de Winston-Lutz mediante film radiológico.	53
2.5.4.2 Test de Winston-Lutz mediante EPID.	53
2.6 Procesamiento digital de imágenes	54
2.6.1 Filtros digitales de imágenes.	54
2.6.1.1 Filtros para la eliminación de ruido	55
2.6.1.1.1 Filtros lineales	55
2.6.1.1.2 Filtros no lineales	56
2.6.1.2 Filtros no lineales para la detección de bordes	57
2.6.1.2.1 Filtros de gradientes	57
2.6.1.2.2 Filtros no lineales alternativos a los filtros de gradientes	60
2.6.2 Umbralización automática	61
2.6.2.1 Umbralización binaria	61
2.6.2.2 Método de ISODATA	62
2.6.2.3 Método de Otsu	62

2.6.2.4 Método de máxima entropía	64
2.6.2.5 Método de Li	64
2.6.3 Sustracción de fondo: Algoritmo rolling ball	65
2.6.4 Regiones de interés	66
2.6.5 Cálculo del centroide de una ROI	66
2.6.6 Transformaciones Morfológicas	67
2.6.6.1 Erosión	67
2.6.6.2 Dilatación	68
2.6.6.3 Apertura y Cierre	68
Capítulo 3 Materiales y Métodos	70
3.1 Acelerador lineal Siemens “ARTISTE”	70
3.1.1 Camilla	70
3.1.2 Dispositivo de imagen portal electrónico (EPID)	72
3.2 Impresión 3D	73
3.2.1 Impresora 3D “ i3 Prusa Pro B”	73
3.2.2 Materiales para impresoras 3D: PLA	75
3.3 Construcción del maniquí para el Test de Winston Lutz	75
3.3.1 Proceso de diseño.	76
3.3.2 Proceso de impresión.	77
3.3.3 Proceso de mecanizado.	79
3.3.4 Proceso de ensamblaje.	85
3.3.4.1 Subconjunto de Movimiento en X.	86
3.3.4.2 Subconjunto de Movimiento en Y.	86
3.3.4.3 Plataforma Z.	86
3.3.4.4 Base de aluminio y planchuela.	87
3.4 Realización del Test de Winston Lutz en el HO	87
3.5 ImageJ	90
3.5.1 Macros.	91
3.5.2 Plugins.	93
3.6 Implementación de la rutina en ImageJ	94
3.6.1 Calibración	95
3.6.2 Filtrado	96
3.6.3 Binarización	98
3.6.4 Detección de ROIs	99
3.6.5 Corrección de ROIs	101
3.6.6 Presentación de datos	103
Capítulo 4 Resultados	105
4.1 Maniquí	105
4.2 Validación de la rutina de cálculo	107

4.2.1 Inferencia estadística de la incertidumbre	107
4.2.2 Validación de la rutina con aplicación alternativa	113
4.2.3 Cálculo computacional vs. Cálculo manual	117
Capítulo 5 Conclusiones y Recomendaciones	121
Bibliografía	123
Apéndice A: Planos y Manual de Ensamble del Dispositivo Winston Lutz.	136
Apéndice B: Código de la rutina implementada.	153
Apéndice C: Ecuaciones de teoría de errores.	155
Apéndice D: Puesta en servicio clínico de la radiocirugía	156
D.1 Aceleradores lineales adaptados para radiocirugía	156
D.2 Aceleradores lineales dedicados para radiocirugía	161
D.3 Controles de calidad de aceleradores lineales para radiocirugía.	166
Test para aseguramiento de la localización e inmovilización	166
Test para el aseguramiento de la dosimetría y el plan de tratamiento	169
Test de administración del tratamiento	171
Método de ensayo de administración del tratamiento independiente	177
D.4 Planificador de tratamiento para Radiocirugía.	178
D.5 Marco estereotáctico.	179
D.6 Entrenamiento del personal.	182

Glosario

- Angiografía: técnicas radiológicas que se utilizan para obtener imágenes con referencia al diámetro, aspecto, número y estado clínico de las diversas partes del aparato vascular.
- API: conjunto de subrutinas, funciones y procedimientos (o métodos, en la programación orientada a objetos) que ofrece cierta biblioteca para ser utilizado por otro software como una capa de abstracción.
- Cone Beam Computed Tomography: Técnica de imagen médica donde los rayos x son divergentes en forma de cono.
- Dosis: medida de la cantidad de energía absorbida por algo o alguien cuando se expone a una fuente de radiación.
- Gray [Gy]: Unidad de dosis absorbida del SI para radiaciones ionizantes, es equivalente a un Joule por kilogramo de materia.
- Imagen por Resonancia Magnética Nuclear: técnica no invasiva que utiliza el fenómeno de la resonancia magnética nuclear para obtener información sobre la estructura y composición del cuerpo a analizar, representando la misma mediante una imagen generada por un postprocesado realizado mediante ordenador.
- Isocentro: es el punto en torno al cual gira el origen de la irradiación.
- Neoplasia: masa de tejido anormal de crecimiento acelerado e incoordinado.
- Rutina: Segmento de código que puede ser invocado en cualquier momento para realizar una tarea específica.
- Tomografía Computada: técnica de imagen médica que utiliza radiación X para obtener cortes o secciones de objetos anatómicos.
- Tumor: crecimiento hístico caracterizado por proliferación celular neoplásica.

Lista de tablas

Tabla 1. Coeficientes de atenuación másico para fotones de megavoltaje en hierro, cobre, plomo, tungsteno y titanio.

Tabla 2. Diferencias porcentuales en los coeficientes de atenuación másico utilizando al plomo como referencia.

Tabla 3. Tamaño de píxel según la resolución en el EPID del linac Siemens “*ARTISTE*”.

Tabla 4. Tolerancias para los diámetros de la esfera de titanio, bronce y plomo.

Tabla 5. Medidas resumen de las variables “*Ex*” y “*Ey*”

Tabla 6. Resultados del test de Kolmogorov-Smirnov para la variable *Ex*

Tabla 7. Resultados del test de Kolmogorov-Smirnov para la variable *Ey*

Tabla 8. Resumen de medidas estadísticas de los resultados obtenidos con Winston Lutz- Automatic Analyzer a 0° y 90°.

Tabla 9. Resumen de mediciones manuales.

Tabla 10. Límites inferiores y superiores medios para los desplazamientos en cada angulación calculada con la rutina implementada en ImageJ.

Lista de figuras

Figura 1. Esquema de un acelerador lineal.

Figura 2. Sistema de imagen portal (EPID) en rojo y detector del sistema OBI en amarillo.

Figura 3. Flat Panel: esquema para detección directa e indirecta.

Figura 4. Curvas de coeficiente de atenuación másico para plomo, hierro, cobre, titanio y tungsteno en función de la energía de fotones de megavoltaje.

Figura 5. Imágenes de Test de Winston Lutz con esfera de plomo y usando: OBI kV CBCT (izquierda), EPID MV CBCT (centro) y ExacTrac (derecha).

Figura 6. Dispositivo diseñado por Lutz et al.

Figura 7. Dispositivo de Ciangaru et al.

Figura 8. Dispositivo de Elekta

Figura 9. Dispositivo de Varian

Figura 10. Dispositivo de Siemens

Figura 11. Dispositivo de Novalis

Figura 12. Dispositivo “*OTP-ISO*” creado por la empresa Qualiformed.

Figura 13. Dispositivo “*Winston Lutz Cube*” de la empresa Standard Imaging.

Figura 14. Implementación del Test de Winston Lutz con marco BRW y soporte de piso.

Figura 16. Camilla “*550TxT*” de Siemens.

Figura 17. Movimientos de camilla “*550TxT*” de Siemens.

Figura 18. Tabla de tratamiento de la empresa Civco.

Figura 19. Impresora 3D “*i3 Prusa Pro B*”.

Figura 20. Manual Linear Translation Stage de la empresa ThorLABS.

Figura 21. Piezas básicas del dispositivo: a) base, b) deslizador y c) soporte vertical.

Figura 22. Piezas impresas: a) base, b) deslizador y c) soporte vertical.

Figura 23. Base rebajada con fresadora.

Figura 24. Capuchón y esfera de bronce que se aloja en él.

Figura 25. Capuchón junto a la varilla de acrílico donde va colocado.

Figura 26. Acople de poliamida 6: a) vista de parte inferior con perforaciones para atornillar a plataforma Z y b) vista de parte superior con cavidad para alojar la varilla de acrílico con el capuchón.

Figura 27. Tornillo micrométrico de bronce con paso de medio milímetro (parte inferior) sin la terminación de aluminio moleteada (extremo superior derecho) y tuerca hexagonal de media pulgada con rosca interna de medio milímetro (extremo superior izquierdo).

Figura 28. Planchuela con tope soldado en un extremo (parte inferior) y tope móvil junto a su tornillo M8 (parte superior).

Figura 29. Base de aluminio: a) vista superior con un añadido de goma para cubrir un faltante de material y b) vista inferior con la goma negra de cuatro mm para suplementar.

Figura 30. Maniquí alineado con los láseres del búnker del linac del HO (vista lateral).

Figura 31. Maniquí alineado con los láseres del búnker del linac del HO (vista frontal).

Figura 32. Vista del conjunto maniquí-acelerador lineal Siemens “ARTISTE” (búnker HO).

Figura 33. Acercamiento al campo. Imagen tomada con puntero con esfera de bronce donde se aprecia la medición manual de la esfera en amarillo.

Figura 34. Acercamiento al campo. Imagen tomada con puntero con esfera de plomo donde se aprecia la medición manual de la esfera en amarillo.

Figura 35. Ruta de acceso para ejecutar un macro en ImageJ.

Figura 36. Ventana “Recorder” para grabar macros en ImageJ.

Figura 37. Diagrama de bloques de la rutina implementada para el análisis de las imágenes.

Figura 38. Calibración de la imagen en milímetros.

Figura 39. Opciones dentro de la opción de “*Substract Background*”.

Figura 40. Histograma de la imagen cruda.

Figura 41. Ampliación de la imagen luego de la sustracción de fondo, se observa a la derecha el histograma de la imagen procesada.

Figura 42. Ampliación de la imagen resultante del proceso de realce de los bordes.

Figura 43. Acercamiento a la imagen resultado del proceso de binarización por el método de Otsu.

Figura 44. Parámetros para la detección de ROIs.

Figura 45. Definición de ROIs

Figura 46. Mediciones realizadas con Ajustes geométricos de las ROIs

Figura 47. Error en la conformación de la ROI de la esfera

Figura 48. Ventana “*Log*” con los datos y resultados del test

Figura 49. Dispositivo final

Figura 50. Histogramas variables “*Ex*” izquierda y “*Ey*” derecha.

Figura 51. Diagrama de caja para variables “*Ex*” y “*Ey*”

Figura 52. Función de densidad de probabilidad para variable “*Ex*”

Figura 53. Función de densidad de probabilidad para variable “*Ey*”

Figura 54. Pantalla inicial para cargar imágenes en Winston Lutz - Automatic Analyzer.

Figura 55. Pantalla de resultados de Winston Lutz - Automatic Analyzer.

Figura 56. Imágen con post-procesamiento realizado por Winston Lutz - Automatic Analyzer.

Figura 57. Histogramas para 0° AppWL (izquierda) y 90° AppWL (derecha).

Lista de abreviaturas

<i>Abreviatura</i>	<i>Significado de abreviatura</i>	<i>Traducción</i>
AANS	American Association of Neurological Surgeons	Asociación Americana de Neurocirujanos
ABS	Acrlonitrilo Butadieno Estireno	-
API	Application Programming Interface	Interfaz Programación de Aplicaciones
ASTRO	American Society for Radiation Oncology	Sociedad Americana de Terapia Radiante Oncológica
BRW	Brown Roberts Wells	-
CAD	Computer Aided Design	Diseño Asistido por Computadora
CBCT	Cone Beam Computed Tomography	Tomografía Computarizada de Haz Cónico
CNS	Congress of Neurological Surgerons	Congreso de Neurocirujanos
Co60	Cobalto 60	-
CT	Computed Tomography	Tomografía Computada

DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine	Imágen Digital y Comunicación en Medicina
EPID	Electronic portal imaging device	Dispositivo Electrónico de Imágen Portal
FDM	Fused Deposition Modeling	Modelado por Deposición Fundida
GK	Gamma Knife	Cuchillo Gamma
Gy	Gray	-
HO	Hospital Oncológico de Córdoba	-
IAEA	International Atomic Energy Agency	Organismo Internacional de Energía Atómica
JVM	Java Virtual Machine	Máquina Virtual de Java
Linac	Linear Accelerator	Acelerador Lineal
MAV	Malformación Arteriovenosa	-
MeV	Mega Electrón Voltio	-
MLC	Multileaf Collimator	Colimador Multilámina
MV	Mega Voltio	-

OBI	On Board Imaging	Sistema de Imágenes a Bordo
PLA	Poliácido Láctico	-
RC	Radiocirugía	-
ROI	Region of Interest	Región de Interés
Rx	Rayos X	-
UM	Unidad Monitor	-
uMLC	Micro Multileaf Collimator	Colimador Micro Multilámina
WL	Winston Lutz	-
Z	Número Atómico	-

Capítulo 1 Introducción y Motivación

Según el estudio “*Epidemiología Ambiental del Cáncer en Córdoba. Patrón poblacional de incidencia y bases para la Identificación de Factores de Riesgo*” llevado a cabo por Muñoz et al. en la Universidad Nacional de Córdoba en el año 2004, para cada año se esperan aproximadamente 194 casos nuevos de cáncer en la provincia, por cada 100.000 habitantes [108]. Para un total de 3.304.825 habitantes censados durante el año 2010 [100], podemos esperar que para el año 2017 se registren alrededor de 83000 nuevos casos de cáncer.

La incidencia de cáncer en la población cordobesa puede verse aumentada debido a conductas que pueden predisponer a aumentar dicho valor. En particular, más del 90% de la población consume menos de cinco porciones de frutas y verduras, alrededor del 50% presenta sobrepeso y alrededor del 20% son fumadores [51].

Se ha registrado que las mayores tasas de incidencia de cáncer se concentran en la capital cordobesa y en sus alrededores, mientras que las mayores tasas de mortalidad se concentran al este y sureste de la provincia [108].

Se destaca la relevancia de la distribución de los centros de radioterapia que operan en la provincia con respecto a la tasa de mortalidad. Para cubrir las necesidades de la región sur, que registra la mayor tasa de mortalidad, está el Centro Privado de Radioterapia Río Cuarto y el Centro Privado de Oncología y Radioterapia en Villa María; mientras que para cubrir la demanda de Capital y zona norte, hay cuatro centros: el Hospital Oncológico, el Instituto Privado de Radioterapia, el Instituto Privado de Radioterapia Oncológica y el Centro Médico Deán Funes, mientras que la región noreste cubre su demanda con el Centro Privado de Radioterapia Oncológica en San Francisco.

Se resalta que de los siete centros mencionados, el único público es el Hospital Oncológico de Córdoba, y en base a los informes provistos por el Gobierno de la Nación, en la provincia de Córdoba un 25% de la población cordobesa carece de cobertura social [51]. Además, junto con los centros de radioterapia de San Francisco y Villa María, no brinda el servicio de radiocirugía estereotáctica.

La técnica de Radiocirugía Estereotáctica se basa en localizar una lesión por medio de coordenadas cartesianas para luego entregarle una alta dosis de radiación ionizante generada en unidades de megavoltaje (como aceleradores lineales), con el fin de lograr la ablación de la lesión en una única sesión, de una manera mínimamente invasiva. Esta técnica requiere de un alto grado de precisión para no dañar estructuras críticas situadas próximas a las regiones a tratar. Es de vital importancia la determinación del isocentro de radiación del equipo y de sus dimensiones para garantizar la calidad del tratamiento administrado. Una prueba muy utilizada para realizar este control es el test de Winston-Lutz que se desarrolló en la escuela de Medicina de Harvard en 1988 como método para verificar la coincidencia entre el isocentro de radiación y las coordenadas estereotácticas del isocentro planificado en el sistema de cálculo.

Un relevamiento realizado para conocer la situación actual de los aceleradores lineales en Argentina arrojó que en la provincia de Córdoba hay un total de 14 aceleradores lineales, de los cuales cuatro son modelos que se diseñaron para ser dedicados a Radiocirugía. Entre estos cuatro, el acelerador lineal Siemens “*ARTISTE*” perteneciente al Hospital Oncológico es el único que no brinda el servicio de Radiocirugía. Este dato motivó la realización del presente Proyecto Integrador, ya que en un futuro podría llegar a brindarse en el servicio de radioterapia del Hospital Oncológico de Córdoba la técnica de Radiocirugía Estereotáctica. Esta técnica contribuiría a reducir los tiempos y cantidad de sesiones de tratamiento de los pacientes, disminuir los índices de mortalidad por complicaciones post-operatorias, como así también lograr mejores resultados en combinación con la quimioterapia.

Debido a que el Hospital Oncológico de Córdoba carece de las herramientas físicas e informáticas para llevar a cabo uno de los test básicos para control de calidad como lo es el test de Winston Lutz, este Proyecto Integrador brindaría la tecnología necesaria para ampliar los controles de calidad de dicho nosocomio y de esta forma verificar el cumplimiento de la normativa internacional en base a la cual se evalúa la aptitud de los aceleradores lineales para llevar adelante el tratamiento de Radiocirugía.

Para lograr la puesta en funcionamiento clínico del test de Winston Lutz, primeramente, se debe diseñar y fabricar un mecanismo apto para llevar a cabo el test, básicamente un marcador esférico radiopaco con la posibilidad de movimiento en las tres coordenadas espaciales y montado sobre una base con acoples a la camilla de tratamiento del acelerador lineal. Luego de posicionar este marcador en el isocentro del acelerador lineal para adquirir imágenes portales con diferentes angulaciones del brazo del acelerador, se deben evaluar todos los parámetros de posicionamiento mediante una rutina elaborada con el software free ImageJ.

Con el cálculo de la distancia entre el isocentro de irradiación y el indicador del isocentro utilizado en el procedimiento estereotáctico constituido por los láseres de la sala del acelerador (isocentro mecánico), se pueden realizar las correcciones correspondientes en dichos láseres para finalmente concluir si el acelerador lineal del Hospital Oncológico de Córdoba cumple con la normativa para equipos utilizados en Radiocirugía Estereotáctica.

Capítulo 2 Marco Teórico

2.1 La Radioterapia

Los orígenes de la radioterapia se remontan al año 1895 cuando el físico alemán Wilhelm Konrad von Roentgen descubre que los rayos provenientes de un tubo de rayos catódicos eran capaces de atravesar diversas superficies, estos son los denominados rayos X que luego fueron empleados para tomar la primera radiografía en 1896. En ese mismo año, el físico francés Antoine-Henri Becquerel plantea la posibilidad de que algunas sustancias podrían emitir rayos X, propiedad que se bautizaría como radiactividad con el descubrimiento del radio de la mano del matrimonio Curie en 1898.

Posiblemente en 1896 se llevó a cabo el primer tratamiento de radioterapia cuando el médico estadounidense Emil Grubbe administró rayos X a una mujer de 55 años con cáncer de mama recurrente inoperable. La idea surgió cuando el mismo Grubbe se quemó la piel haciéndose radiografías y, luego de consultar con sus profesores, llegó a la conclusión de que la radiación sería viable para destruir células tumorales.

En 1922 la Oncología se establece como disciplina médica, siendo la radioterapia uno de sus pilares más importantes y al cual más se alienta para alcanzar innovaciones continuamente. Entre las cuales se destacan, en 1953, el surgimiento del acelerador lineal y la bomba de cobalto para aplicar haces externos en tratamientos planificados con radiografías; pero es en 1971, cuando Godfrey Hounsfield inventa la Tomografía Computarizada, que se logran planificar mejor los tratamientos al concentrar las dosis administradas con mayor exactitud en el volumen a tratar.

Actualmente es posible suministrar altas dosis de radiación a pequeños volúmenes minimizando el daño al tejido circundante gracias a los avances en sistemas de imágenes de la

mano del resonador y el tomógrafo por emisión de positrones, por ejemplo, como a sistemas que permiten conformar el haz y seguir el volumen a tratar teniendo en cuenta los movimientos fisiológicos.

2.1.1 Técnicas de Radioterapia

La radioterapia es una especialidad multidisciplinaria que utiliza radiaciones ionizantes para el tratamiento de enfermedades neoplásicas. Dicho tratamiento se administra con equipos médicos complejos, que involucran fuentes de radiación, mediante dos técnicas: la radioterapia externa y la braquiterapia.

Mediante la radioterapia externa se pretende eliminar las células tumorales de un volumen objetivo utilizando haces de radiación dirigidos desde el exterior del cuerpo del paciente hacia la lesión neoplásica, siempre procurando minimizar el daño al tejido sano circundante.

La braquiterapia consiste en la utilización de fuentes radiactivas encapsuladas que pueden ubicarse en cavidades naturales (intracavitarias) o ser implantadas próximas al volumen a tratar (intersticial).

2.1.1.1 Técnicas de Radioterapia Externa.

Podemos clasificar las técnicas de radioterapia externa:

- Según el punto de vista de la técnica de irradiación en:
 - RTC3D (Radioterapia conformada con Planificación 3D): se crea una imagen 3D de la enfermedad para amoldar la dosis a dicho volumen. Se utilizan haces de radiación homogéneos (misma cantidad de radiación en cada uno de los puntos en el área de incidencia).

- IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada): se parte de un volumen tridimensional de la enfermedad para luego irradiarla con haces que no son homogéneos, sino que tienen diferente entrega de radiación en la superficie que están impactando.
 - IMAT (Arcoterapia Intensidad Modulada): es una forma de IMRT que se realiza mientras gira el brazo del acelerador lineal describiendo un arco alrededor del paciente.
 - SRS/SBRT (Radiocirugía Estereotáctica / Radioterapia Corporal Estereotáctica): técnicas que administran altas dosis mediante un haz altamente conformado para lograr la ablación de un tumor en una o hasta cinco sesiones.
- Según el punto de vista del seguimiento del tumor en:
 - IGRT (Radioterapia Guiada por Imagen): utiliza sistemas de imágenes digitales como imágenes portales y tomografía de haz cónico (CBCT) para guiar el haz de radiación durante el tratamiento.
 - ART (Radioterapia Adaptativa): mediante verificaciones hechas con IGRT se adapta el tratamiento según la evolución del tumor.
- Según el punto de vista del movimiento de mesa de tratamiento, brazo y colimador multilámina del acelerador lineal en:
 - Coplanar estática: el brazo rota hacia una posición determinada y luego irradia. Las técnicas IMRT y RTC3D administran sus dosis así.
 - No Coplanar estática: brazo y camilla se posicionan para luego irradiar. Las técnicas IMRT y RTC3D también pueden administrar sus dosis así.

- Arcoterapia coplanar: el brazo rota continuamente mientras irradia. Las técnicas de IMAT y SRS/SBRT entregan la dosis mediante arcos coplanares.
 - Arcoterapia no coplanar: la camilla se posiciona para que luego el brazo rote continuamente mientras irradia. La técnica de SRS conforma su dosis mediante arcos no coplanares.
- Según el punto de vista de vista del tipo de arco en:
 - Arco fijo: conformado mediante conos o campo fijo.
 - Arco conformado: se adapta al volumen a tratar en cada proyección.
 - Arco dinámico: en cada ángulo un segmento que no cubre por completo al volumen a tratar.

2.2 Radiocirugía estereotáctica: definición

Según la Real Academia Española, la palabra estereotaxia tiene sus raíces etimológicas en dos vocablos: el primero es στερεός, stereos que significa duro o rígido; y el segundo es τάξις, táxis que significa orden. Pero según Gildenberg, Ph L, desde el punto de vista neurobiológico, stereos significa espacio o tres dimensiones [109]. Con estas dos ideas podemos decir que la definición inicial de “*estereotaxia*” es la localización de un punto en el espacio a partir de la intersección de los tres planos coordenados.

Según lo establecido por la "*World Society for Stereotactic (or Stereotaxic) and Functional Neurosurgery*", debe diferenciarse la cirugía estereotáxica de la estereotáctica en que la primera es la denominación correcta para procedimientos aplicados en animales, mientras que la segunda es el empleo de toda aparatología de estereotaxia en prácticas quirúrgicas en humanos [40].

El concepto de “radiocirugía estereotáctica” fue introducido en el año 1951 por un neurocirujano sueco del Hospital Karolinska, Lars Leksell; y hace referencia al procedimiento en el que se localiza una lesión (volumen blanco) por medio de coordenadas cartesianas para luego irradiarla con una alta dosis de radiación ionizante administrada en forma de finos haces generados en unidades de megavoltaje, con el fin de lograr la ablación en una única sesión y de una manera mínimamente invasiva [110].

Recientemente, la definición de radiocirugía (RC) se estableció como: *“la disciplina que utiliza radiación ionizante externa, para inactivar o erradicar un volumen blanco definido en la cabeza o en la médula, sin necesidad de realizar una incisión. El volumen blanco es definido con imágenes de alta resolución estereotácticas. Para asegurar el control de calidad del paciente, el procedimiento implica a un equipo multidisciplinario formado por un neurocirujano, oncólogo radioterápico y un físico médico. La RC es realizada bien en sesión única, utilizando un marco que aporta la inmovilización necesaria además, permite acoplar un sistema de coordenadas cartesianas con el que podemos definir el volumen a irradiar pudiendo administrar la dosis, en una o hasta un máximo de cinco sesiones”* (2006, reunión de la ASTRO, AANS y CNS) [8].

2.2.1 Reseña histórica.

La idea de localizar estructuras intracraneales mediante coordenadas surge en 1908 cuando A.H. Horsley y Robert H. Clarke diseñan un marco rígido que se fijaba al cráneo, pero debido a la falta de avances tecnológicos en imágenes médicas no pudieron localizar exactamente estas estructuras y debían valerse de accidentes anatómicos de la calota para estimar una ubicación. En 1952, Ernest A. Spiegel y Henry T Wycis publicaron un atlas donde se daban coordenadas de estructuras intracraneales gracias a los avances en radioimágenes. Esto llevó a Spiegel y Wycis a

mejorar el marco ideado por Horsley y Clarke. Dicho marco se basaba en coordenadas cartesianas para ubicar las estructuras anatómicas dentro del cráneo [111].

En 1947, Leksell viaja a Filadelfia para reunirse con Spiegel y Wycis, quienes le presentan su idea al sueco, quien le efectúa modificaciones al marco. Estas modificaciones constan de tornillos de fijación en el cráneo para lograr mayor estabilidad y le agrega un arco para facilitar el direccionamiento de instrumentos hacia el punto deseado. Posteriormente, durante la década de 1960, Leksell y sus colaboradores trabajaron en volver menos invasivos los procedimientos quirúrgicos intracraneales. Su eje principal de estudio fue el uso de radiación ionizante para tratar estas lesiones. Se probaron diversas fuentes de radiación: máquinas de rayos X de ortovoltaje, haces de partículas y primitivos aceleradores lineales. Primero adicionó un aparato de ortovoltaje al arco del marco estereotáctico para tratar pacientes con neuralgia del trigémino con haces de fotones de 300 kV; hasta que logró desarrollarse e instalarse en 1968 en Estocolmo, un dispositivo llamado Gamma Knife. Este aparato consistía en un casco semiesférico con 179 fuentes de Co^{60} encapsuladas. Cada fuente poseía un colimador cilíndrico que permitía una alta precisión mecánica para tratar craneofaringioma, adenoma hipofisiario y dolor intratable, pero resultaba costoso debido al reducido número de pacientes que podía tratarse [112].

De manera paralela en Estados Unidos, en la década de 1950, John Lawrence inició investigaciones para utilizar en RC las partículas cargadas generadas en el ciclotrón que su hermano Ernest inventó en 1929. El tratamiento se basó en el principio del pico de Bragg, es decir, se buscó que la máxima densidad de energía depositada por la partícula se dé a una distancia próxima a la lesión a tratar [112].

Con el objetivo de conseguir una mayor eficiencia económica, en la década del 80 se trabaja en la adaptación de aceleradores lineales para los procedimientos de RC. Se destacan trabajos sobre el uso de fotones producidos en aceleradores lineales (linacs) para RC como los de

Betti y Derechinsky en 1982, trabajando conjuntamente en Buenos Aires y París, así como Colombo en Italia [112].

Se comenzó utilizando colimadores cilíndricos como los del GammaKnife (GK) para adaptar los LINAC, pero estos colimadores eran prácticos para lesiones tipo esféricas. Ante la necesidad de tratar lesiones irregulares que requerían múltiples isocentros y homogeneidad de la dosis administrada, se desarrollan los colimadores multiláminas (MLC). Luego se crean los llamados micro multiláminas (uMLC), con espesores de lámina proyectadas en el isocentro de 3 mm o inferiores, que facilitan enormemente la conformación de la dosis en el volumen de tratamiento por muy irregular que éste sea [19].

Junto con el desarrollo de los colimadores surgió la necesidad de asegurar precisión en la administración de la dosis para la ablación de la lesión. En 1988 Winston, Lutz y Maleki desarrollaron en la Escuela de Medicina de Harvard un test para verificar la coincidencia entre el isocentro de radiación del acelerador y las coordenadas estereotácticas del isocentro planificado en el sistema de cálculo. La incertidumbre reportada por Lutz et al. para este procedimiento era de 0.4 mm [113].

Actualmente, el estado del arte se resume en la tecnología conocida como CyberKnife. Este equipo permite la máxima precisión (sub-milimétrica) al día de hoy, no alcanzada anteriormente con otros equipos, ya que este sistema detecta y se ajusta de forma continuada a los movimientos del tumor. Comprueba en todo momento, la ubicación y posición del tumor y todos sus cambios en función de los movimientos involuntarios del organismo como la respiración o el latido cardíaco mediante dos fuentes de rayos X en el techo de la sala que permiten conseguir imágenes con las cuales se corrige la posición de un brazo robot sobre el que va montado el acelerador lineal. Esto posibilita que el tratamiento asegure calidad y precisión sin la necesidad de utilizar guías estereotácticas [103].

2.2.2 Tratamiento de Radiocirugía: elegibilidad del paciente y protocolo.

La técnica de RC se prescribe para tratar lesiones intra y extracraneales que presentan dificultades para ser abordadas con cirugía convencional.

Su importancia radica en el tratamiento de tumores intracraneales que se localizan próximos a estructuras críticas como la médula espinal, nervios, meninges y vasos sanguíneos.

Según lo publicado por el MD Anderson ~~Cancer~~ Center [20] , entre las principales patologías para las cuales comúnmente suele indicarse RC podemos mencionar:

- Neurinoma: tumor por lo general benigno que afecta al nervio vestibulococlear [111].
- Malformaciones Arteriovenosas (MAV): patología vascular congénita donde las arterias aparecen muy dilatadas y desembocan en venas a través de ovillos de vasos sanguíneos [112].
- Metástasis cerebral: son las lesiones más comunes que se tratan [65].
- Angioma cavernoso: malformación del endotelio vascular que predispone a hemorragias [2].
- Craneofaringioma: es un tumor que se origina a partir de restos embriológicos y que suele afectar al quiasma óptico, invadir el tercer ventrículo o ubicarse en la silla turca [92].
- Cordoma: deriva de estructuras precursoras del esqueleto y es un tumor que suele encontrarse en sacro, clivus o vértebras [2].
- Hemangiopericitoma: es un tumor de origen mesenquimático que afecta a los pericitos. Estas son células contráctiles que estabilizan las paredes vasculares [12].
- Meningioma: es el tumor más común del sistema nervioso central luego de las metástasis. Afecta las meninges [20].

- Adenoma pituitario: este tumor puede ser secretor o no secretor, originando problemas asociados a desbalances hormonales o trastornos por compresión respectivamente [112].
- Epilepsia: trastorno causado por desequilibrio en la actividad eléctrica de algunas neuronas debido a predisposición genética, infecciones, traumas, etc [2].
- Neuralgia del trigémino: afección del nervio trigémino que produce episodios de dolor breves e intensos debido a una compresión del nervio por un vaso sanguíneo [2].
- Enfermedad de Parkinson: trastorno degenerativo crónico que produce alteraciones del movimiento [6].

Para tratar tumores intracraneales como los antes citados, junto con el criterio de localización de la lesión, debe considerarse el tamaño de la misma para determinar si el paciente es candidato para RC.

Varios autores establecen en sus estudios que con lesiones menores a 20 mm de diámetro se logra en promedio un 80% de control tumoral; y que a medida que aumenta el tamaño de la lesión, aumenta el daño por radiación dispersa y disminuye el control tumoral.

Para prescribir dosis de RC en base al tamaño de la lesión se utilizan gráficos que relacionan el diámetro de la lesión (expresado en milímetros) con la dosis (expresada en Gray. Este gráfico consta de una curva, llamada curva de isorriesgo, que corresponde a la dosis que puede aplicarse con un determinado porcentaje de posibilidades de sufrir complicaciones [26].

Luego de numerosos estudios llevados a cabo en la Universidad de Florida referidos a tratamientos de RC en las patologías más comunes como MAV, Neurinomas, Meningiomas, Gliomas y Metástasis, surgió una guía de prácticas donde se recomiendan aplicar las siguientes dosis [26] :

- MAV: de 10 a 20 Gy para diámetros menores a 40 mm.

- Neurinoma y Meningioma:
 - 10 a 15 Gy para diámetros menores a 20 mm
 - 12,5 Gy para diámetros entre 20 a 30 mm
 - 10 Gy para diámetros mayores a 30 mm
- Gliomas malignos:
 - 15 Gy para diámetros menores a 20 mm
 - 12,5 Gy para diámetros mayores a 20 mm
- Metástasis cerebrales: de 10 a 17.5 Gy para diámetros menores a 30 mm

La justificación de estas altas dosis que se aplican en una única o en hasta cinco fracciones, reside en que las mismas destruyen al tumor generando necrosis de las células tumorales y destruyendo el tejido de sostén y vasculatura del tumor. Autores como Kirkpatrick [4] sugieren aplicar estas dosis en una única aplicación porque el daño significativo se da a nivel del ciclo celular, destacándose la muerte interfásica por apoptosis o necrosis en las fases G1, S y G2. Estas son fases claves porque activan mecanismos de reparación del ADN y al verse alteradas, se compromete la viabilidad de las nuevas células tumorales. Una revisión más detallada de lo expuesto puede ser consultada en los libros de Friedman [26] y Chin [2].

2.2.3 Radiocirugía vs Cirugía convencional

El abordaje quirúrgico clásico constituye una opción óptima para individuos con un buen estado general, una única metástasis (grande o pequeña con grandes edemas perilesionales) y ausencia de metástasis extracraneales. Los objetivos de la cirugía son lograr una rápida confirmación del diagnóstico, la disminución de los síntomas derivados del efecto masa y lograr un total control local ⁷⁶; sin embargo, tiende a crear complicaciones como predisposición a infecciones, hemorragias, pérdida de la función neurológica de acuerdo al área de riesgo involucrada en el

procedimiento, reacciones inesperadas a la anestesia, mayores riesgos de recidiva según estudios llevados a cabo en la Clínica Mayo de Rochester, igual o menor sobrevida en comparación con radiocirugía, menor control local según lo publicado por el Radiation Therapy Oncology Group y permanencia del paciente en el internado.

Las principales ventajas de la radiocirugía son la posibilidad de abordar lesiones inaccesibles mediante cirugía convencional, mínima invasividad ya que sólo debe fijarse un marco estereotáctico con anestesia local y la breve estadía hospitalaria que lo convierten en un tratamiento ambulatorio. Con respecto al control tumoral, la revisión bibliográfica dio como resultado que en numerosas publicaciones se demuestra un control tumoral local entre el 85% y 95% dependiendo de su tamaño y tipo de tumor primario [13, 26, 28, 76].

La desventaja de la radiocirugía radica en su limitación para tratar tumores con volúmenes superiores a 12 cm³, ya que de ser tratados aumentaría el riesgo de toxicidad; además el tratamiento adolece de corroboración histológica y posee tiempos de respuesta prolongados a la hora de aliviar los síntomas compresivos asociados al tumor [76].

Entre las complicaciones asociadas a la radiocirugía pueden mencionarse el desarrollo de edema vasogénico, necrosis, rotura de la barrera hematoencefálica, hipertensión endocraneal, crisis epilépticas de nueva aparición y muerte por complicaciones asociadas a hemorragias cerebrales. Síntomas de común aparición que se registraron incluyen náuseas, vómitos, caída del cabello, sequedad en la boca, fatiga, cambios en piel y cuero cabelludo, dificultades con la memoria y lenguaje, convulsiones y pérdida de la audición. Estos últimos efectos secundarios pueden asociarse a la inflamación causada por la radiación [17, 29].

El hecho de tratarse de una modalidad de bajo riesgo y de fácil aplicación, convierten a la RC en una opción tentadora a la hora de establecer un plan de tratamiento; sin embargo, no existen estudios que comparen los resultados obtenidos con RC con los obtenidos con cirugía convencional.

Es por ello que los especialistas recomiendan tomar ambas modalidades como complementarias más que competitivas.

2.2.4 Equipos médicos para radiocirugía.

Existen 4 tipos de equipos utilizados en RC, cada uno se diferencia en sus prestaciones y diseño, ya que unos se utilizan solo para RC mientras que otros se utilizan, además, para radioterapia. A continuación se describen brevemente estos equipos, si se desea puede consultarse una descripción más extensas más extensa en el libro de Benedict [10]:

Gamma Knife: son fabricados por Elekta. Fueron los primeros equipos utilizados para radiocirugía, apareciendo por primera vez hacia finales de los años sesenta. Su equipamiento consiste en 201 fuentes de cobalto 60 alojadas en el cuerpo central, estas fuentes coliman en un punto ubicado a 40 cm. El tamaño del haz circular está dado por un casco colimador que permite diámetros de 4, 8, 14 y 18 mm en el isocentro.

Acelerador Lineal: para realizar Radiocirugía se utilizan linacs adaptados con tolerancias mecánicas y eléctricas de precisión. Las adaptaciones para realizar radiocirugía consiste en:

- Colimación suplementaria ya sea usando un set de colimadores que definen el diámetro del haz o uMLC que definan el área de los campos irregulares.
- Camilla motorizada remotamente.
- Soporte en la camilla que permite inmovilizar el marco estereotáctico durante el procedimiento.
- Sistema para relacionar las mediciones de la posición angular y altura de la camilla.

- Sistema para inmovilizar movimientos verticales, longitudinales, y laterales de la camilla durante el tratamiento.

Cyberknife: consiste en un acelerador lineal de reducido tamaño que trabaja con fotones de 6MV, el cual está montado sobre un brazo robot. Este equipo permite una mejora en la localización de blanco y la administración del haz. En lugar de un marco estereotáctico el equipo localiza el blanco mediante un sistema guiado por imágenes online.

Terapia con haz de protones: si bien se encuentra poco extendido por sus elevados costos (2,4 veces más costoso que los equipos tradicionales de terapia con rayos x) el número de centros que prestan esta terapia se está extendiendo en el mundo.

El equipo consiste en un sincrotron o un ciclotron cuya función es extraer los protones de un material y acelerarlos hasta que alcancen una energía del orden de los 200 MeV, momento en el cual son liberados a través de un conducto utilizando un sistema de imanes y dirigidos hacia el blanco.

2.3 Características de un acelerador lineal

Es un dispositivo capaz de acelerar partículas cargadas como electrones, protones, positrones e iones por medio de sucesivos campos eléctricos alternos.

El concepto de acelerar partículas cargadas a través de un campo oscilante de radiofrecuencia surgió en 1924 de la mano del físico sueco Gustaf Ising, y con la ayuda del ingeniero noruego Rolf Wideroe se construyó el primer dispositivo que logró acelerar iones de potasio hasta una energía de 50 KeV. Fue con la Segunda Guerra Mundial que se lograron

desarrollar generadores de radiofrecuencia más potentes, los cuales eran utilizados en radares pero que supuso un importante avance para el diseño de aceleradores lineales que lograron acelerar protones hasta 800 MeV.

El desarrollo de los linacs para medicina desplazó a las unidades de cobalto, ya que brindaba la posibilidad de entregar haces de electrones o fotones de manera más precisa al generar un haz más estrecho que podía suministrar un amplio rango de energías (las más utilizadas son 4, 6, 9, 10, 18 y 25 MV) y además brindaba la posibilidad de apagar la fuente de emisión de radiación.

Los linacs actuales proveen una, dos y hasta tres energías de fotones (expresado según la tensión de aceleración de los electrones) y múltiples energías de electrones, hasta un máximo de 6 (expresadas en MeV). Se construyen por lo general en montaje isocéntrico y podemos distinguir los siguientes bloques en el sistema:

- Gantry (brazo rotante)
- Estativo
- Camilla para el tratamiento del paciente
- Consola de control

En la figura 1 se muestra un diagrama esquemático de las partes de un linac.

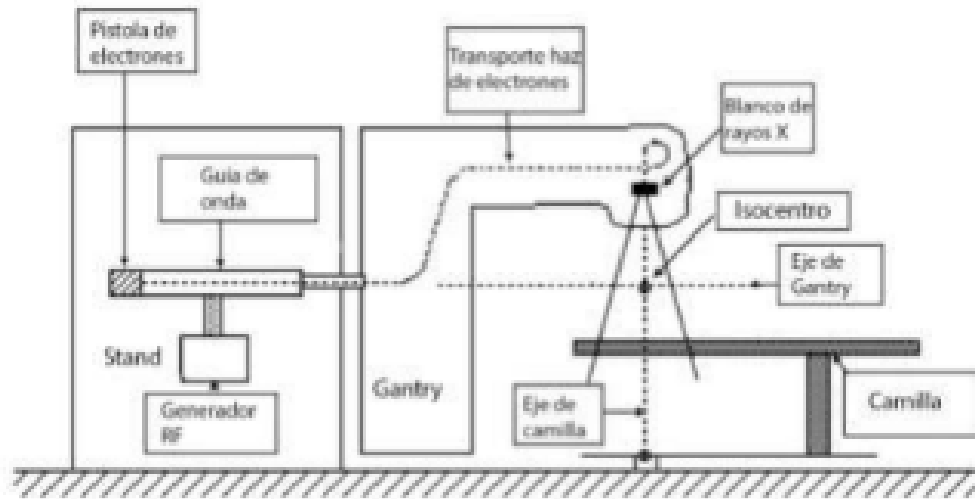


Figura 1. Esquema de un acelerador lineal. (Fuente: Podgorsak, E. [73])

Empezaremos viendo las partes que intervienen en la formación del haz, diferenciando cuáles se encuentran en el estativo y cuáles en el gantry o brazo del linac.

En el estativo, que es la parte estática del linac y que contiene los elementos que son más voluminosos, encontramos:

Sistema generador de radiofrecuencia: aquí se generan las microondas (del orden de los 3 GHz) que van a acelerar a las partículas. Dichas ondas de radiofrecuencia pueden generar por medio de un klystron o de un magnetrón.

- El klystron es una válvula de vacío de electrones donde se modula la velocidad impartida a los electrones para amplificar una señal de radiofrecuencia base. Se comporta como un amplificador de potencia de alta frecuencia, es decir, recibe a la entrada ondas electromagnéticas de alta frecuencia y baja potencia, y da a la salida microondas de alta potencia (7 MW).

Se compone de un cañón electrónico que emite haces de electrones que atraviesan cavidades resonadoras. La primera cavidad sirve para ingresar la señal de microondas a ser amplificada, mientras que la segunda se usa para extraer la señal ya amplificada. La señal de entrada excita la primera cavidad creando un campo eléctrico el cual modula a su vez el haz de electrones. La velocidad de los electrones es proporcional al campo resultante en la cavidad. En la última cavidad se genera un campo eléctrico como función de la velocidad de los electrones que se transforma en una corriente de microondas de salida.

- El magnetrón es un dispositivo que transforma la energía eléctrica en energía electromagnética en forma de microonda. Consta de un ánodo exterior y un cátodo central entre los que hay vacío, y de cavidades resonantes. Funciona emitiendo electrones por emisión termoiónica del cátodo, a los cuales se les aplica un campo eléctrico pulsado que acelera los electrones hacia el ánodo, a continuación se aplica un campo magnético estático que los desacelera y produce las ondas de radiofrecuencia.

La diferencia entre uno y otro radica en que el klystron permite obtener potencias mayores a 7 MW, ya que solo es un amplificador, mientras que el magnetrón oscila entre 2 MW y 5 MW, debido a que las genera y las amplifica; pero el magnetrón es más pequeño y puede instalarse en el brazo del linac mientras que el klystron se instala en el estativo ya que necesita de mayor voltaje y debe aislarse rodeándolo con aceite.

Para llevar estas microondas desde el klystron o magnetrón hasta la guía de onda aceleradora se utilizan unas guías de onda rectangulares que contienen freón o hexafluoruro de azufre para aumentar la capacidad de conducción de las microondas, y que se unen al generador de radiofrecuencia y a la guía de onda aceleradora por medio de ventanas de berilio o cerámica de manera tal que se conserve el vacío en el generador y la guía de onda aceleradora.

La pistola de electrones puede ser de tipo diodo o triodo. El principio básico de funcionamiento es un cátodo que se pone incandescente y emite electrones por emisión termoiónica que son atraídos hacia el ánodo por una diferencia de potencial generada por un campo eléctrico a partir de pulsos de tensión suministrados por un modulador. La diferencia entre un diodo y un triodo radica en que el diodo tiene un ánodo perforado para permitir el paso de los electrones, y el triodo posee una rejilla que deja pasar los electrones de mayor energía, además de que el triodo brinda la posibilidad de variar ampliamente la corriente sin necesidad de variar el voltaje entre ánodo y cátodo.

En el gantry o brazo del linac, que es la parte móvil, encontraremos:

Guía de onda aceleradora: es una estructura metálica (de cobre por lo general) en posición horizontal o casi horizontal en la que se practica vacío. Está formada por cavidades de resonancia separadas por diafragmas, donde cada una de ellas está dimensionada para reducir la velocidad de fase del campo eléctrico y de este modo reducir la velocidad de fase de las ondas para adaptarla a la de los electrones y poderles transferir la energía de dichas ondas para acelerarlos.

Podemos encontrar dos tipos de guías de onda: de onda progresiva y de onda estacionaria. Podemos resumir sus características básicas en los siguientes párrafos extraídos del libro de Valente [98]:

- En las de onda progresiva, las microondas ingresan en la guía de ondas de aceleración desde la región de la pistola de electrones y se propagan hacia el extremo de la guía que es de mayor energía, donde son absorbidas sin reflexión alguna o escapan de la guía para impactar y ser absorbidos en la coraza protectora, o bien pueden regresar (rebotar) hacia el extremo inicial de la guía para continuar con la propagación. En esta configuración, sólo las primeras cavidades son de tamaño variable para lograr que los electrones alcancen casi la

velocidad de la luz y se agrupan en el haz, las siguientes cavidades son regulares y sirven para aumentar la energía a través del aumento de masa de los electrones.

- En las de onda estacionaria, las microondas pueden introducirse en cualquier zona de la guía y cada extremo de la guía de aceleración incluye una terminación conductora en forma de disco para reflejar la potencia de RF, lo cual produce un campo eléctrico de forma sinusoidal pero estacionario a lo largo del eje que sólo varía su magnitud y dirección con el tiempo. En cada instante, la segunda cavidad no cuenta con ningún campo eléctrico provocando ninguna ganancia en la energía de los electrones acelerados. Estas cavidades, por tanto, actúan como conectores y pueden ubicarse al costado de la estructura, acortando de este modo la longitud tal de la guía en un 50 %.

En particular, la longitud de la guía de onda depende de la energía cinética final de los electrones acelerados, y varía de unos 30 cm para 4 MeV a casi 150 cm para haces de 25 MeV.

Si bien la guía de onda estacionaria es el doble de eficiente que la guía de onda viajera en convertir la energía de las microondas en energía de electrones y tienen menores variaciones de fase con la temperatura, la estructura de las guías de onda progresiva resulta más sencilla.

Ambos tipos de guías se utilizan en los linacs y, desde el punto de vista del usuario, las características de los haces producidos con los dos tipos de estructuras son parecidas.

Para lograr focalizar los electrones acelerados, ya sea hacia el blanco que generará los rayos X o hacia la ventana si se tratase de tratamiento con electrones, se utiliza un sistema de bobinas que producen un campo magnético que puede deflectar el haz de electrones en 90° o bien en 270° haciendo que el haz siga una trayectoria circular previa antes de dirigirse hacia la salida de la cabeza del gantry. Los electrones, al pasar por el sistema de desviación magnética, bajo vacío, se focalizan hasta conseguir un haz de diámetro de unos 3 mm.

Si se utiliza para un tratamiento de radioterapia con fotones, esos electrones que han sido deflectados magnéticamente deben impactar en un blanco de tungsteno dimensionado de tal manera que pueda conseguirse un campo de irradiación de 50 cm de diámetro a 100 cm de distancia desde la fuente. Suele añadirse un segundo blanco de un material de bajo Z, como cobre o aluminio, para capturar electrones dispersos sin endurecer el espectro de rayos X.

Para lograr un haz más homogéneo en toda su anchura, se utilizan filtros aplanadores. Se usan materiales de bajo número atómico (Z) para su elaboración, de esta manera no se filtran los fotones de alta energía debido a la producción de pares y se evita una mayor producción de neutrones. Para lograr un buen compromiso entre altura del filtro aplanador y Z para haces de alta energía, se utiliza cobre o acero inoxidable. Este filtro posee una geometría cónica que tiene más espesor en la zona central que en los bordes, esta forma permite atenuar la radiación del eje central del haz y que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida en el material de interés sea razonablemente constante en toda la anchura del haz.

Para el control del haz por parte del acelerador se colocan a continuación dos cámaras de ionización que monitorean la fluencia en energía de forma y la uniformidad de dicha fluencia al ser atravesadas por el haz. La carga registrada por las cámaras monitoras se expresa en unidades de monitor (UM). El factor de conversión que vincula la fluencia del haz con las UM registradas se ajusta para cada haz de forma que en unas determinadas condiciones de referencia (distancia fuente superficie, tamaño de campo y profundidad para un tanque de agua) la dosis absorbida en agua corresponde a 1 cGy por unidad de monitor.

Una vez que se ha formado el haz y se ha homogeneizado, es necesario limitar su tamaño y darle alguna forma particular para que se logre tratar solamente el tejido de interés con un daño mínimo al tejido circundante, esta necesidad es satisfecha por los colimadores.

En la cabeza del linac hay un colimador primario que es de wolframio y sirve para limitar el tamaño máximo del campo de irradiación al círculo de 50 cm de diámetro descrito anteriormente.

Mientras que el secundario se fabrica de plomo, wolframio o uranio empobrecido, y está constituido por dos pares de mordazas que tienen sus superficies internas casi tangenciales al haz de radiación. Un par formando la colimación superior, y el otro formando la colimación inferior. El sistema de colimación secundario proporciona tamaños de campo rectangulares en el isocentro del linac con dimensiones que van desde 0x0 cm hasta unos 40x40 cm.

Un sistema opcional de colimación es el MLC. Según explica Valente en su libro [98], algunos linacs modernos incorporan colimadores asimétricos (típicamente de un medio o tres cuartos de espesor para producir campos asimétricos). Más recientemente, se han incorporado los MLC. En principio, el concepto básico detrás es el mismo de los colimadores asimétricos, pero permiten un control computarizado que facilita la implementación y consigue producir haces bien modulados y con conformaciones diversas. La cantidad de hojas en un MLC continúa creciendo en los últimos desarrollos, alcanzados los 60 pares (hacia 2005) cubriendo tamaños de campo de hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$, que incorporan 120 controladores mecánicos independientes. Esta tecnología está siendo aprovechada para la implementación de técnicas de radioterapia por intensidad modulada, tanto en modalidad “*paso y disparo*” como técnica dinámica continua. Existen también versiones en miniatura de MLC (colimadores terciarios, o sea, adaptados al cabezal) que proyectan de 1.5 a 6 mm por ancho de hoja y hasta un tamaño de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el isocentro del equipo. Este dispositivo es utilizado principalmente para RC.

Para un tratamiento más extenso de lo expuesto anteriormente puede consultarse el libro de Brosed Serrata [86].

2.4 Imágenes en megavoltaje: conceptos básicos

Los linac incorporan sistemas de adquisición de imágenes denominados sistemas EPID (sistemas electrónicos de imagen portal) con el fin de verificar la posición del paciente, como así

mismo se puede utilizar para adquirir mapas de dosis. El mismo gira en forma solidaria con el brazo del acelerador, haciendo adquisiciones 2D o planas.

Los linac pueden poseer un solo sistema EPID ubicado diametralmente opuesto a la cabeza del linac donde se forma la imagen mediante el haz de rayos x producido por la unidad de megavoltaje, o poseer un segundo sistema ortogonal al anterior que forma la imagen mediante una unidad de kilovoltaje también ortogonal al cabezal del linac (OBI). Lo explicado en este párrafo se ilustra mediante la figura 2.

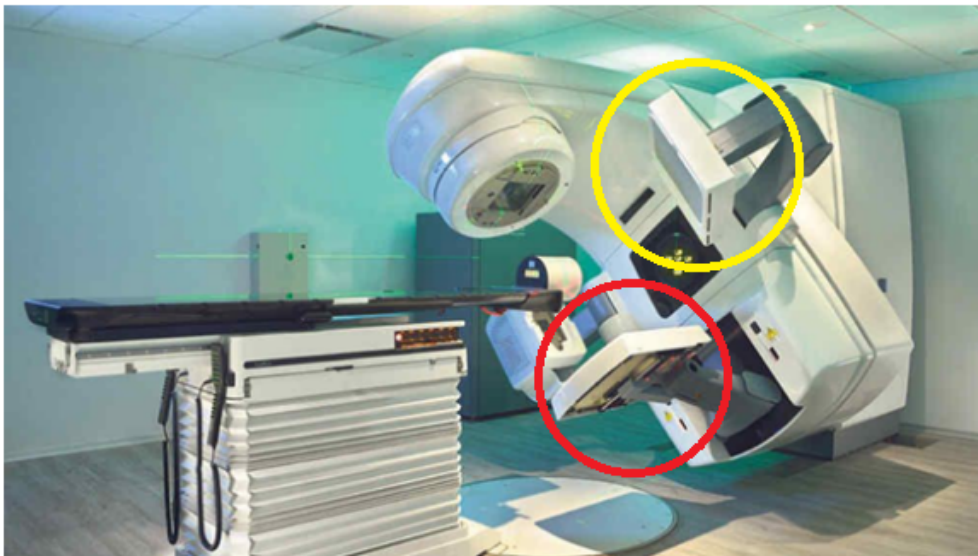


Figura 2. Sistema de imagen portal (EPID) en rojo y detector del sistema OBI en amarillo. (Varian Trilogy del Centro Médico Deán Funes, Córdoba. Fuente: La Voz del Interior [124])

El proceso de formación de la imagen, ya sea mediante una fuente de kilovoltaje o de megavoltaje, se realiza mediante flat panels de silicio amorfo (aSi). Estos pueden ser de detección directa o de detección indirecta como se ilustra en la figura 3. Los de detección directa constan de un arreglo de fotodiodos de aSi donde inciden los fotones de Rx; mientras que los de detección indirecta trabajan haciendo incidir el haz previamente en una pantalla fluorescente de ioduro de cesio (ICs) o de tierras raras que emiten fotones que luego son captados por el arreglo de fotodiodos

de aSi, liberando cargas a la banda de conducción que se almacenan en el condensador de cada pixel que será leído luego. Las tecnologías utilizadas en los flat panels poseen diferencias:

Mientras los paneles de detección indirecta se caracterizan por una mayor eficacia en la detección de radiación y mejor desempeño en la formación de imágenes, los paneles de detección directa se caracterizan por una mayor resolución espacial debido a una menor difusión lateral.

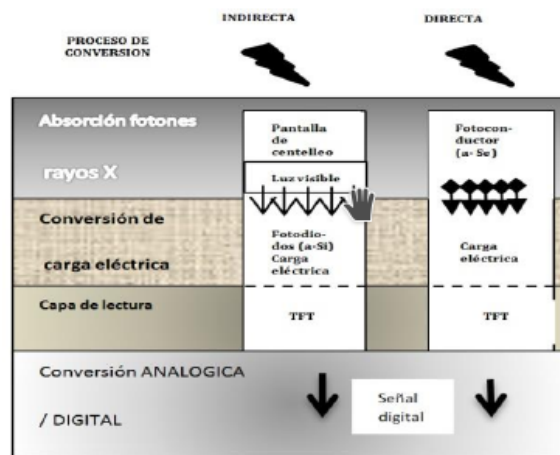


Figura 3. Flat Panel: esquema para detección directa e indirecta. (Fuente: Falco, E. [125])

En el presente trabajo se utilizan imágenes portales provenientes de un sistema EPID que trabaja acoplado a la fuente de megavoltaje del linac. Las imágenes que se obtienen son producto de la interacción con la materia por efecto Compton. A diferencia de las imágenes producidas por una fuente de kilovoltaje, cuyos haces de rayos x interaccionan con la materia principalmente por efecto fotoeléctrico, en este rango de energías las imágenes presentan como característica la pérdida de contraste y borrosidad geométrica con respecto a las imágenes producidas por fuentes de kilovoltaje.

2.4.1 Comportamiento de metales con fotones de megavoltaje.

Una de las tres principales formas de interacción de fotones con la materia se da a través del efecto Compton. Este efecto produce radiación dispersa en la materia. Ocurre cuando un fotón de radiación gamma interacciona con los electrones libres situados en las capas electrónicas más alejadas del núcleo atómico; en ese momento, el electrón recibe parte de la energía del fotón y es expulsado mientras que el fotón cambia su dirección. El fotón ve alterada en su dirección, energía y longitud de onda. La importancia de este efecto radica en la calidad de las imágenes que se pueden conseguir, ya que esos fotones dispersos contribuyen a generar mayores distorsiones en los contornos de los cuerpos que son irradiados.

La probabilidad de ocurrencia de este fenómeno es directamente proporcional a la densidad electrónica del material e inversamente proporcional a la energía del fotón.

Un criterio práctico para la elección del material más acorde para fotones de megavoltaje se formuló en base a las tablas de coeficiente de atenuación másico para fotones publicadas por el National Institute of Standards and Technology [5], las cuales fueron elaboradas por Hubbell y Seltzer; se realizó un gráfico para los coeficientes del hierro, cobre, titanio, tungsteno y plomo en función de la energía de los fotones. Se empleó hierro y cobre debido a que su comportamiento es similar a los del acero y bronce, respectivamente, que son los materiales que serán utilizados en este trabajo.

A continuación se presenta la tabla 1 y la figura 4 que representa las curvas realizadas para los materiales de interés.

Energía (MV)	μ/ρ (cm²/g)				
	HIERRO	COBRE	PLOMO	TITANIO	TUNGSTENO
1,00	6,00E-02	5,90E-02	7,10E-02	5,89E-02	6,62E-02
1,25	5,35E-02	5,26E-02	5,88E-02	5,26E-02	5,58E-02
1,50	4,88E-02	4,80E-02	5,22E-02	4,80E-02	5,00E-02
2,00	4,27E-02	4,21E-02	4,61E-02	4,18E-02	4,43E-02
3,00	3,62E-02	3,60E-02	4,23E-02	3,51E-02	4,08E-02
4,00	3,31E-02	3,32E-02	4,20E-02	3,17E-02	4,04E-02
5,00	3,15E-02	3,18E-02	4,27E-02	2,98E-02	4,10E-02
6,00	3,06E-02	3,11E-02	4,39E-02	2,87E-02	4,21E-02
8,00	2,99E-02	3,07E-02	4,68E-02	2,76E-02	4,47E-02
10,00	2,99E-02	3,10E-02	4,97E-02	2,73E-02	4,75E-02
15,00	3,09E-02	3,25E-02	5,66E-02	2,76E-02	5,38E-02
20,00	3,22E-02	3,41E-02	6,21E-02	2,84E-02	5,89E-02

Tabla 1. Coeficientes de atenuación másico para fotones de megavoltaje en hierro, cobre, plomo, tungsteno y titanio. (Fuente: National Institute of Standards and Technology [5])

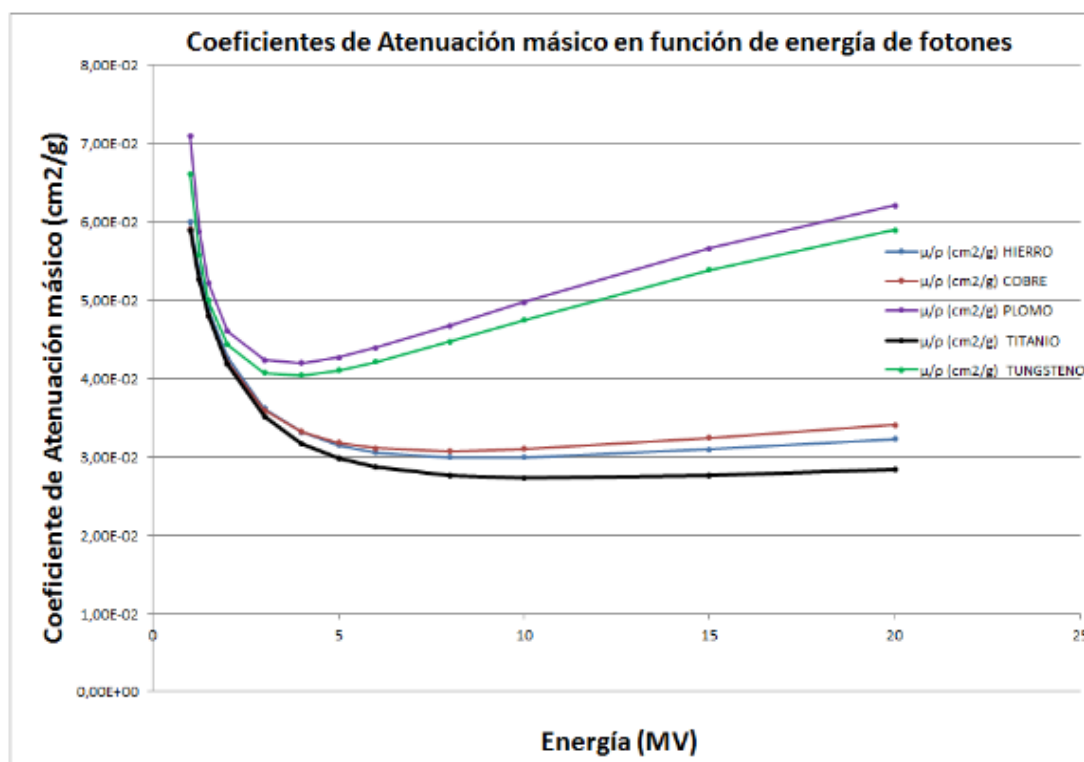


Figura 4. Curvas de coeficiente de atenuación másico para plomo, hierro, cobre, titanio y tungsteno en función de la energía de fotones de megavoltaje.

Analizando el intervalo comprendido entre 1 y 10 MV, podemos observar que en ese rango de energía fotónica son los materiales plomo y tungsteno los que brindarán una mayor atenuación del haz incidente.

Si tomamos como referencia al plomo por ser el metal con valores de coeficiente de atenuación másico más elevados y establecemos diferencias porcentuales con respecto a los demás metales, obtenemos la tabla 2 como la siguiente:

Energía (MV)	Diferencia porcentual con respecto al plomo				
	HIERRO	COBRE	PLOMO	TITANIO	TUNGSTENO
1,00	18,47	20,35	-	20,56	7,31
1,25	9,83	11,69	-	11,65	5,36
1,50	6,94	8,72	-	8,77	4,44
2,00	8,00	9,54	-	10,19	3,90
3,00	16,93	17,64	-	20,56	3,90
4,00	26,72	26,49	-	32,27	3,94
5,00	35,79	34,47	-	43,26	4,12
6,00	43,64	41,28	-	53,10	4,30
8,00	56,30	52,08	-	69,45	4,54
10,00	66,07	60,23	-	82,32	4,74
15,00	82,99	74,25	-	104,85	5,09
20,00	92,49	82,10	-	118,21	5,31

Tabla 2. Diferencias porcentuales en los coeficientes de atenuación másico utilizando al plomo como referencia.

En esta tabla observamos que el tungsteno tiene un comportamiento análogo al del plomo, ya que su capacidad de atenuación es apenas un 7.31% inferior a la del plomo en el rango comprendido entre 1 y 20 MV.

Es seguido luego por el cobre (o bronce en nuestro caso), el cual se recomienda para ser usado en reemplazo del plomo en energías entre 1,5 y 2 MV ya que la diferencia porcentual no alcanza a ser 10% inferior con respecto al plomo. En cambio, el hierro puede utilizarse en un intervalo entre 1.25 a 2 MV.

Finalmente, el material menos recomendable para diseñar el blanco en el que incidirá el haz de fotones es el titanio. A partir de los 15 MV, la diferencia porcentual sobrepasa el 100% con respecto al plomo.

Se presenta la figura 5, donde, analizando la nitidez de imágenes tomadas con EPID y OBI de un marcador de plomo, podemos observar que este material introduce mayor distorsión en los bordes de la imagen tomada con megavoltaje. Dicho ruido se debe a la radiación generada por efecto Compton, este efecto produce alteraciones insignificantes en las imágenes que se toman con fotones de kilovoltaje como los utilizados en OBI y ExcTrac.

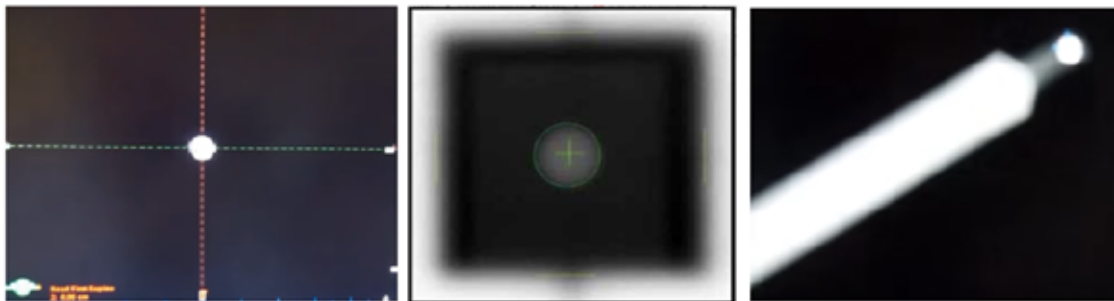


Figura 5. Imágenes de Test de Winston Lutz con esfera de plomo y usando: OBI kV CBCT (izquierda), EPID MV CBCT (centro) y ExacTrac (derecha). (Fuente: Pimenta Neves [126])

2.5 Test de Winston Lutz

Como se dijo en la sección anterior el Test de Winston-Lutz (Test WL) posee una doble utilidad, por un lado permite medir la capacidad del sistema de centrar el haz de radiación, y por otro configurar correctamente las coordenadas del blanco para un paciente. A continuación se desarrollara en mayor profundidad dicho test:

2.5.1 Historia

El origen del Test WL surge con los trabajos realizados por Lutz entre los años 1984 y 1988 cuando motivado por los inconvenientes que presentaban muchos de los elementos móviles de los linacs, con especial énfasis en la camilla, buscaron una solución que permitiese acercar la precisión en el posicionamiento del blanco a la lograda con la utilización del GK. Para mejorar la precisión de la localización del blanco, Lutz construyó un soporte de piso para inmovilizar y posicionar con precisión la cabeza del paciente, independientemente de la camilla y sin la referencia de los láseres. Para implementar este sistema fue necesario idear un control que permitiese obtener las coordenadas representativas de la posición del gantry y la camilla para posicionar correctamente al paciente. Para lograrlo, se debió montar una esfera radio-opaca en un marco estereotáctico de Brown-Robert-Well (BRW) que se adosó al soporte de suelo y luego se midieron las coordenadas del blanco respecto del soporte mediante ocho imágenes obtenidas por films radiológicos [79] .

Dicho ensayo luego fue denominado Test de Winston-Lutz y su aplicación fue extendida al control de calidad de la máquina. En la figura 6 se observa el soporte construido por Lutz para tal fin.

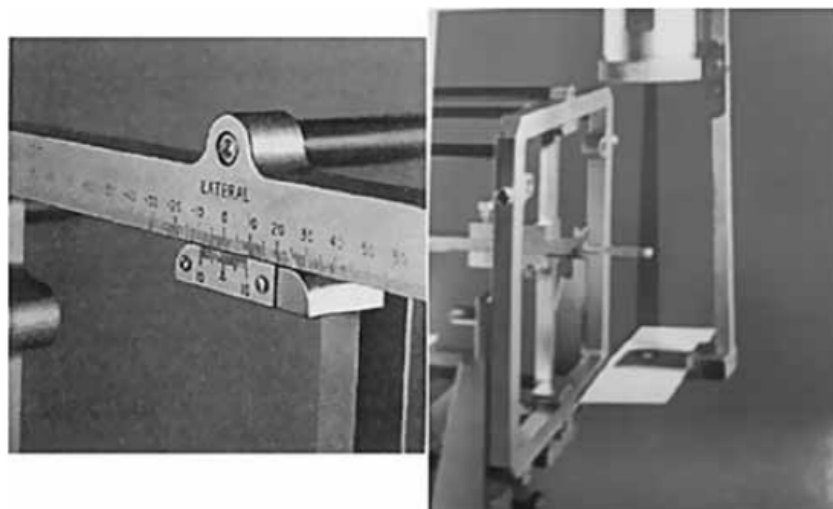


Figura 6. Dispositivo diseñado por Lutz et al (Fuente: Lutz-Winston-Maleki [113])

2.5.2 Estado del arte de maniquí para Test de Winston Lutz

La revisión bibliográfica llevada a cabo sobre estudios recientes asociados a construcción de dispositivos para realizar el Test WL, ha arrojado como resultado que los materiales recomendables para elaborar el marcador estereotáctico son el acero, titanio, tungsteno y aleaciones estaño-plomo. Dicho marcador esférico tiene un diámetro que oscila entre los dos milímetros y los ocho milímetros [3, 19, 23, 36, 48].

Los soportes de esta esfera pueden ser tanto del mismo material del que está elaborada la esfera como de acrílico.

En el caso del estudio llevado a cabo en 2007 por Ciangaru et al. sobre verificación de isocentro en haces de protones, el marcador utilizado ha sido una esfera de acero de dos milímetros que se halla solidaria a un eje del mismo material. El soporte construido en dicho trabajo consta de una estructura metálica fijada a la camilla del paciente mediante una extensión construida para dicha camilla [23] . En la figura 7 se ilustra el dispositivo de Ciangaru et al.

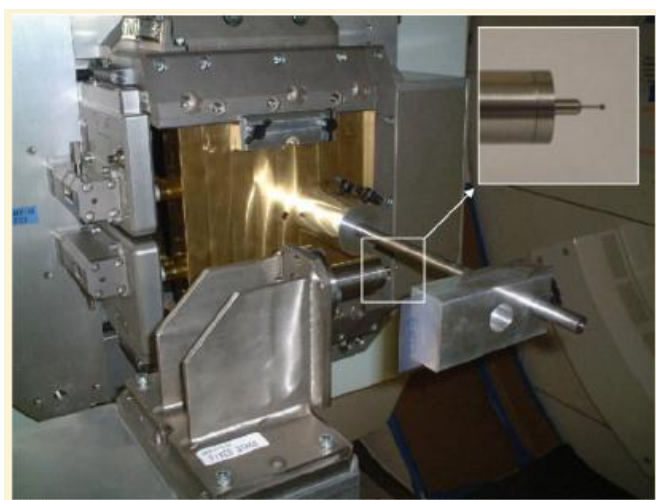


Figura 7. Dispositivo de Ciangaru et al.

(Fuente: Ciangaru et al. [23])

En el trabajo de Lehmann et al. llevado a cabo en 2007, se utilizó el dispositivo de la figura 8 que fue provisto por la empresa sueca Elekta para llevar a cabo las pruebas de aceptación de un sistema de tomografía computada cone beam [3]. Este soporte consta de una esfera de acero de ocho milímetros alojada en la punta de una varilla de plástico, la cual está unida a una base sujeta a la camilla del equipo. En dicha base se encuentran reglas de Vernier que permite una movilización de la varilla con incrementos del orden de 0.01 mm.



Figura 8. Dispositivo de Elektra. (Fuente: Kazuhico et al. [55])

Empresas como Varian, Siemens y Novalis han desarrollado dispositivos a partir de esferas radio opacas que sean lo suficientemente chicas para ser contenidas en un haz de irradiación de pequeña sección (50 mm aproximadamente)[19].

El alineamiento de los láseres de la sala del acelerador lineal se hace más fácilmente en esferas con superficies reducidas, pero esta reducción del tamaño trae aparejados problemas relacionados a la localización de la imagen en las radiografías. Por ello, los diámetros que logran un equilibrio entre facilidad para alinear los láseres y para aprovechar las radiografías obtenidas son aquellos comprendidos entre cinco milímetros y seis milímetros.

Una modificación que se hizo en este tipo de soportes fue la adición de una cubierta plástica pequeña con forma de paralelepípedo. Esta cubierta permite más comodidad a la hora de alinear la esfera con los láseres, ya que contaba con marcas en tres de sus seis caras (frontal y ambos laterales), pero debido a la forma de la cubierta, se introducían errores en la localización del centro de la esfera en las radiografías por la geometría de dicho encapsulado [19].

Para solucionar el problema de la proyección de la geometría del paralelepípedo en las imágenes portales, se optó por realizar un encapsulado esférico. Dicho encapsulado posee un diámetro alrededor de 20 veces mayor que el de la esfera metálica, y se realiza en un material con una densidad electrónica significativamente menor a la de la esfera de metal alojada en su centro [19].

Otros dispositivos para realizar el Test de WL en su versión modificada (desplazando el isocentro) han sido construidos con forma cúbica y alojando en su interior varias esferas. Estos dispositivos se apoyan sobre la camilla y se procede a nivelar su base con un sistema a rosca. Las esferas que contiene este cubo se localizan realizando una tomografía para posteriormente realizar el planeamiento y controlar la correlación entre el blanco detectado y el planificado [48].

A continuación se presentan modelos de soportes provistos por estas empresas para llevar a cabo el Test WL.

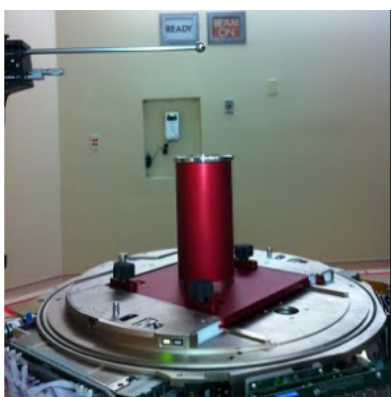


Figura 9. Dispositivo de Varian.

(Fuente: Wilgenbusch, C. [47])



Figura 10. Dispositivo de Siemens. (Fuente: Kazuhico et al. [55])

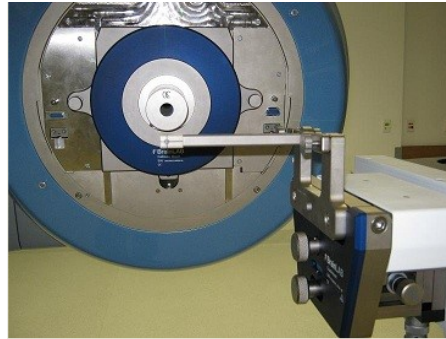


Figura 11. Dispositivo de Novalis. (Fuente: Artschan et al. [127])

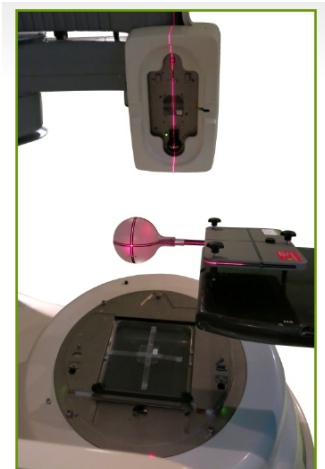


Figura 12. Dispositivo OTP-ISO creado por la empresa QUALIFORMED. (Fuente: empresa QUALIFORMED [75])

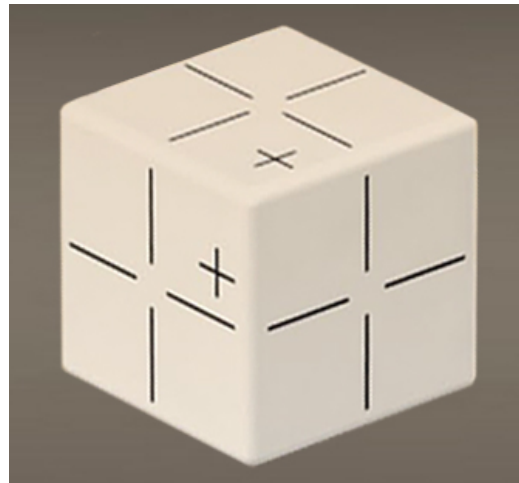


Figura 13. Dispositivo Winston Lutz Cube de la empresa STANDARD IMAGING (Fuente: empresa STANDARD IMAGING.[48])

2.5.3 Procedimiento

El procedimiento para la realización de ensayo depende si el mismo se realiza con el fin de posicionar el blanco de tratamiento en un paciente o si el mismo se realiza para determinar las capacidades generales del sistema. A continuación se describen brevemente los procedimientos para la realización del test, una descripción más detallada puede ser consultada en el libro del autor Günter Hartmann and Wendell Lutz [42].

2.5.3.1 Test de Winston-Lutz para posicionamiento de blanco de tratamiento en pacientes.

Para realizar el ensayo, comúnmente se utiliza un soporte de suelo con marco estereotáctico BRW. Para verificar que las coordenadas del blanco están correctamente alineadas, éste se simula utilizando una pequeña esfera de acero o plomo posicionada en las coordenadas del blanco del paciente. Luego, a dicha esfera, se le realizan exposiciones con el gantry y la camilla.

Las coordenadas del blanco del paciente, obtenidas mediante imágenes de CT o dos angiogramas ortogonales son calculadas mediante dos cálculos independientes. Luego, si hay coincidencia, se fijan las coordenadas del blanco en el soporte de suelo y en el marco estereotáctico BRW que representa las coordenadas del blanco respecto al anillo de cabeza. A continuación, se fija al marco estereotáctico un “*simulador de blanco*” que consiste en una sección del anillo de cabeza que permite fijar un puntero con la esfera que simulara el blanco. Una vez posicionado correctamente, se retira el marco estereotáctico BRW y queda fijado el blanco al soporte de piso como se observa en la figura 14. Así, la esfera representa el blanco del paciente y si no hay errores, el mismo debe coincidir con el isocentro de la máquina. Utilizando un film radiológico o imágenes obtenidas por EPID se realizan exposiciones en ocho posiciones de gantry y camilla que sean representativas. Si la esfera se encuentra centrada de forma aceptable (con un error tolerable de un

milímetro) en las ocho exposiciones se concluye que el sistema se encuentra correctamente configurado para centrar la dosis respecto al sistema de coordenadas específico.

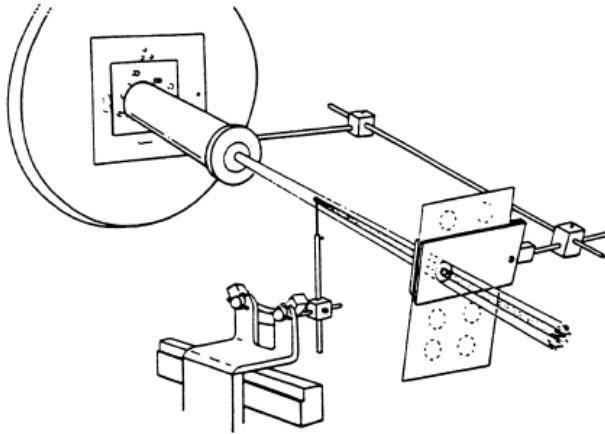


Figura 14. Implementación del Test de Winston Lutz con marco BRW y soporte de piso. (Fuente: Hartmann et al. [42])

2.5.3.2 Test de Winston-Lutz general para cuantificar la precisión del isocentro.

El procedimiento es igual al descrito anteriormente, solo que se utiliza un conjunto de coordenadas arbitrario. El desplazamiento del campo se mide para cada exposición y estos datos se utilizan para evaluar la precisión geométrica en la administración del tratamiento. Si el desplazamiento de cada exposición se considera un dato “*crudo*”, se considera aceptable un desplazamiento medio (de las ocho exposiciones) de 0,6 mm con una desviación estándar de 0,2 mm.

2.5.4 Métodos para la obtención de las imágenes para el test de Winston-Lutz

Como se dijo anteriormente, el Test WL puede ser realizado mediante el uso de film radiológico o el uso de EPID. Estos métodos producen imágenes con características diferentes además de tener cada una ventajas y desventajas propias. A continuación se describen los aspectos a tener en cuenta en ambos métodos:

2.5.4.1 Test de Winston-Lutz mediante film radiológico.

El uso del film radiológico fue el primer método utilizado para la obtención de las imágenes necesarias para el Test. Presentaba como ventaja que no requería disponer de equipos de EPID. Esta ventaja con el tiempo ha ido quedando de lado debido a que los modernos linacs ya suelen venir con sistemas EPID incorporados.

Como desventajas del uso de film se puede nombrar el costo del film, la necesidad de un procesado químico que requiere de un tiempo que demora el tratamiento, se debe contar con un espacio físico de almacenamiento para dichos químicos, los films son susceptibles de verse afectados por marcas o polvo que pueden producir picos de intensidad en las imágenes; además, no es posible modificar las características de contraste de las imágenes. Debido a lo anterior, es que no se considera el Test WL realizado mediante un film como una prueba cuantitativa ya que el film introduce un error de 0,3 a 0,4 mm, por lo que su aplicación resulta en ser un test de comprobación visual; aunque esta precisión puede ser mejorada escaneando los film y utilizando software de análisis. Sin embargo, el error introducido por el film sigue siendo su principal desventaja.

2.5.4.2 Test de Winston-Lutz mediante EPID.

La adquisición de las imágenes mediante el uso de dispositivos de imágenes portales electrónicos (EPID) presenta como ventajas, la capacidad de ser reutilizado, las facilidades de transferencia de la información y su almacenaje, la obtención de la imagen no requiere un tiempo de procesado apreciable, permite un postprocesado que mejore las características de la misma y debido a esto una precisión que permite su posterior análisis cualitativo.

La principal desventaja del uso de EPID para la realización del Test WL no se debe al dispositivo propiamente dicho, sino a la multitud de algoritmos presentes para su análisis en la

bibliografía, cada uno de los cuales presenta incertezas debido a diversos factores, no siendo una tarea sencilla la elección de uno.

2.6 Procesamiento digital de imágenes

Como se mencionó en secciones anteriores, para la obtención de los resultados del test WL es necesario el análisis de las imágenes obtenidas del mismo, siendo uno de los objetivos del presente Proyecto Integrador la realización de dicho análisis a través de una rutina automática, teniendo un papel fundamental las técnicas de procesamiento de imágenes en dicha tarea. A continuación se realiza una breve revisión de las técnicas comúnmente utilizadas en dicha disciplina, una revisión más exhaustiva puede ser consultado el libro de Glasbey y Horgan [46] o el de Jain et al [9].

2.6.1 Filtros digitales de imágenes.

Cuando se adquiere una imagen es común que la misma no pueda ser utilizada para sus fines directamente. La imagen a menudo se encuentra adulterada con variaciones aleatorias de la intensidad y contraste o cualquier otra variación de la información denominada ruido, se hace así necesario tratar las mismas en las etapas tempranas del procesamiento de imágenes durante una etapa comúnmente denominada etapa de filtrado de la imagen. Denominamos filtro a toda operación cuyo fin sea el acentuar las características de interés de una imagen.

Como se hace referencia en [46], los filtros utilizados en el procesamiento de imágenes pueden clasificarse en 2 tipos:

1. Filtros lineales: son aquellos en los que el resultado es obtenido por operaciones lineales realizadas sobre cada pixel o conjunto de los mismos.

2. Filtros no lineales: al ser las operaciones utilizadas en los mismos mucho más diversas estos filtros se definen, en contraposición a los anteriores filtros, como todo aquel que no sea un filtro lineal. Estos filtros plantean como ventaja que permiten disminuir el ruido adulterando en menor magnitud las características de interés como sucede por ejemplo en los bordes al aplicar un filtro de media. Como inconvenientes pueden mencionarse:

- Existen numerosos filtros no lineales y la elección entre ellos no es una tarea trivial.
- En general resultan computacionalmente costosos.
- Pueden generar características espurias.

2.6.1.1 Filtros para la eliminación de ruido

2.6.1.1.1 Filtros lineales

Como se mencionó anteriormente estos filtros se realizan mediante una operación de convolución con una ventana y su principal inconveniente es que difumina las imágenes enturbiando los bordes de las mismas. A continuación se describen brevemente las principales técnicas utilizadas.

■ **Filtros pasa-bajos:** Dentro de esta categoría se encuentran comprendidos numerosos filtros, entre los más utilizados están:

- **Filtro de media:** asumido un tamaño de ventana, este filtro asigna a un píxel central la media aritmética de los píxeles comprendidos dentro de la ventana. La ventana se compone de una matriz cuyos elementos son todos uno, multiplicados por un escalar igual al número de elementos de la matriz. Así para asignarle un tamaño de 3x3 la ventana para este filtro sería:

$$V = 1/9 \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Fuente: Maintz, T. [63]

- **Filtro de media ponderada:** a diferencia del filtro anterior, en este no todos los elementos de la ventana son iguales a uno, si no que existe un único elemento (en general el central) distinto de este valor. El objetivo de esta modificación es conservar en mayor medida las características de la imagen.
- **Filtro Gaussiano:** en estos filtros, la ventana utilizada simula una función gaussiana bivalente, con valor máximo en el pixel central y disminuyendo hacia la periferia con una velocidad dependiente de la desviación estándar de la distribución. Respecto a un filtro de media presenta las ventajas de obtener un suavizado más uniforme y presentar la característica de ser separable, permitiendo en vez de realizar una convolución bidimensional, poder realizar dos convoluciones unidimensionales (una horizontal y otra vertical) con una correspondiente reducción del costo computacional.

2.6.1.1.2 Filtros no lineales

Existen numerosos filtros no lineales para la reducción de los distintos tipos de ruido de una señal, todos estos comparten el inconveniente de presentar un mayor costo computacional que los filtros lineales, a continuación se describe el más comúnmente utilizado:

- **Filtro de mediana:** Este filtro también entra dentro de la categoría de filtros pasa bajos, con la diferencia de no tratarse de un filtro lineal. Persigue como objetivo el permitir una reducción del ruido de la imagen con una menor borrosidad de la misma y ser menos sensible a valores de intensidad extremos presentes en la imagen. Como desventaja presenta

un mayor costo computacional. El mismo consiste en calcular la mediana de los valores comprendidos dentro de una ventana de tamaño arbitrario, por lo que el resultado es un valor de intensidad de pixel presente en la imagen y no un promedio de los del entorno, razón por la cual, como se dijo, produce una menor borrosidad

2.6.1.2 Filtros no lineales para la detección de bordes

Se denominan bordes a los límites entre objetos o partes de objetos y la porción de la imagen denominada fondo. Los filtros usados para la detección de bordes producen una mayor respuesta en la vecindad de los pixeles en donde se encuentran los bordes, zonas que en general pueden ser asociadas con las componentes de alta frecuencia de la imagen. A continuación se realiza un breve desarrollo de los filtros más comúnmente utilizados para dicha tarea.

2.6.1.2.1 Filtros de gradientes

Los métodos lineales para la detección de bordes utilizan como mecanismo general operadores diferenciales, en especial el operador gradiente, que indica la dirección de la mayor tasa de cambio de una función, superado cierto umbral del módulo del vector gradiente se entiende de que es probable que se trate de un borde, de tal forma que, normal a dicho vector, se encuentra la curva tangente al mismo. Los distintos métodos a continuación presentados difieren en la aproximación que los mismos realizan al operador gradiente. Por último es importante mencionar que realizando un análisis en el dominio de la frecuencia estos métodos caen dentro de la categoría de un filtro pasa altos, frecuencias en las cuales suele encontrarse el ruido en una imagen, razón por la cual estos métodos son susceptibles a los mismos y es frecuente requerir de una instancia de filtrado que los reduzca previa a su implementación.

- **Filtro de Roberts:** definida una ventana, la salida de este filtro consiste en el reemplazo del pixel de la posición “ i,j ” de la misma por la suma del valor absoluto de la diferencia de los

pixeles opuestos de las diagonales al mismo. Si se asume una ventana de 2x2 el resultado es:

$$f(i, j) = |f(i, j) - f(i + 1, j + 1)| + |f(i + 1, j) - f(i, j + 1)| \quad (2)$$

Fuente: Horgan C. A. y Glasebey G. W. [46]

- **Filtro de Prewitt:** utiliza dos ventana de 3x3, para reducir la susceptibilidad al ruido del filtro, cada una de las cuales es una aproximación discreta a la derivada en un eje particular. Este filtro es especialmente útil para la detección de bordes verticales y horizontales. Las ventanas utilizadas son:

$$\frac{\partial I}{\partial x} \approx \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \frac{\partial I}{\partial y} \approx \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

Fuente: Wikipedia [123]

- **Filtro de Sobel:** al igual que el filtro anterior, aproxima las derivadas parciales mediante dos ventanas de 3x3 para reducir la susceptibilidad al ruido del filtro. Este filtro resulta especialmente útil para para la detección de bordes diagonales. Las ventanas utilizadas son:

$$\frac{\partial I}{\partial x} \approx \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \frac{\partial I}{\partial y} \approx \begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

Fuente: Wikipedia [122]

- **Algoritmo de Canny**

En la actualidad es el detector de bordes más potente en la bibliografía. Este algoritmo fue concebido siguiendo 3 criterios:

1. Criterio de detección: Expresa que el algoritmo no debe eliminar bordes importantes al mismo tiempo que no debe suministrar bordes falsos.
2. Criterio de localización: Establece que la diferencia entre la posición real del borde y la detectada debe ser mínima.
3. Criterio de una respuesta: La salida del algoritmo debe integrar las múltiples respuestas correspondientes a un único borde.

El algoritmo consta de 4 pasos:

1. Se reducen los ruidos aplicando un filtro gaussiano, con el correspondiente suavizado de la imagen.
2. Se calcula el gradiente de la imagen suavizada obteniendo los píxeles en donde el mismo es mayor y las direcciones correspondientes al mismo.
3. De la imagen obtenida en el paso anterior (imagen compuesta por los módulos del vector gradiente) se eliminan aquellos píxeles que no sean máximos locales obteniendo así bordes de un pixel de ancho.
4. Se aplica un doble umbralizado para reducir la posibilidad de falsos positivos y permite un resultado conexo, para esto se marcan los píxeles con un umbral por encima de un valor de referencia T_1 , para luego marcar aquellos píxeles conectados a los primeros con un valor de umbral T_2 ($T_1 > T_2$).

2.6.1.2.2 Filtros no lineales alternativos a los filtros de gradientes

- **Filtro de rango:** Este filtro permite una implementación y ejecución simple y rápida, para lo cual se define un tamaño de ventana, el filtro produce como salida el reemplazo del píxel central por el rango de la matriz, que se define como la diferencia entre el máximo y el mínimo valor de la ventana.
- **Filtro de Kirsch:** Este filtro introduce el concepto de máscaras brújula, utilizando 8 máscaras, con las cuales se realizarán las correspondientes 8 convoluciones para cada píxel de la imagen, correspondiendo la dirección del borde en dicho píxel a la máscara cuya convolución haya dado el máximo valor. A continuación se presentan las 8 máscaras con su correspondiente dirección del vector gradiente, recordando que él mismo es normal al vector dirección del borde.

$$\begin{array}{cccc}
 \begin{pmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix} \\
 0^\circ & 45^\circ & 90^\circ & 135^\circ
 \end{array} \quad (5)$$

$$\begin{array}{cccc}
 \begin{pmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \end{pmatrix} \\
 180^\circ & 225^\circ & 270^\circ & 315^\circ
 \end{array}$$

Fuente: Castleman, K. R. [118]

El principal inconveniente de este método es su elevado costo computacional ya que requiere la realización de 8 convoluciones para cada pixel de la imagen.

2.6.2 Umbralización automática

El objetivo de la umbralización es la obtención de una imagen binaria a partir de una imagen en escala de grises, ya sea porque un procesamiento posterior requiere que la imagen sea binaria o porque se desea segmentar objetos que se diferencian del resto de la imagen por presentar valores de intensidad característicos. Dado un histograma de la imagen (suponiendo una imagen de 8 bits) el umbralizado consiste en definir un valor “U” tal que:

$$I(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{si } I(x, y) \leq U \\ 255 & \text{si } I(x, y) > U \end{cases} \quad (6)$$

Fuente: Rueda, A [120] - Ec. adaptada a una imagen de 8 bits-

2.6.2.1 Umbralización binaria

Es la técnica más simple. Suponiendo un histograma bimodal en donde las intensidades pertenecientes a los objetos se encuentren de un lado y las del fondo en el otro, divide al histograma en dos utilizando un umbral simple que se selecciona como el mínimo comprendido entre las dos modas del mismo. Presenta como desventaja la suposición de un histograma bimodal, debiéndose recurrir a otras técnicas que combinen información espacial con información de los niveles de grises en caso de no cumplirse dicha condición.

2.6.2.2 Método de ISODATA

Es un método iterativo para encontrar el valor del umbral, el mismo consiste en, a partir de un valor de umbral arbitrario, dividir en dos distribuciones el histograma y se calcula las medias de cada una de estas; con las mismas se calcula un nuevo umbral tal que:

$$U = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} \quad (7)$$

Fuente: Trujillo M. [95]

Con este nuevo umbral se repite el procedimiento hasta que el valor “U” no cambie en dos iteraciones consecutivas.

2.6.2.3 Método de Otsu

El método de Otsu utiliza técnicas estadísticas para estimar un valor de umbral tal que la dispersión entre los dos grupos formados al aplicarse el umbral sea máxima al mismo tiempo que la dispersión en cada uno de estos grupos sea la menor posible. Para la aplicación de este método, si se asume una imagen de 8 bits, se parte del cálculo del histograma normalizado de la imagen, para esto se divide el número de píxeles que presenta cada intensidad de gris por el número totales de píxeles. A partir de un valor arbitrario de umbral “Ua”, se separa el histograma en 2 grupos y se calcula la probabilidad acumulada de cada uno como:

$$P a_1 = \sum_{i=0}^{U_a} p_{1_i} \quad (8) \quad P a_2 = \sum_{i=U_a+1}^{255} p_{2_i} \quad (9)$$

Fuentes: Jimenez Rodriguez, J. [94]. -Pa2 desarrollada a partir de las ideas expuestas en dicha presentación con el fin de esclarecer los conceptos presentados en el presente trabajo-

A partir de las probabilidades se definen las medias de cada grupo y la media de global de la distribución combinada:

$$\mu_1 = \sum_{i=0}^{U_a} i.p_{1_i} \quad (10) \quad \mu_2 = \sum_{i=U_a+1}^{255} i.p_{2_i} \quad (11)$$

Fuentes: Jimenez Rodriguez, J. [94]- μ_2 desarrollada a partir de las ideas expuestas en dicha presentación con el fin de esclarecer los conceptos presentados en el presente trabajo-

$$\mu_g = \sum_{i=0}^{255} i.p_i \quad (12)$$

Fuente: Jimenez Rodriguez, J. [94]

A partir de estos valores Otsu define la dispersión entre los grupos como:

$$\sigma_g = \frac{\mu_g.P_{a1}(U) - \mu(U)}{P_{a1}(U)(1 - P_{a1}(U))} \quad (13)$$

Fuente: Jimenez Rodriguez, J. [94]

El método se basa en buscar el umbral óptimo “Uo” tal que:

$$U_o = \max(\sigma_g) \quad (14)$$

Fuente: Jimenez Rodriguez, J. [94]

Para la localización de dicho máximo en la función existen diversos algoritmos propuestos en la bibliografía.

2.6.2.4 Método de máxima entropía

El principio de este método consiste en suponer a la imagen como una fuente de información y buscar el valor de umbral que maximiza la entropía, y con ella, la información de la misma. Suponiendo una imagen de 8 bits, con probabilidad de ocurrencia de que un píxel tenga una intensidad “i” dada por $p(i)$, y una entropía total de la imagen dada por P_t las entropías de los píxeles en negro y en blanco son definidas por:

$$H_b = - \sum_0^U \frac{p(i)}{P_t} \cdot \log\left(\frac{p(i)}{P_t}\right) \quad (15)$$

Fuente: Parker, J. R. [121]

$$H_w = - \sum_{u+1}^{255} \frac{p(i)}{1-P_t} \cdot \log\left(\frac{p(i)}{1-P_t}\right) \quad (16)$$

Fuente: Parker, J. R. [121]

El método consiste en localizar un valor de umbral tal que:

$$U_o = \max(H_b + H_w) \quad (17)$$

Fuente: Parker, J. R. [121]

Para la localización de dicho máximo la bibliografía plantea diversos algoritmos.

2.6.2.5 Método de Li

Li propuso en 1993 un algoritmo iterativo para encontrar un valor umbral que minimiza la entropía cruzada entre la imagen original en escala de grises y la imagen binaria. Este modo, al minimizar la entropía entre ambas imágenes, busca el umbral que produzca un histograma en la imagen binaria más representativo del que poseía la imagen en escala de grises. Dada una imagen

en escala de grises, suponiendo que la misma es de 8 bits, con un histograma $h(i)$, se definen el momento cero y primer momento (media) de los píxeles en negro y los píxeles en blanco como:

$$\mu_{0_n} = \sum_{i=0}^u h(i) \quad (18) \qquad \mu_{0_b} = \sum_{i=u+1}^{255} h(i) \quad (19)$$

$$\mu_{1_n} = \sum_{i=0}^u i.h(i) \quad (20) \qquad \mu_{1_b} = \sum_{i=u+1}^{255} i.h(i) \quad (21)$$

Fuentes: Li, C. H. y Tam, P. K. S. [119]

La entropía cruzada está dada por:

$$\eta(U) = -\mu_{1_n} \cdot \log\left(\frac{\mu_{1_n}}{\mu_{0_n}}\right) - \mu_{1_b} \cdot \log\left(\frac{\mu_{1_b}}{\mu_{0_b}}\right) \quad (22)$$

Fuente: Li, C. H. y Tam, P. K. S. [119]

A partir de la derivada de la ecuación anterior y utilizando el método de iteración por punto fijo se calcula el umbral “ U_0 ” tal que:

$$U_0 = \min(\eta(U)) \quad (23)$$

Fuente: Li, C. H. y Tam, P. K. S. [119]

2.6.3 Sustracción de fondo: Algoritmo rolling ball

Asumiendo que en una imagen existe un objeto que se quiere analizar, y el mismo se encuentra inmerso en un fondo del que se quiere extraer, este algoritmo busca lograr este objetivo asumiendo que la imagen es una superficie tridimensional formada por las coordenadas “ X ” e “ Y ” de la misma y sus niveles de intensidad. Se asume que el fondo es creado por la esfera que logre recorrer la parte inferior de la superficie. Para una correcta detección de los objetos el radio de la esfera utilizado debe ser al menos tan grande como el radio del objeto de mayor tamaño que se

quiere detectar. Posteriores modificaciones al algoritmo sustituyeron el uso de una esfera por un paraboloide, obteniendo mejores resultados.

2.6.4 Regiones de interés

Las regiones de interés (ROIs) se definen como la selección de un conjunto de píxeles de la imagen para su análisis y procesado particular separado del resto de la imagen.

Las ROIs pueden codificarse mediante 3 formas:

1. Integradas a la propia imagen mediante la utilización de una ventana.
2. Mediante el uso de información gráfica separada de la propia imagen, ya sea utilizando gráficos vectoriales u otra imagen compuesta por mapas de bits.
3. Mediante el uso de una “*estructura semántica de información*” separada. Esto consiste en clasificar los píxeles de modo tal que cada ROI posea una codificación y guardarla por separado con las coordenadas del pixel.

2.6.5 Cálculo del centroide de una ROI

Se define como centroide a un punto que actúa como centro geométrico de una figura, o dentro del área del procesamiento digital de imágenes de una ROI. Las coordenadas “x” e “y” del centroide de una ROI compuesta por un número definido de píxeles (i,j), definida como una imagen f(i,j), están dadas por:

$$X_c = \frac{\sum_{j,j} i \cdot f(i, j)}{\sum_{i,j} f(i, j)} \quad (24)$$

Fuente: Zhisheng You et al. [117]

$$Y_c = \frac{\sum_{j,j} j \cdot f(i, j)}{\sum_{i,j} f(i, j)} \quad (25)$$

Fuente: Zhisheng You et al. [117]

2.6.6 Transformaciones Morfológicas

Es una técnica de procesamiento no lineal que se caracteriza por simplificar las imágenes realizando la forma y geometría de los objetos mediante operaciones propias de la teoría de conjuntos.

Sus principales aplicaciones son la supresión de ruido y simplificación de formas durante la etapa de preprocesamiento, la detección de objetos durante la segmentación, reconstrucción de estructuras conexas separadas durante el preprocesamiento, ampliación, reducción y descripción de objetos a través de características geométricas como su perímetro y área.

Dado que el objetivo de las transformaciones morfológicas es utilizar operaciones de la teoría de conjuntos para extraer una estructura geométrica del conjunto sobre el que se opera, se debe determinar la geometría de un elemento denominado elemento estructurante, que será el que luego va a interseccionar al conjunto de interés para extraer el objeto deseado.

Entre las transformaciones más utilizadas, podemos nombrar la erosión, dilatación, apertura y cierre.

2.6.6.1 Erosión

La transformación de erosión es el resultado de comprobar si el elemento estructurante está completamente incluido dentro del conjunto de interés, específicamente se define mediante

$$A \ominus B = \{z/B_z \subseteq A\} \quad (26)$$

Fuente: Gonzalez, R. & Woods, R. [116]

Según Rafael C. Gonzales y Richard E. Gonzales, en su obra *Digital Image Processing*, (segunda edición)[116] el resultado de la erosión de A por B es “es un conjunto de todos los puntos z tal que B, trasladado por z, están contenidos en A”. Cuando los elementos de A sean menores que B desaparecerán, es por esto que la erosión se concibe usualmente como una reducción de la imagen original.

2.6.6.2 Dilatación

Es la transformación dual de la erosión ya que lo que la erosión le hace al objeto, la dilatación se lo hace al fondo. El resultado es un “conjunto de todos los desplazamientos z tales que A B (elemento estructural) se superpongan en al menos un elemento” (Rafael C. Gonzales y Richard E. Gonzales, *Digital Image Processing*, segunda edición)[116].

$$A \oplus B = z/\{[B_z \cap A] \subseteq A\} \quad (27)$$

Fuente: Gonzalez, R. & Woods, R. [116]

Esta operación representa un crecimiento progresivo del conjunto A sin que éste se modifique.

2.6.6.3 Apertura y Cierre

Utilizando los operadores elementales de erosión y dilatación se puede suavizar contornos eliminando pequeñas salientes y rellenar huecos para unir elementos conexos cercanos, respectivamente.

La apertura la podemos definir como la erosión de un conjunto de interés A por un elemento estructurante B, seguido por una operación de dilatación por el mismo elemento estructurante para evitar que la imagen se reduzca por la erosión. Es una posible opción para

eliminar ruido, pero se debe tener en cuenta que la geometría del objeto no se preserva ya que los bordes se suavizan.

La apertura se representa a través de la siguiente expresión:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (28)$$

Fuente: Gonzalez, R. & Woods, R. [116]

Mientras que el cierre lo podemos definir como la dilatación de un conjunto de interés A por un elemento estructurante B, seguido por una operación de erosión por el mismo elemento estructurante para evitar que la imagen se agrande por la dilatación. El cierre produce que la dilatación rellene las estructuras que la erosión no puede separar, además se suavizan los contornos una vez rellenadas las fisuras.

El cierre se representa a través de la siguiente expresión:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (29)$$

Fuente: Gonzalez, R. & Woods, R. [116]

Por último, a manera de resumen, en la siguiente figura se presentan los resultados obtenidos sobre una imagen al aplicar las operaciones descritas anteriormente mediante un elemento estructurante “E”.

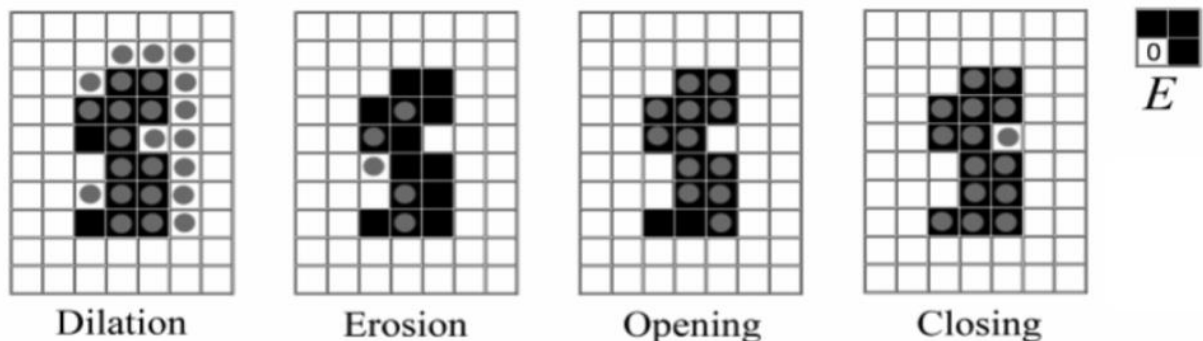


Figura 15. Resultados obtenidos sobre una imagen ejemplo al aplicar operaciones morfológicas (Fuente:

Stell, J. G. [115]).

Capítulo 3 Materiales y Métodos

3.1 Acelerador lineal Siemens “ARTISTE”

El acelerador lineal Siemens “ARTISTE” es el equipo instalado en el Hospital Oncológico de Córdoba (HO). Posee un colimador multilamina (MLC) de 80 láminas por banco con 0.5 cm en el isocentro, flat panel de silicio amorfo con una matriz de 1024x1024, sistema de imagen portal, MV Cone CT de 256 cortes, energías de 6 MV para fotones, mientras que para electrones brinda la posibilidad de utilizar 6, 9, 15, y 18 MeV.

3.1.1 Camilla

El linac cuenta con una camilla 550TxT de la empresa Siemens como la que se muestra en la figura 16.



Figura 16. Camilla 550TxT de Siemens (Fuente: manual [128]).

Este sistema permite una precisión de 0.5 mm en los desplazamientos lineales y de 0,5° en los angulares según lo especificado en el folleto de detalles técnicos de Siemens.

Podemos explicar gráficamente las posibilidades de movimientos que brinda la camilla, a través de la figura 17 extraída del folleto de especificaciones técnicas.

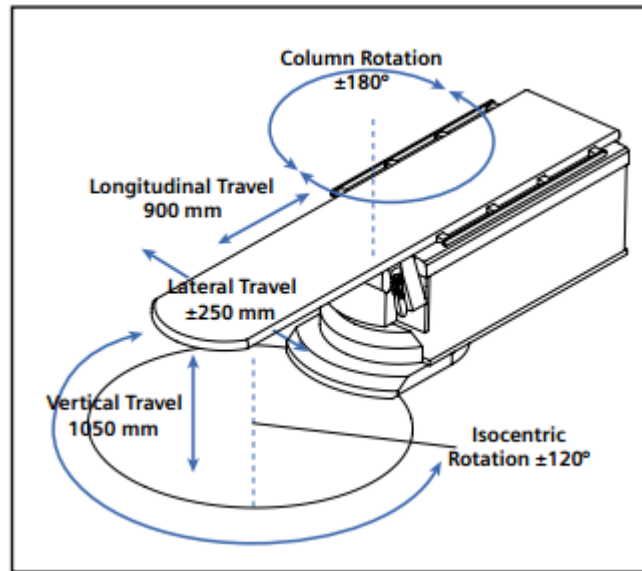


Figura 17. Movimientos de Camilla 550TxT de Siemens Fuente: manual [128]).

La tabla de tratamiento con la que está equipada la camilla del HO es de la marca Civco, como la que se presenta en la figura 18. Se trata de una tabla ideal para tratamientos estereotácticos (SBRT/SRS) y guiados por imágenes (IGRT) ya que hay menos interferencia debida a carriles y cruces a la hora de administrar la dosis. Está construida en fibra de carbono y aluminio, lo cual se traduce en una pieza de apenas 16.33 Kg. Posee unas dimensiones de 2433 mm de largo, 570 mm de ancho y 50 mm de espesor. De su longitud total, 1190 mm están libres de artefactos. Además tiene la posibilidad de fijar (indexar) accesorios a través de puntos de fijación situados en sus laterales que están distribuidos cada siete centímetros. [129]



Figura 18. Tabla de tratamiento de la empresa Civco (Fuente: manual [130]).

3.1.2 Dispositivo de imagen portal electrónico (EPID)

El acelerador posee un dispositivo de adquisición de imágenes portales (EPID) con una dimensión de 274 x 274 mm permitiendo obtener imágenes con resolución de 128x128, 256x256, 512x512 y 1024x1024 píxeles, obteniéndose la tabla 3 donde se presentan los siguientes tamaños de píxeles según la resolución:

Resolución	Tamaño de pixel
128x128 píxeles	2,14 x 2,14 mm
256x256 píxeles	1,07 x 1,07 mm
512x512 píxeles	0,54 x 0,54 mm
1024x1024 píxeles	0,27 x 0,27 mm

Tabla 3. Tamaño de píxel según la resolución en el EPID del linac Siemens “ARTISTE”.

Las imágenes producidas poseen una codificación para los niveles de grises de 16 bits, permitiendo esto 65536 niveles de grises. Por cada imagen tomada, el software “*syngo Suite*

Oncology” suministra dos archivos DICOM, uno con la imagen sin proceso alguno y otro con una imagen a la que se le ha aplicado un procesado posterior que consiste en una transformación logarítmica de la imagen, seguida por una convolución con un filtro de armonización diseñado por el fabricante (con una ganancia definida por el usuario) y por último se revierte la transformación logarítmica.

En el presente trabajo se utilizaron imágenes sin procesar, con el fin de independizarse del procesado aplicado por el fabricante, debido a que se desconocen los detalles del mismo, y además se pretende obtener un método de procesamiento genérico que sea compatible con diversos fabricantes de aceleradores lineales. Las imágenes que se utilizaron cuentan con una resolución de 1024x1024 con el fin de obtener la mayor precisión posible.

3.2 Impresión 3D

Una impresora 3D es una máquina que crea objetos de plástico u otros materiales utilizando un proceso de fabricación de aditivos. La fabricación aditiva produce objetos en una sucesión de capas de la parte inferior, hacia arriba. Esto es lo contrario de los tradicionales procesos sustractivos de fabricación, que producen objetos de material de corte partiendo de un bloque para crear la forma deseada.

3.2.1 Impresora 3D “ i3 Prusa Pro B”

La impresora utilizada para la fabricación de las piezas fue una *i3 Prusa Pro B* como la de la figura 19, perteneciente al laboratorio “*Crea FabLab Córdoba*”.



Figura 19. Impresora 3D “i3 Prusa Pro B”.

Dicha impresora permite crear las piezas a través de una técnica aditiva que consiste en depositar filamentos de plástico fundido que van formando las distintas capas de la pieza, esta técnica se conoce como modelado por deposición fundida o FDM por sus siglas en inglés.

Es capaz de generar un volumen máximo de impresión de 200x200x180 mm, con una resolución de capa de 0.1 a 0.3 mm que puede calentarse hasta 240°C. El filamento del material que utiliza tiene un diámetro de 1.75 mm y es depositado con una boquilla (nozzle) de 0.3 mm de diámetro. Dicha boquilla se moviliza con motores paso a paso “NEMA 17” para depositar el filamento fundido sobre una plataforma de fabricación que consiste en una superficie de vidrio de borosilicato con una cama caliente “Mk2” con una temperatura máxima de cama de 110°C.

Posee dimensiones totales de 450x440x440 mm y un peso de 8.5 Kg. Para leer los archivos creados en CAD se los debe exportar a formato .STL o G-code. Se alimenta con una fuente de 12V/15A y puede conectarse a la computadora vía USB o independizarse de ésta mediante el uso de tarjetas SD y el visor LCD con el que viene equipada.

3.2.2 Materiales para impresoras 3D: PLA

La Polilactida o PLA es un termoplástico biodegradable procedente de recursos renovables tales como el maíz (el procedente de USA), raíces de tapioca, féculas y almidones varios. Gracias a su consistencia más fluida a temperatura de extrusión (180-220°C), es ideal para imprimir piezas con paredes finas que requieren mayor precisión. Además, cuando se imprimen piezas largas, éstas sufren mucha menos retracción (efecto warping) que con ABS por lo que no es necesario (aunque sí aconsejable) el uso de la cama caliente utilizando el modelado por deposición fundida.

En el otro lado de la balanza, es más frágil, y complicado de mecanizar. Sus desventajas con respecto al ABS radican en su duración y en la resistencia a las temperaturas. El PLA se empieza a descomponer a partir de los 50 o 60 °C, y dada su elevada temperatura de enfriamiento y solidificación se dificulta su manipulación.

La principal razón por la que se eligió el PLA fue porque luego de realizar pruebas en ABS, las piezas se veían muy afectadas por la retracción. Las capas más alejadas a la cama caliente comenzaban a despegarse debido al mencionado efecto warping, mientras que las piezas impresas en PLA no se vieron afectadas.

3.3 Construcción del maniquí para el Test de Winston Lutz

La fabricación del dispositivo comenzó con un estudio de los productos disponibles en el mercado (el estado del arte descrito en secciones anteriores).

En base a este relevamiento, los objetivos a cumplir fueron lograr un desplazamiento en los ejes XYZ y que dicho desplazamiento tuviese una precisión menor a los 0.6 mm que se solicitan para realizar el Test WL.

3.3.1 Proceso de diseño.

En base a dispositivos como los de la figura 20 que son conocidos como plataformas manuales de traslado lineal (manual linear translation stage) y los que ofrecen empresas como ThorLABS para realizar ensayo con bancos ópticos, se planteó la idea de construir un dispositivo modular donde los desplazamientos a lo largo de los tres ejes coordenados pudieran lograrse mediante tres plataformas idénticas equipadas con rodamientos lineales y tornillos micrométricos.



Figura 20. Manual Linear Translation Stage de la empresa ThorLABS.

El proceso de diseño surge a partir del desglose de cada plataforma de deslizamiento en sus componentes constitutivos, los cuales consisten básicamente en una base y una superficie que se desplaza con rodamientos lineales sobre guías mediante un tornillo micrométrico que empuja la superficie deslizante.

Los desplazamientos en los ejes XY se logran superponiendo de manera ortogonal dos plataformas; mientras que para lograr el desplazamiento vertical (eje Z) se hace necesario diseñar un soporte en forma de “L” en el que pueda fijarse la tercera plataforma.

Partiendo de este concepto y utilizando el programa “SolidWorks” que es un programa para diseño asistido por computadora (software CAD), se diseñaron las tres piezas fundamentales del maniquí: la base, el deslizador y el soporte en “L” que se presentan en la figura 21, y cuyos planos se encuentran nominados en el Apéndice A como “WL-P01”, “WL-P02” y “WL-P06”, respectivamente.

La base se caracteriza por poseer unas perforaciones para insertar las varillas que servirán como guías a los dos rodamientos lineales que van alojados en el deslizador. La base posee además un alojamiento hexagonal pasante para insertar un hexágono de bronce con una perforación roscada que servirá para alojar al tornillo micrométrico que empujará a otro hexágono de bronce sin perforar y que estará alojado en el deslizador.

Dado que se trata de piezas cuadradas con perforaciones perfectamente centradas y simétricas, todas las piezas pueden atornillarse entre sí sin importar la orientación de las mismas.

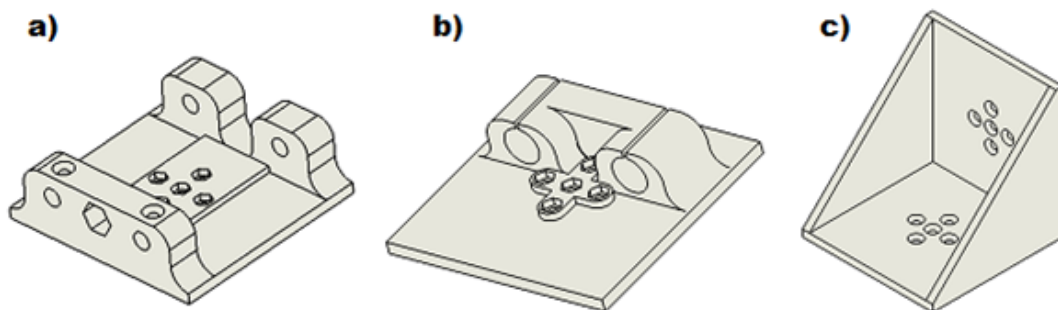


Figura 21. Piezas básicas del dispositivo: a) base, b) deslizador y c) soporte vertical.

3.3.2 Proceso de impresión.

Una vez diseñadas las piezas, se procedió a convertirlas a formato .stl para su posterior impresión que se realizó en PLA. Se eligió este material pese a sus desventajas mecánicas porque

ofrecía menores complicaciones asociadas a levantamiento y desprendimiento de capas (efecto warping).

Con el objetivo de lograr un equilibrio entre propiedades mecánicas óptimas y menor tiempo de impresión posible, se fijaron los parámetros de la impresora 3D de la siguiente manera:

- Altura de capa: 0.2 mm
- Densidad de relleno: 30%
- Patrón de relleno: rectilíneo
- Temperatura de boquilla: 200°C
- Temperatura de cama: 60°C
- Velocidad promedio: 60 mm/s

El total de piezas que se imprimieron para construir las tres plataformas fueron tres bases, tres deslizadores y un soporte en “L”. En particular, cada base requirió tres horas de impresión, al igual que cada deslizador, mientras que el soporte demoró cinco horas; en total fueron necesarias 23 horas para obtener todas las piezas necesarias.

Una vez finalizado el proceso de impresión, se obtuvieron las piezas que se muestran en la figura 22.

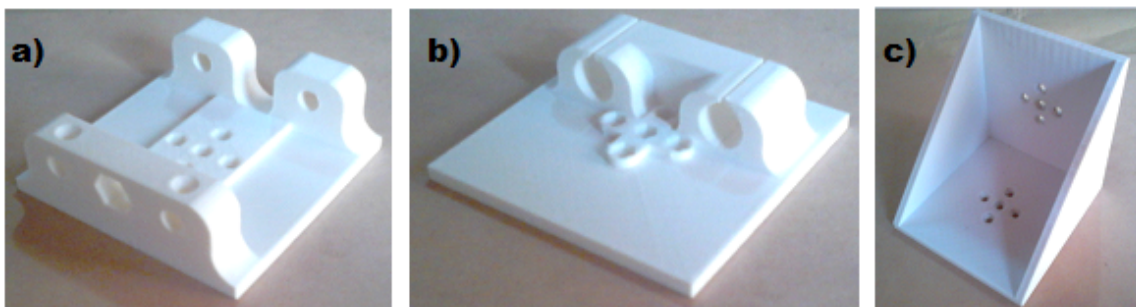


Figura 22. Piezas impresas: a) base, b) deslizador y c) soporte vertical

3.3.3 Proceso de mecanizado.

Una vez impresas las piezas, se les dio la terminación final lijándolas y limando todos los defectos propios de la impresión para lograr que las piezas necesarias para el ensamblaje encajen. Hubo que trabajar con fresadora la parte superior de las bases, como se muestra en la figura 23, para rebajarlas un milímetro porque el rozamiento con los deslizadores dificultaba el movimiento de las piezas. Este inconveniente fue corregido redimensionando los planos correspondientes a esta pieza antes de anexar los planos al Apéndice A.



Figura 23. Base rebajada con fresadora.

Debido a la precisión que demandaban algunas piezas, las mismas no pudieron ser fabricadas con impresión 3D y fue necesario elaborarlas con torno. Todos los planos necesarios se encuentran en el Apéndice A.

En la figura 24 se muestra una de las piezas que debió tornearse. Se trata de un capuchón, que consiste en un cilindro de acrílico con una cavidad central realizada con una mecha de punta semiesférica de un cuarto de pulgada. Esta perforación no pasante se realizó a lo largo del eje del

cilindro para alojar a una esfera metálica de un cuarto de pulgada de diámetro. Además, este cilindro debía poseer una marca a lo largo de su perímetro que coincidiese con el centro de la esfera y cuatro marcas perpendiculares que intersectasen a esta marca perimetral con una separación de 90° grados entre cada una. De esta manera se determinarían cuatro cruces que indicarían el centro de la esfera alojada en el interior del cilindro de acrílico. Para mayores detalles de la pieza se presenta el plano “WL-P09”.



Figura 24. Capuchón y esfera de bronce que se aloja en él.

Para la esfera contenida en el cilindro anterior, se disponía de esferas de plomo, bronce y titanio, todas de un cuarto de pulgada, pero con distintas tolerancias (debido a estas tolerancias fue necesario la construcción de un capuchón para cada esfera) como se muestra en la tabla 4. En la siguiente tabla pueden apreciarse las tolerancias de cada esfera:

Material	Tolerancia
Titanio	+/- 0.001”
Bronce	+/- 0,001”
Plomo	+/- 0.01”

Tabla 4. Tolerancias para los diámetros de las esferas de titanio, bronce y plomo.

A partir de la tabla anterior y de la figura 4 de la sección 2.4.1 se consideraron como los mejores candidatos la esfera de bronce y la de plomo. Si bien la esfera de plomo es la que produce un mayor contraste según la figura 4, ésta manifiesta los problemas de presentar una mayor tolerancia de sus dimensiones, lo cual produce una mayor incerteza para la validación de los resultados. Además como principal problema, este material genera artefactos en la imagen por una mayor dispersión del haz por efecto Compton. En contraste se considera que el bronce producirá un contraste suficiente para el análisis de las imágenes con un menor añadido de artefactos. El titanio fue descartado por considerarse su contraste insuficiente.

Durante la adquisición de imágenes para la realización del test y la validación de resultados se analizaron ambos metales con el fin de seleccionar el que produzca la mejor calidad de imágenes para la realización del test.

A continuación se torneó una varilla de acrílico de 16 mm de diámetro en su sección mayor, como la que se observa en la figura 25, que se introduce en la perforación del cilindro para mantener firmemente presionada contra el fondo y centrada con respecto a las marcas del cilindro a la esfera metálica. Dicha varilla luego se pegó con otros restos de acrílico que se cilindron para aumentar la longitud a la indicada en el plano “WL-P08” del Apéndice A.



Figura 25. Capuchón junto a la varilla de acrílico donde va colocado

La figura 26 muestra la tercera pieza realizada en torno que se elaboró en poliamida 6. Esta pieza funciona como nexo entre el cilindro de acrílico y la plataforma de deslizamiento vertical. Posee un alojamiento de 16 mm de diámetro para la varilla que sujeta al capuchón de la esfera metálica y cuatro perforaciones para atornillar la pieza al deslizador de la plataforma como se ilustra en el plano “WL-P07” del Apéndice A.

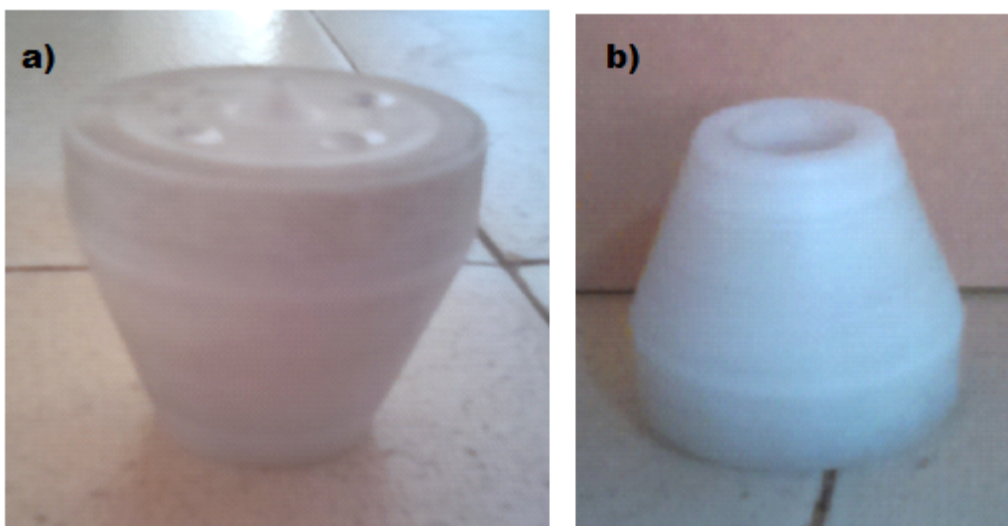


Figura 26. Acople de poliamida 6: a) vista de parte inferior con perforaciones para atornillar a plataforma Z y b) vista de parte superior con cavidad para alojar la varilla de acrílico con el capuchón.

Las siguientes piezas que se debieron construir para realizar los desplazamientos de las plataformas fueron tres tornillos micrométricos de 10 cm de largo que se elaboraron en bronce con varillas de cuatro mm que fueron luego roscadas con una tarraja de medio milímetro de paso. Se muestra un tornillo en la figura 27 con su correspondiente tuerca de media pulgada y 10 mm de profundidad, que se perforó y roscó para luego introducirla en la cavidad pasante de la base de las plataformas. A manera de terminación para los tornillos, se realizó en aluminio un cilindro con un moleteado como el observado en la figura 27 para facilitar el agarre a la hora de regular el desplazamiento de la plataforma con el giro del tornillo.

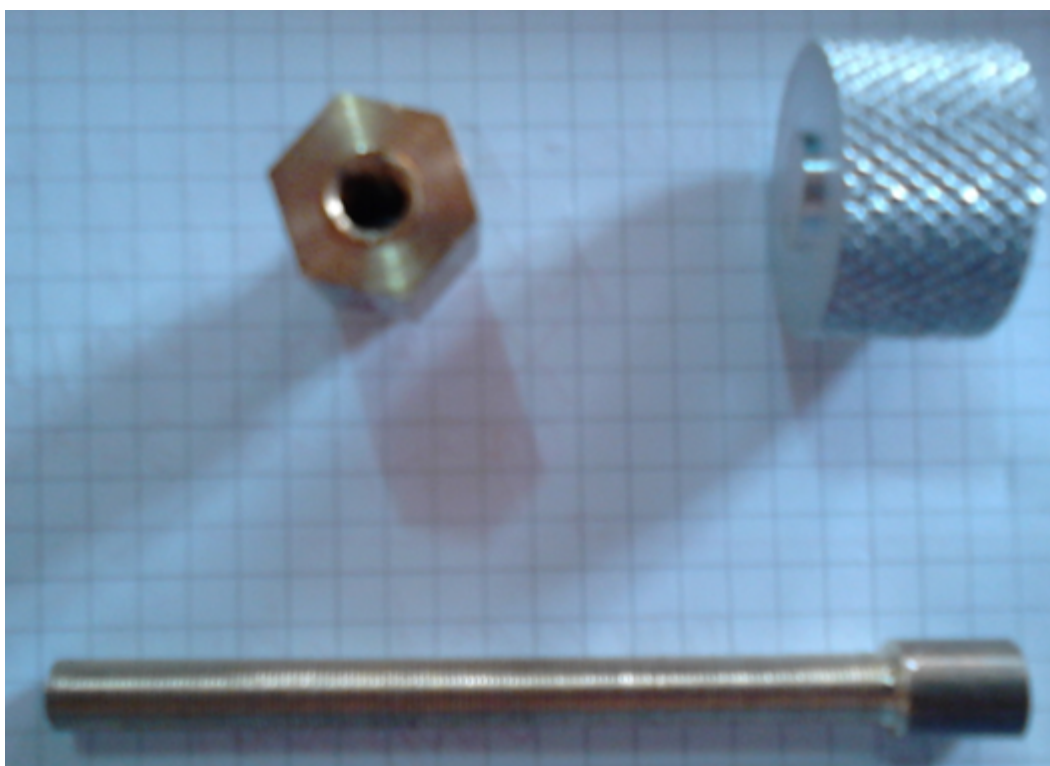


Figura 27. Tornillo micrométrico de bronce con paso de medio milímetro (parte inferior) sin la terminación de aluminio moleteada (extremo superior derecho) y tuerca hexagonal de media pulgada con rosca interna de medio milímetro (extremo superior izquierdo)

Finalmente, para poder acoplar el dispositivo a la camilla del acelerador lineal, se construyó un indexador trabajando una planchuela de 1 ¼ pulgada de ancho y 5/16 pulgada de espesor que se esmeriló en su lateral para dejarla de 30 mm de ancho. Luego se le soldó en un extremo un tope en forma de ángulo recto realizado con una planchuela de cinco mm de espesor y 30 mm de ancho como se muestra en la figura 28. En el otro extremo de la planchuela se realizó una perforación a una distancia de 12,5 mm del borde para roscar y colocar un tornillo M8 que sujetaría otro tope a manera de corredera. Este sistema permitiría fijar la planchuela firmemente a la camilla. Se anexan los planos “WL-P04” y “WL-P05” del indexador y su correspondiente tope, ambos ubicados en el Apéndice A.



Figura 28. Planchuela con tope soldado en un extremo (parte inferior) y tope móvil junto a su tornillo M8 (parte superior)

Sobre este indexador se montó la pieza que se observa en la figuras 29. Se trata de una placa de aluminio con una ranura realiza con fresadora para alojar a la planchuela antes descrita, pero debió terminar de suplementarse la profundidad necesaria pegando con silicona una goma de cuatro mm de espesor porque no se pudo terminar de fresar la pieza. Además, en esta pieza de aluminio se efectuaron cinco perforaciones para tornillos M4 que sujetarían el dispositivo a la base de aluminio y dos perforaciones roscadas para tornillos M8 que fijan la base de aluminio a la planchuela que se sujeta a la camilla. Se adjunta el plano “WL-P03” de dicha base en el Apéndice A.



Figura 29. Base de aluminio: a) vista superior con un añadido de goma para cubrir un faltante de material y b) vista inferior con la goma negra de cuatro mm para suplementar.

Se utilizó un resorte de 50 mm de longitud (diez espiras activas), con un diámetro interior de 8 mm y alambre de 1.5 mm de diámetro. Se seleccionó el resorte en base a la dureza que se requería para eliminar el juego entre piezas y para mantener el deslizador en contacto con el tornillo micrométrico.

3.3.4 Proceso de ensamblaje.

Una vez mecanizadas todas las piezas se procedió a cortar seis varillas de ocho milímetros de diámetro y 95 mm de largo que funcionarían como guías para los rodamientos lineales. A continuación, se procedió a diagramar el ensamble del dispositivo como se muestra en el plano de conjunto “*Dispositivo Winston Lutz*” del Apéndice A. En dicho plano se distinguen tres subconjuntos que representan los movimientos a lo largo de los ejes X, Y y Z.

Primero se explica el armado del subconjunto que contiene el sistema de fijación a la camilla y la plataforma que realiza los deslizamientos a lo largo del eje X, luego se monta la plataforma Y y la plataforma Z con su soporte vertical y puntero.

3.3.4.1 Subconjunto de Movimiento en X.

Primero se procedió a ensamblar la plataforma X como se indica en los planos de ensamble “*WL-MLX-E01*” y “*WL-MLX-E01/1*” del Apéndice A. Estos planos de montaje se corresponden con el armado de la base de la plataforma y del deslizador, respectivamente.

Una vez ensamblada la plataforma, se puede seguir el orden de montaje mostrado en el plano de montaje “*WL-MLX*” del citado Apéndice.

3.3.4.2 Subconjunto de Movimiento en Y.

Para ensamblar la plataforma que permitirá los desplazamientos en el eje Y, es decir, de manera perpendicular a la plataforma X que se ensambló en el paso anterior, se debe proceder de manera similar ensamblando el deslizador como se explicó previamente para luego seguir el orden indicado en el ensamble “*WL-MLY*” del Apéndice A.

3.3.4.3 Plataforma Z.

Para armar la plataforma Z, se ensambló el deslizador como se explicó anteriormente pero acoplando el puntero según como se muestra en el ensamble “*WL-MLZ*” del Apéndice A.

Para lograr que los desplazamientos se den de manera vertical con respecto a las dos plataformas previamente ensambladas, se usó el soporte en “L”. Para ensamblar completamente la plataforma Z se deben seguir los pasos del ensamble “*WL-MLXYZ*” del Apéndice A.

3.3.4.4 Base de aluminio y planchuela.

Una vez que se ensambló el dispositivo (dispositivo WL), se procedió a fijarlo a la base para camilla y planchuela según lo muestra el ensamble “*Final*” del Apéndice B.

3.4 Realización del Test de Winston Lutz en el HO

Una vez ensamblado el dispositivo, se montó el mismo sobre la camilla del acelerador lineal y, con ayuda de los tornillos micrométricos y el desplazamiento de la camilla, se posicionó el puntero centrándolo en el punto de intersección de los láseres del acelerador lineal, como puede observarse en las figuras 30, 31 y 32.



Figura 30. Maniquí alineado con los láser del búnker del linac del HO (vista lateral).

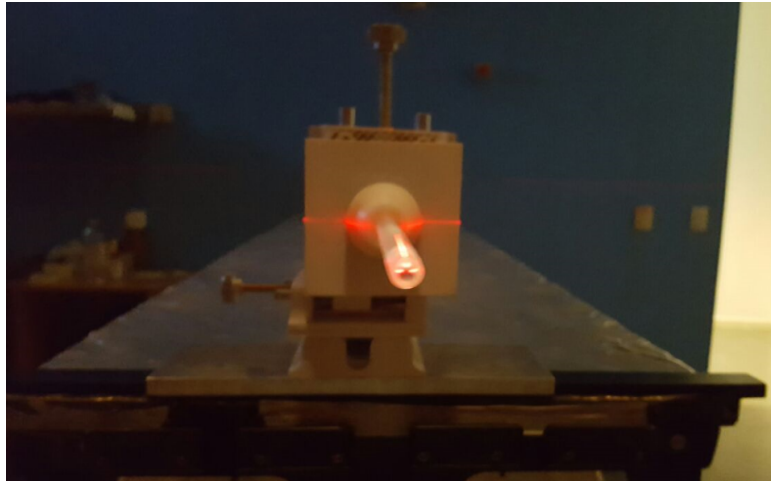


Figura 31. Maniquí alineado con los láser del búnker del linac del HO (vista frontal).



Figura 32. Vista del conjunto maniquí - acelerador lineal Siemens "ARTISTE" (búnker HO).

La operación descrita anteriormente se realizó tanto con el capuchón con la esfera de plomo como con el que poseía la esfera de bronce, en ambos casos se tomaron las imágenes portales que se observan en las figuras 33 y 34 con el gantry a 0° con el fin de, a partir del análisis de éstas, poder seleccionar la esfera a utilizar en el Test.

Como se percibe, el capuchón que contiene la esfera de plomo produjo una mayor atenuación que el capuchón que contiene la esfera de bronce, obteniéndose una imagen donde la intensidad del capuchón difiere en menor medida de la esfera. A partir de estas imágenes se realizaron medidas manuales de las mismas utilizando las herramientas de medición presentes en ImageJ.

Mientras que el disco producido por la esfera de bronce se observa como un círculo de 6,42 mm de diámetro, el producido la esfera de plomo se observa como una elipse con un eje mayor de 8,03 mm y eje menor de 7,49 mm, siendo en ambos casos las discrepancias mayores a las tolerancias de las esferas. Estas discrepancias pueden ser atribuidas a los artefactos producidos por la dispersión por efecto Compton. Habiéndose cumplido las predicciones teóricas respecto al comportamiento del plomo y bronce con fotones de megavoltaje, se eligió trabajar con la esfera de bronce debido a que las discrepancias con ésta fueron menores.

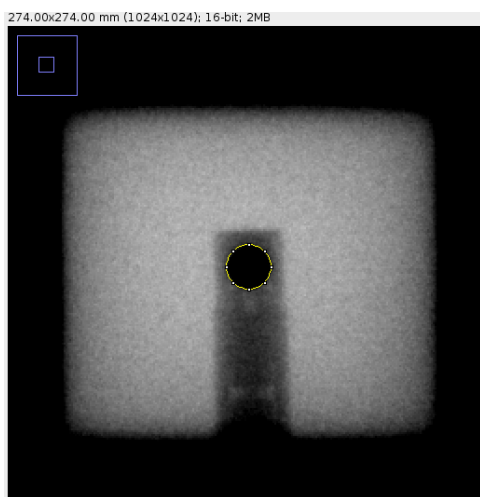


Figura 33. Acercamiento al campo. Imagen tomada con puntero con esfera de bronce donde se aprecia la medición manual del disco en amarillo.



Figura 34. Acercamiento al campo. Imagen tomada con puntero con esfera de plomo donde se aprecia la medición manual del disco en amarillo.

Con el fin de contar con suficientes imágenes que permitieran no sólo la implementación de una rutina de análisis de las imágenes, sino también la validación de la misma, se tomaron 20 imágenes con el gantry a 0° y 20 imágenes con el gantry a 90° con el objetivo de poseer al menos 20 mediciones de cada coordenada para obtener una estimación de la incertidumbre propia del sistema. La elección de tomar las imágenes en 0° y 90° , en vez de a lo largo de los 360° , fue motivada por la intención de lograr la mayor independencia de las estimaciones de la incertidumbre vinculada a posibles caídas que se produjeran en el gantry a 180° y 270° . Por último se tomó una imagen con el gantry a 180° y otra con el mismo a 270° con el fin de poder realizar un Test WL completo para el acelerador “ARTISTE” del HO.

3.5 ImageJ

ImageJ es una herramienta para el procesamiento y análisis de imágenes escrita en java y desarrollada por el NIH (National Institutes of Health).

Entre sus características destacan:

- Dominio público, que implica que tanto su adquisición como actualizaciones no representan costo alguno.
- Multiplataforma debido a su implementación en java, lo que permite que corra sobre JVM en entornos Windows, Linux, Mac Os, Mac Os X y Sharp Zaurus PDA.
- Adición de plugins y macros gravables (macroinstrucciones) usando herramientas proporcionadas por las librerías de tratamiento de imágenes de ImageJ.
- Lectura de múltiples formatos (TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS y RAW), lo que permite procesar imágenes RGB de 8, 16, 24 o 32 bits.
- Manipulación de pilas de imágenes en 3, 4 o 5 dimensiones.
- Utilización de multiproceso paralelizado.

3.5.1 Macros.

Un macro es una pequeña porción de código que contiene la secuencia de operaciones realizadas a una imagen de modo tal que estas puedan ser almacenadas y ejecutadas en cualquier momento con el fin de conseguir reproducibilidad en los métodos utilizados o automatizar el procesamiento de múltiples imágenes.

La instalación de un macro puede ser llevada a cabo a partir de la opción *install* en el submenú *Macros* del menú *Plugin* a partir de un archivo de texto con extensión “.ijm” que puede ser desarrollado por el usuario mismo mediante las herramientas de desarrollo incluidas en ImageJ u obtenido mediante otro método como ser de la librería de macros de la comunidad de usuarios (<http://rsbweb.nih.gov/ij/macros/>). Para ejecutar un macro se puede elegir el mismo del submenú *Macros* como se muestra en la figura 35.

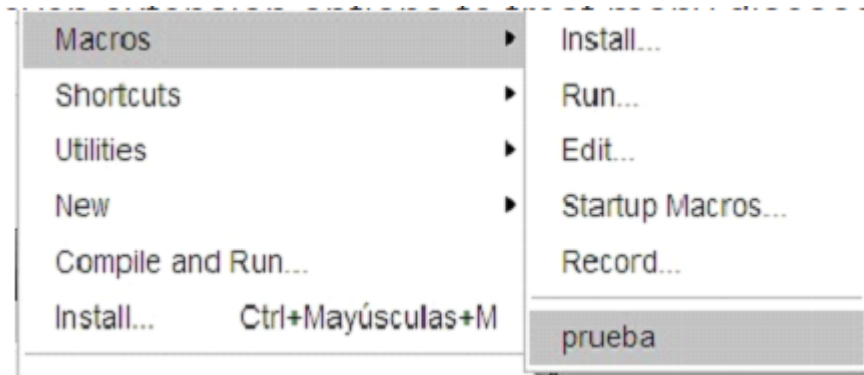


Figura 35. Ruta de acceso para ejecutar un macro en ImageJ.

El desarrollo de macros para ImageJ puede realizarse mediante dos vías:

1. La más sencilla consiste en grabar un macro mediante la herramienta “*Récord*” en el submenú “*Macros*” del menú de plugins. En la figura 36 se muestra la ventana que se abre donde se puede asignar un nombre al macro. En esta ventana se comienzan a grabar todas las operaciones realizadas en forma de instrucciones.

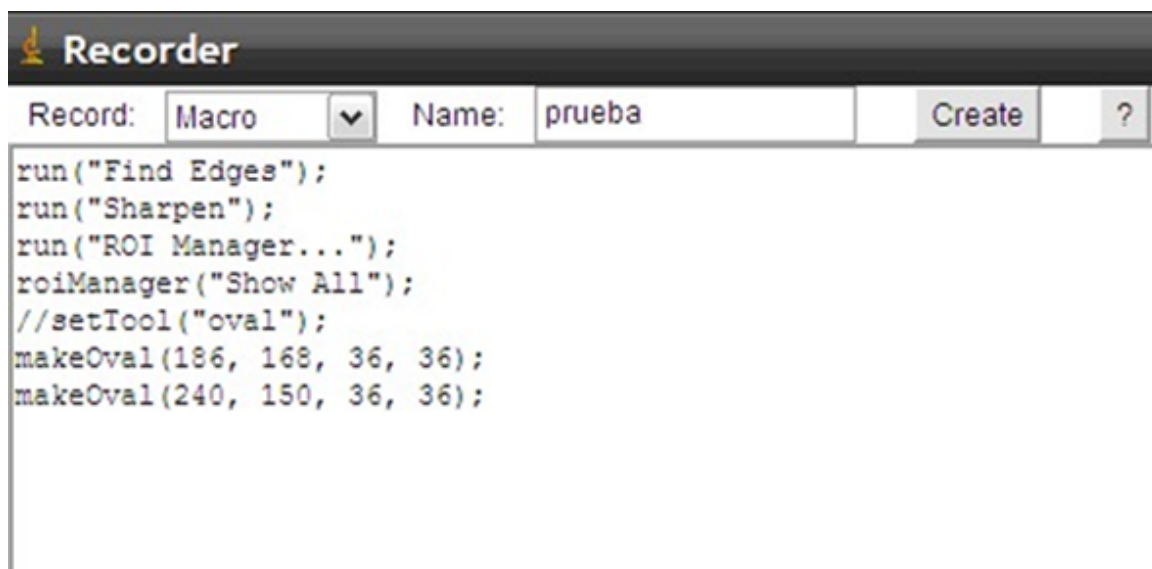


Figura 36. Ventana “*Recorder*” para grabar macros en ImageJ.

2. Utilización de la sintaxis de lenguaje macro de ImageJ. Este lenguaje presenta posibilidades mucho más amplias, teniendo funciones de control, de repetición e implementación de interfaces entre otras muchas funciones. Una detallada descripción de las sentencias, puede consultarse en <https://rsb.info.nih.gov/ij/developer/macro/macros.html>

Si bien el segundo método posee una gran versatilidad para el desarrollo de macros, el primero presenta la ventaja de no requerir un usuario versado en la sintaxis del lenguaje ni en el desarrollo de código. Un flujo de trabajo típico puede consistir en grabar las funciones básicas mediante la herramienta “*Récord*” para luego a partir de esta estructura básica modificar mediante el uso de lenguaje macro de ser necesario.

3.5.2 Plugins.

Mientras que los macros poseen como principal ventaja la capacidad de automatizar procesos complejos sin la necesidad de poseer una vasta experiencia en programación, estos se encuentran limitados por las capacidades originales de ImageJ. Una característica de ImageJ es su capacidad de personalización y ampliación de utilidades, siendo los plugins una herramienta fundamental para dicha característica.

Los plugins consisten en un archivo binario de java .class que son ejecutados mediante la JVM y mediante estos se pueden ampliar las utilidades de ImageJ haciendo uso de todas las capacidades de Java y las bibliotecas disponibles para el mismo.

La instalación de plugins consiste solamente en copiar el archivo .class al directorio Plugins dentro de la carpeta de ImageJ, para que sean añadidos al menú luego de iniciar la aplicación.

El desarrollo de plugins para ImageJ se realiza haciendo uso del Java Development Kit y de la API suministrada por ImageJ, pudiéndose a su vez llamar a cualquier otra librería java. Una

descripción detallada de las clases y funciones de la API puede ser consultada en la documentación de la misma en <https://imagej.nih.gov/ij/developer/api/index.html>.

3.6 Implementación de la rutina en ImageJ

Para el análisis de las imágenes se desarrolló una rutina en el software ImageJ y la misma fue implementada mediante un macro. Dicha rutina debía permitir la localización de los centroides del campo y del disco producido por la esfera en la imagen de modo tal que a partir de estos datos se pudiesen estimar los desplazamientos entre ambos centroides y presentarlos al usuario, además de permitir estimar el error cometido en la estimación. La rutina implementada (La misma puede ser consultada en el Apéndice B del presente trabajo) puede dividirse en las etapas presentadas en el diagrama de bloques de la siguiente figura:

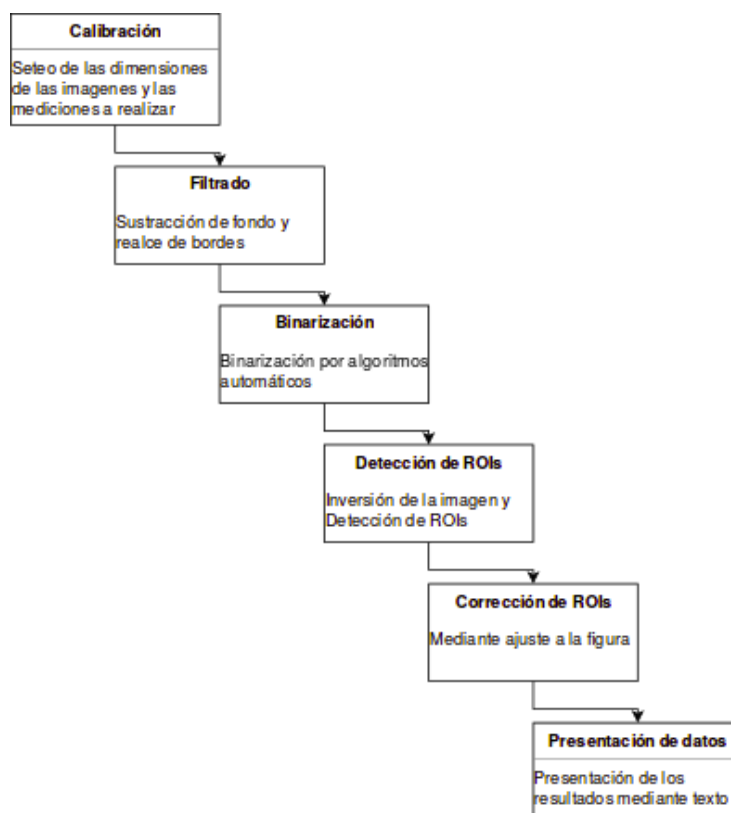


Figura 37. Diagrama de bloques de la rutina implementada para el análisis de las imágenes.

3.6.1 Calibración

Con el fin de obtener todos los resultados en milímetros se configuró la unidad de medida de las imágenes con la opción “*properties*” del menú “*image*” utilizando las medidas de pixel entregadas por el EPID utilizando la resolución elegida como se observa en la siguiente figura.

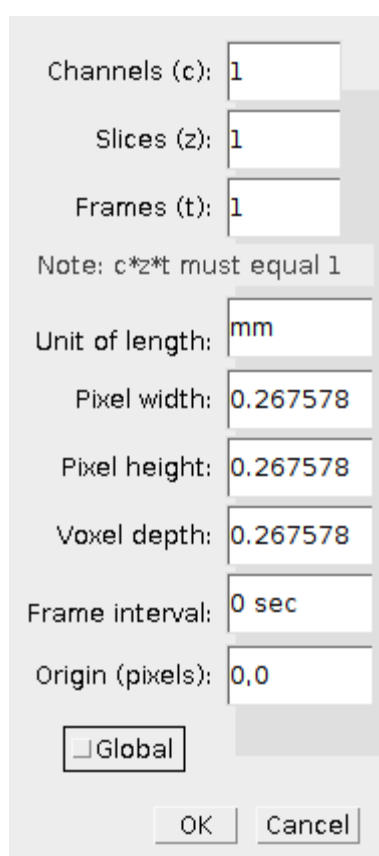


Figura 38. Calibración de la imagen en milímetros.

Durante esta etapa también se setearon las mediciones a realizar (centroide y área) en la opción “*Set Measure*” del menú “*Analysis*”.

3.6.2 Filtrado

Una vez calibradas las imágenes fue necesario procesar las imágenes con el fin de poder analizar las mismas posteriormente. Para esto se filtraron las imágenes con los objetivos de reducir ruidos en la misma como así también realzar bordes para una detección más precisa. Debido a que los filtros para la reducción de ruido tienden a difuminar en mayor o menor medida los bordes, se buscó evitar su utilización, como alternativa se utilizó la opción de sustracción de fondo, asumiendo de que si existe ruido en el fondo el mismo puede ser reducido durante la operación. En la figura 39 pueden observarse los parámetros seleccionados para la operación de “*Subtract Background*” que se encuentra en el menú de “*Process*”. Los objetos a detectar son el disco y el campo mismo, sabiendo que este último tiene 60 mm de arista, y conociendo el tamaño del píxel se pudo estimar que su diagonal posee 224 píxeles, por lo que se seleccionó un radio de 230. Con el fin de obtener mejores resultados, se utilizó un paraboloides en vez de una esfera y se deshabilitó el suavizado para evitar posibles difuminados de los bordes. En la figuras 40 y 41 se observan los histogramas de la imagen antes y luego del proceso, este último acompañado del resultado obtenido.

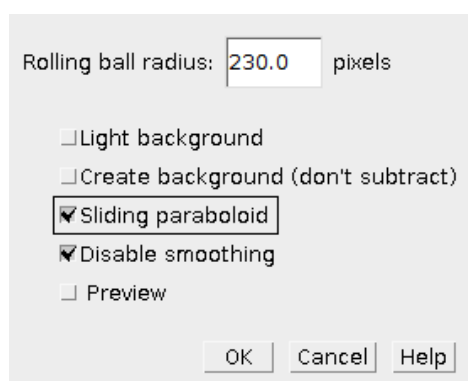


Figura 39. Opciones dentro de la opción de “*Subtract Background*”.

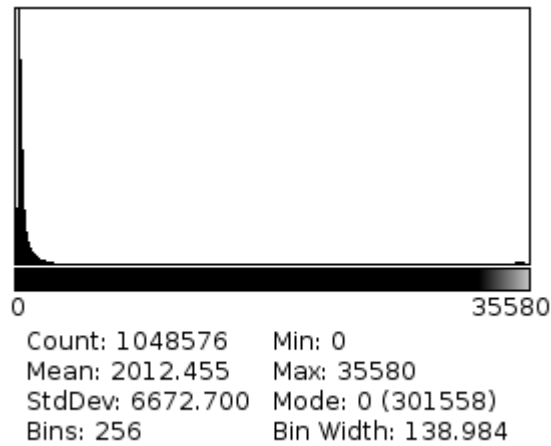


Figura 40. Histograma de la imagen cruda.

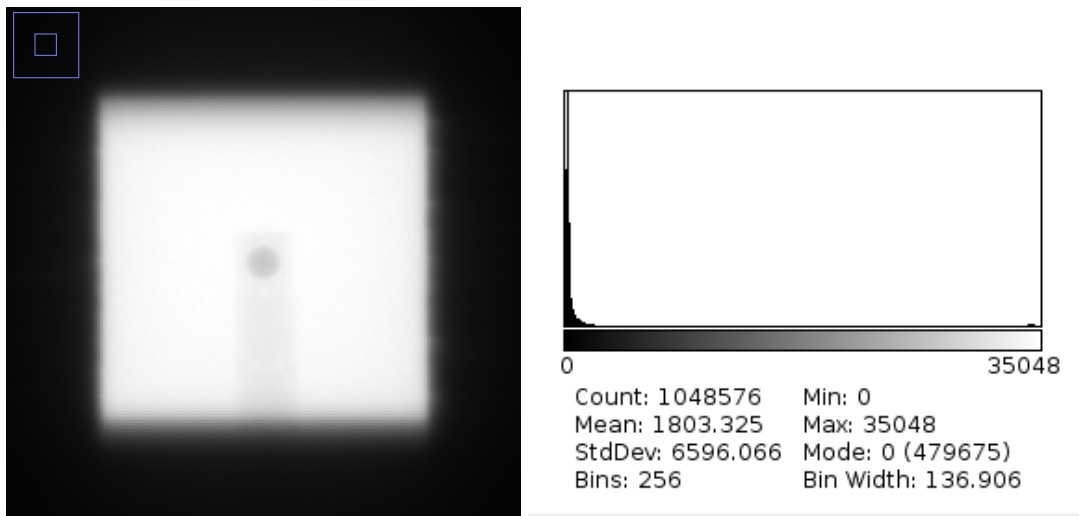


Figura 41. Ampliación de la imagen luego de la sustracción de fondo, se observa a la derecha el histograma de la imagen procesada.

Como se observa, existe una ligera reducción tanto en la desviación estándar como en el ancho de los intervalos del histograma debido a un aumento en la concentración de los niveles de grises entre la imagen sin procesar y la imagen posterior a la sustracción de fondo, este efecto puede ser asociado con una reducción del ruido de la imagen. Luego de este último proceso, fue necesario

resaltar los bordes de la imagen, con el fin de obtener una mejor precisión en la posterior detección de los objetos, para eso se utilizó la opción “*find edges*” del menú “*process*”; dicha opción utiliza un filtro sobel para estimar las derivadas en la dirección “x” e “y”, luego produce una imagen combinando ambas imágenes mediante el cálculo de la norma euclidiana. En la siguiente figura se observa el resultado obtenido:

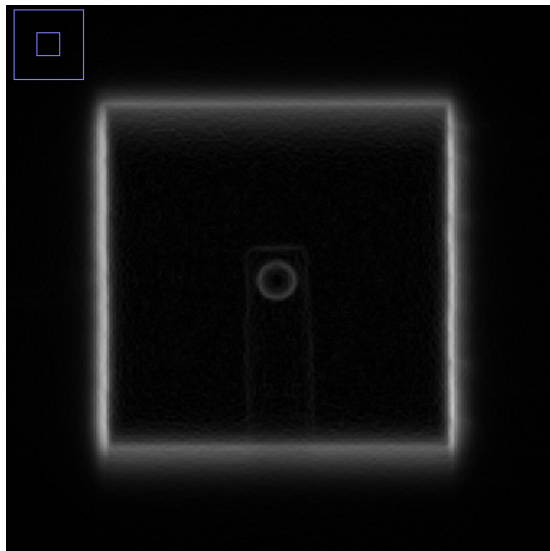


Figura 42. Ampliación de la imagen resultante del proceso de realce de los bordes.

3.6.3 Binarización

Luego de detectar los bordes se decidió eliminar el borde del puntero con el fin de dejar solo los elementos a detectar en la imagen, para esto se aprovechó la baja atenuación del acrílico, decidiendo realizar un proceso de binarizado para eliminarlo. Para la selección del mejor método de umbralizado se aprovechó la opción disponible en ImageJ para la generación de una imagen compuesta por los resultados aproximados de todos los métodos de umbralizado automático. Con la imagen final del proceso anterior y mediante un análisis visual de los resultados se optó por el método de Otsu, concluyendo en la siguiente figura cuando se define como parámetro “*White objects on black background*”:

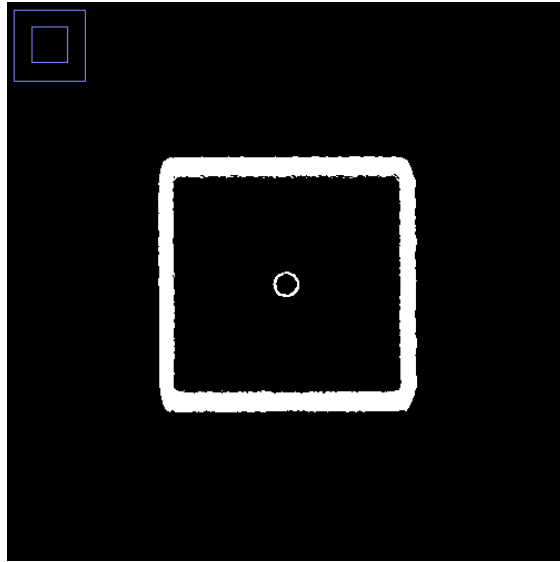


Figura 43. Acercamiento a la imagen resultado del proceso de binarización por el método de Otsu

3.6.4 Detección de ROIs

Logrando aislar los objetos a detectar, se dispuso a definir las ROIs. Para esto fue necesaria una inversión (opción dentro del menú “*Edit*”) de los píxeles de la imagen binaria para obtener píxeles negros sobre un fondo blanco, para lograr una correcta detección por la herramienta de análisis de partículas de ImageJ. Con la imagen ya preprocesada se dispuso a definir las ROIs con la herramienta “*Analyze Particles*” del menú “*Analyze*” definiendo como parámetro partículas con un área mayor a 2 mm^2 con el fin de evitar la detección de píxeles sueltos. En la siguiente figura se observan los parámetros ingresados.

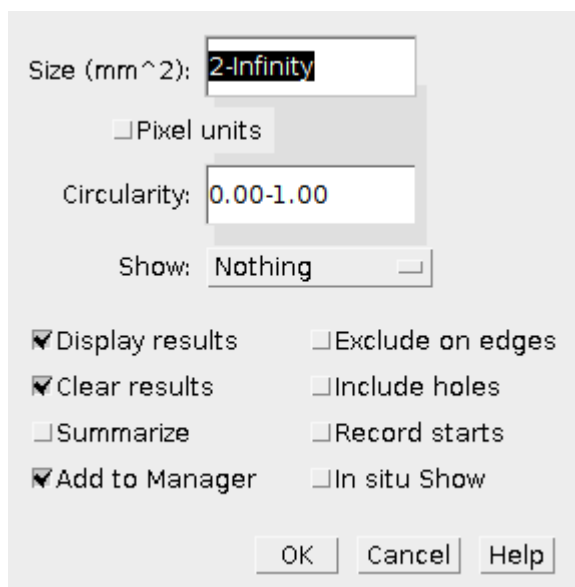


Figura 44. Parámetros para la detección de ROIs

Como se observa en la siguiente figura se definen las ROIs “campo” y “esfera” siendo esta última la región en forma de disco con un área reducida respecto a la del campo.

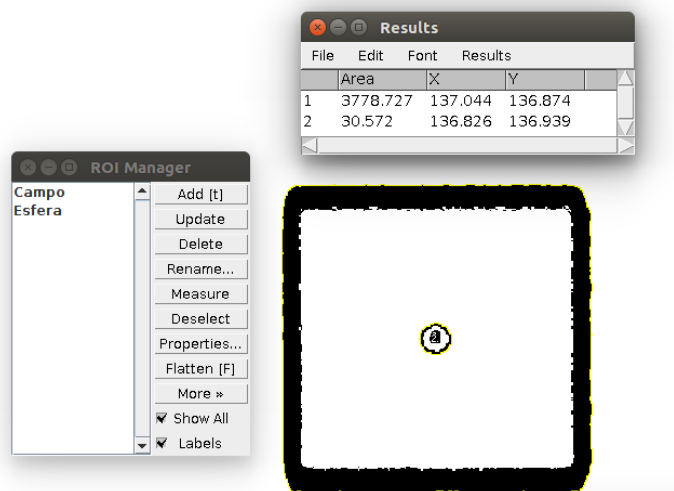


Figura 45: Definición de ROIs

3.6.5 Corrección de ROIs

Aprovechando la certeza de que los objetos a detectar poseen geometría rectangular y circular, se optó por ajustar las regiones obtenidas a dichas geometrías como un método de corrección de los posibles errores cometidos. Para realizar estos ajustes se utilizaron las opciones del submenú “*Selection*” dentro del menú “*Edit*”: “*Fit Circle*” para ajustar al mejor círculo del disco y la opción “*To Bounding Box*” para encontrar el rectángulo que encierra al campo detectado. Realizadas estas correcciones se repitieron las mediciones de área y centroides. En la siguiente figura se observan los resultados del proceso descrito.

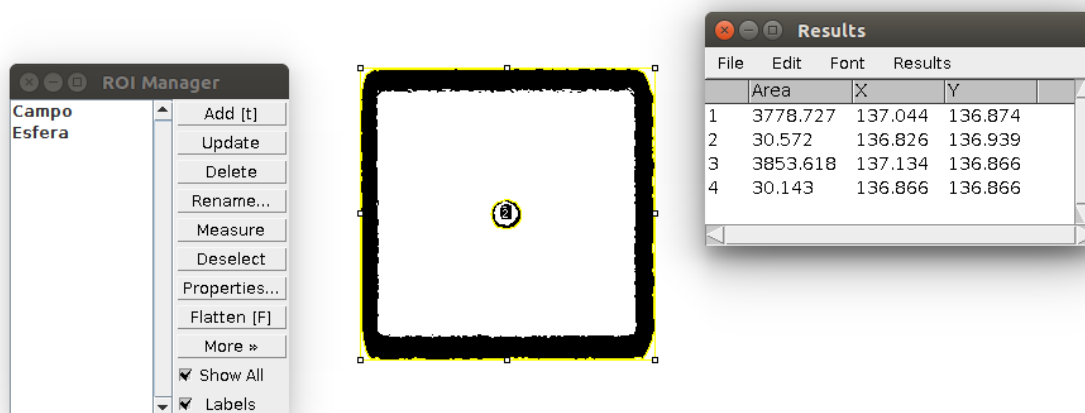


Figura 46: Mediciones realizadas con Ajustes geométricos de las ROIs

Como se analizará en la sección 4.2.2, el proceso anteriormente descrito resulta en la mayoría de los casos suficiente para la estimación del centroide con una certeza aceptable para los fines perseguidos, pero el mismo resulta insuficiente en un conjunto minoritario de las imágenes (7,14% de las imágenes tomadas). Esto último fue detectado durante la validación del método, y realizando un análisis visual de las imágenes se observó que durante los procesos de realce de borde

y binarización las ROI del disco obtenido se encuentra truncada en su frontera como se observa en la siguiente figura:

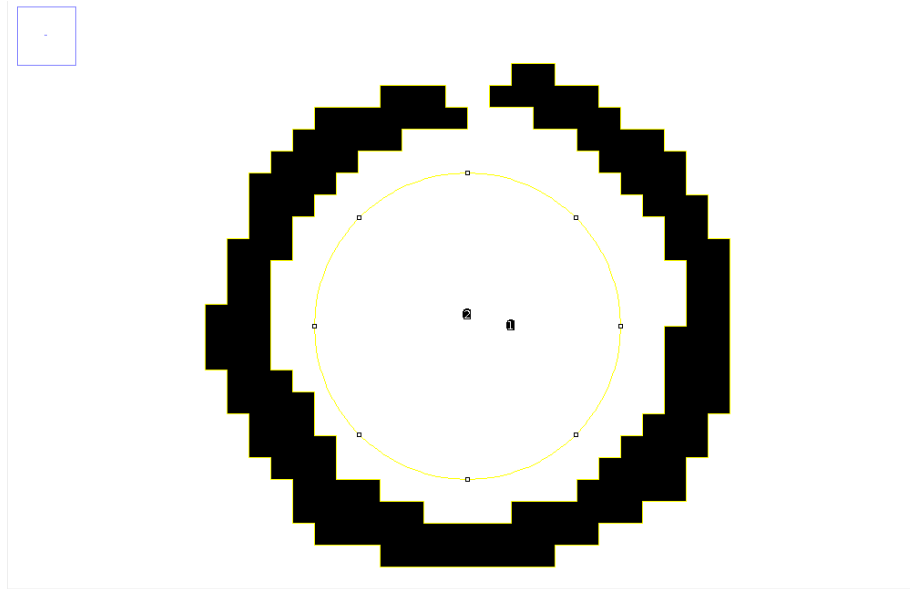


Figura 47: Error en la conformación de la ROI del disco.

El efecto producido por este error es que al realizarse el ajuste a un círculo, el mismo es de menor tamaño que la ROI original, y se encuentra exactamente centrado en el mismo punto que está, con un área igual a la reportada antes de ser ajustada (siendo esta área la producida por los pixeles en negro y no la encerrada por la ROI). Para solventar este inconveniente se implementó, utilizando el lenguaje macro de ImageJ, una sentencia condicional (sentencia **If**) de modo tal que en caso de que el área antes de ajustar a una circunferencia coincidiese con el área luego de ajustar, se aplicase una operación morfológica de cierre de modo tal de cerrar la frontera de la ROI, para luego de esto, volver a utilizar la herramienta de “*Analyze Particles*” para detectar nuevamente el disco, y luego volver a ajustarla a un círculo para su medición.

3.6.6 Presentación de datos

Finalizado el procesamiento de las imágenes y de las ROIs, se dispuso a presentar los datos mediante un informe generado por la misma rutina que presentase ya no la las posiciones del centroide del campo, si no de los desplazamientos del isocentro radiante respecto al mecánico acompañados de un estimador de la incertidumbre en dichas mediciones, además de una fecha de realización del test, el archivo imagen utilizado y las angulaciones de gantry y camilla del acelerador. Haciendo uso del lenguaje macro se obtuvieron los valores de la ventana “Results” de ImageJ utilizando el comando **getResult** se calcularon los desplazamientos del isocentro radiante como:

$$Dx = Xcampo_{\text{corregido}} - Xdisco_{\text{corregido}} \quad (30)$$

$$Dy = Ycampo_{\text{corregido}} - Ydisco_{\text{corregido}} \quad (31)$$

Por motivos que pueden consultarse en la sección 4.2.2, el estimador de la incertidumbre que se utilizó fue:

$$\epsilon X_{\text{campo}} = \left| Xcampo_{\text{corregido}} - Xcampo_{\text{sin corregir}} \right| \quad (32)$$

$$\epsilon Y_{\text{campo}} = \left| Ycampo_{\text{corregido}} - Ycampo_{\text{sin corregir}} \right| \quad (33)$$

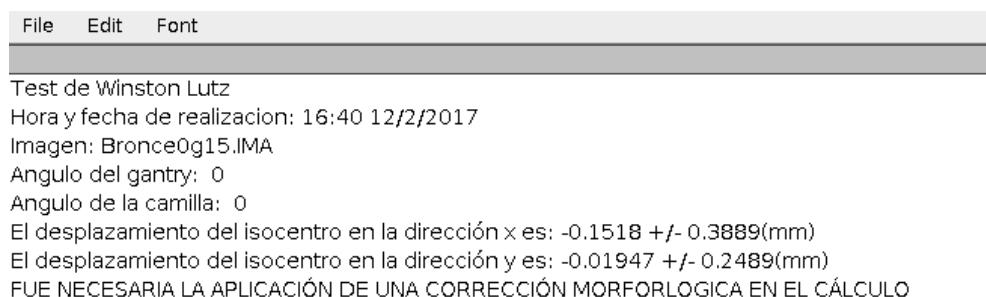
$$\epsilon X_{\text{disco}} = \left| Xdisco_{\text{corregido}} - Xdisco_{\text{sin corregir}} \right| \quad (34)$$

$$\epsilon Y_{\text{disco}} = \left| Ydisco_{\text{corregido}} - Ydisco_{\text{sin corregir}} \right| \quad (35)$$

$$E_x = \epsilon X_{\text{campo}} + \epsilon X_{\text{disco}} \quad (36)$$

$$E_y = \epsilon Y_{\text{campo}} + \epsilon Y_{\text{disco}} \quad (37)$$

Los datos de la imagen utilizada y la fecha de realización del test se obtuvieron a partir de los comandos **getTitle** y **getDateAndTime** (teniéndose en cuenta que los meses se numeran a partir de 0), mientras que los datos de la angulación del gantry y de la camilla se extraen de a partir de las cabeceras del archivo DICOM utilizando el comando **getInfo** y los códigos hexadecimales de la etiqueta: Para el caso de la angulación de la camilla (300A, 0122) y (300A,011E) para la angulación del gantry. Por último utilizando el comando **print** se imprimieron en pantalla los resultados a través de la venta “Log” de ImageJ como se observa en la siguiente figura:



```
File Edit Font
Test de Winston Lutz
Hora y fecha de realizacion: 16:40 12/2/2017
Imagen: Bronce0g15.JMA
Angulo del gantry: 0
Angulo de la camilla: 0
El desplazamiento del isocentro en la dirección x es: -0.1518 +/- 0.3889(mm)
El desplazamiento del isocentro en la dirección y es: -0.01947 +/- 0.2489(mm)
FUE NECESARIA LA APLICACIÓN DE UNA CORRECCIÓN MORFORLOGICA EN EL CÁLCULO
```

Figura 48. Ventana “Log” con los datos y resultados del test

Se observa que en caso de haber sido necesaria la aplicación de una operación morfológica, el informe reporta dicha información al físico médico.

Los resultados así presentados pueden ser guardados en formato .txt o impresos para permitir un seguimiento de los controles de calidad efectuados.

Capítulo 4 Resultados

4.1 Maniquí

Al cabo de unas semanas, que consistieron en diseñar y en obtener las piezas, se logró finalmente ensamblar un dispositivo como el que se observa en la figura 49.

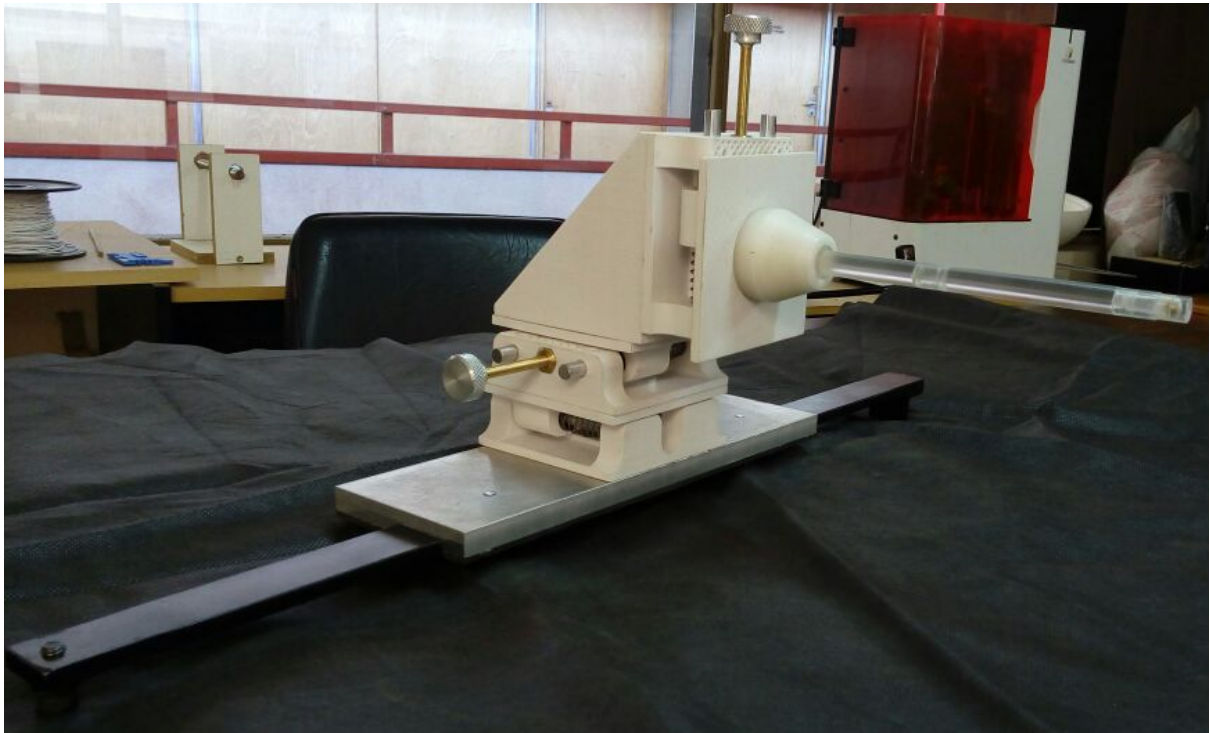


Figura 49. Dispositivo final

Si bien el tiempo empleado en este Proyecto Integrador fue del orden de las semanas en lo referido a construcción del dispositivo, debido a constantes revisiones que se realizaron para mejorar el modelo, una vez que se obtienen los archivos .stl para efectuar la impresión 3D sólo se requiere de 23 horas de impresión y un par de horas extra para ensamblar el conjunto en su

totalidad. Esto permite contar con un dispositivo que puede estar listo de un día para el otro si se cuenta con una impresora 3D.

En lo referido a movimiento, se logró construir un dispositivo capaz de desplazarse a lo largo de los tres ejes coordenados según los planos coronal, axial y sagital del paciente con una precisión dada por los tornillos del orden del medio milímetro por cada vuelta. Los dispositivos equivalentes a este diseño que se encuentran en el mercado están equipados con micrómetros, éstos cuentan con un ajuste grueso y un ajuste fino. El ajuste grueso suele ser un valor comprendido entre 0.1 mm y 0.5 mm, mientras que el ajuste fino está comprendido entre los 10 μ m a 25 μ m. Según esta información, nuestro dispositivo estaría equipado con un tornillo para ajuste grueso dado que no se utilizó un micrómetro sino un tornillo hecho especialmente con una tarraja de medio milímetro de paso. A los fines prácticos de posicionar el objetivo en la sala del acelerador lineal del HO para obtener las imágenes se usó como ajuste grueso el desplazamiento de la camilla que es de 1 milímetro, mientras que los tornillos del dispositivo se utilizaron como ajuste fino para centrar el blanco con los láseres de la sala. El ajuste propio del dispositivo es suficiente para pasar los requerimientos de la práctica de radiocirugía.

Los costos implicados en el desarrollo de este dispositivo representan aproximadamente el 20% del costo de un dispositivo desarrollado por una empresa especializada. Como mejora al proyecto, podrían reemplazarse los tornillos por micrómetros que tengan una resolución de 0.01 mm para así estar en los órdenes de precisión que manejan estas empresas. Dicha modificación implicaría elevar los costos de construcción entre un 7% a un 10%, lo cual se traduciría en un dispositivo de prestaciones similares a las de empresas extranjeras pero con un costo mucho menor (alrededor de 70% a 73% menos).

Se debe aclarar que este dispositivo no es apto para comenzar a utilizarse en tratamientos formales porque no cuenta con la aprobación de las regulaciones vigentes como las de ANMAT para tal fin.

4.2 Validación de la rutina de cálculo

A partir de una muestra conformada por imágenes tomadas a 0° , 90° , 180° y 270° se calcularon las distancias entre isocentros mediante aplicación del Teorema de Pitágoras. Se procedió de esta manera debido a que la rutina implementada en ImageJ reporta las componentes ortogonales de la distancia entre el centroide del campo y del disco.

Una vez obtenida la distancia entre centroides, se aplicaron ecuaciones de la Teoría de Errores (Apéndice C) para estimar la incertidumbre que determina el intervalo que puede contener a la medición verdadera.

Para validar los resultados obtenidos en el presente Proyecto Integrador con la rutina implementada en ImageJ, se compararon los mismos con aquellos arrojados utilizando dos métodos ya verificados:

- “*Winston Lutz Automatic Analyzer*”, aplicación desarrollada por Marc Morcos
- Análisis manual típico

Luego, se contrastaron los análisis estadísticos realizados a los resultados obtenidos con los tres métodos con el objeto de reflejar las ventajas del cálculo computacional sobre el manual, como así también para caracterizar la reproducibilidad de la rutina implementada.

4.2.1 Inferencia estadística de la incertidumbre

Para analizar los resultados nos basamos en interpretar la incertidumbre asociada al cálculo del centroide del campo y del centroide del disco. Esta incertidumbre está compuesta por la suma de las incertidumbres obtenidas a partir de las discrepancias que se generaron en las regiones de interés antes y después de ajustar dichas regiones a un cuadrado y un círculo.

En base a la teoría de errores, podemos estimar que la situación más desfavorable es que en la medición se sumen las incertidumbres asociadas a la determinación del centroide de campo y el centroide del disco. Por lo tanto se define como incertidumbre en la estimación del centroide del disco a:

$$\epsilon X_{campo} = \left| X_{campo\ corregido} - X_{campo\ sin\ corregir} \right| \quad (38)$$

$$\epsilon Y_{campo} = \left| Y_{campo\ corregido} - Y_{campo\ sin\ corregir} \right| \quad (39)$$

$$\epsilon X_{disco} = \left| X_{disco\ corregido} - X_{disco\ sin\ corregir} \right| \quad (40)$$

$$\epsilon Y_{disco} = \left| Y_{disco\ corregido} - Y_{disco\ sin\ corregir} \right| \quad (41)$$

$$E_x = \epsilon X_{campo} + \epsilon X_{disco} \quad (42)$$

$$E_y = \epsilon Y_{campo} + \epsilon Y_{disco} \quad (43)$$

Para llevar a cabo el análisis inferencial se tomó una muestra conformada por 42 pares de coordenadas (x,y) que relacionan el centroide del campo con el centroide del disco. En particular, esta muestra está conformada por 20 imágenes a 0° , 20 imágenes a 90° , una a 180° y una a 270° . El número de muestras se decidió en base a la posibilidad real de disponibilidad del equipo para tales fines; debido a esto, se decidió aumentar el tamaño de la muestra analizando la totalidad de la muestra con el objetivo de evaluar la incertidumbre introducida por la rutina al calcular las distancias entre isocentros independientemente de la angulación.

Durante un primer análisis de los resultados se observó que de 42 imágenes tomadas, existían tres mediciones en las que el algoritmo no podía ajustar la ROI perteneciente al disco a un círculo. Esto se debió a que dichos círculos no se encontraban cerrados por completo porque un pixel había sido borrado durante el proceso de umbralización. Con esta información se retroalimentó la rutina, implementando el procesamiento morfológico descrito en la sección

3.6.5 para luego repetir las mediciones en dichas imágenes y continuar con el análisis de la incertidumbre.

El primer paso ó fue calcular las medidas de posición, dispersión y forma de las variables “*Ex*” y “*Ey*” (incertidumbre asociada a la coordenada “*x*” y a la coordenada “*y*”).

	N	M [mm]	D.E [mm]	$\sigma(n-1)$ [mm ²]	Min [mm]	Max [mm]	Me [mm]	C.A	K
Ex	42	0,368	0,0522	0,0027	0,2452	0,483	0,3659	-0,0219	-0,076
Ey	42	0,184	0,0588	0,0035	0,079	0,3134	0,1758	0,3891	-0,7638

Tabla 5. Medidas resumen de las variables “*Ex*” y “*Ey*”

En base a las medidas de posición, en ambas muestras podemos observar una alta concordancia del valor de las medias con sus respectivas medianas, lo cual es un indicio de que ambas muestras podrían ajustarse a una distribución normal. Continuando con el análisis, la variable “*Ex*” presenta valores de asimetría y kurtosis próximos a cero, esto refuerza la hipótesis de que la muestra responde a una distribución normal; pero analizando la variable “*Ey*”, podemos inferir que se trata de una muestra con un sesgo hacia la izquierda debido al valor del coeficiente de asimetría y además se trata de una muestra platicúrtica en base a la información brindada por el valor de kurtosis.

Para visualizar mejor los resultados de las medidas resumen, se realizaron los histogramas para cada variable a los cuales se les ajustó una curva normal con motivo de contrastar nuestras hipótesis de normalidad con dicha curva de ajuste.

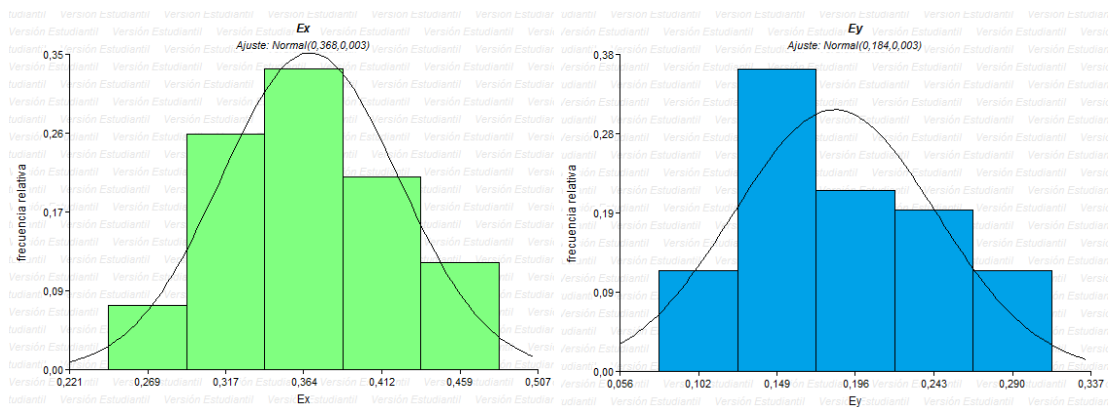


Figura 50. Histogramas variables “Ex” izquierda y “Ey” derecha.

Otra manera de visualizar las hipótesis planteadas es a través de un diagrama de caja para cada variable como el presentado a continuación.

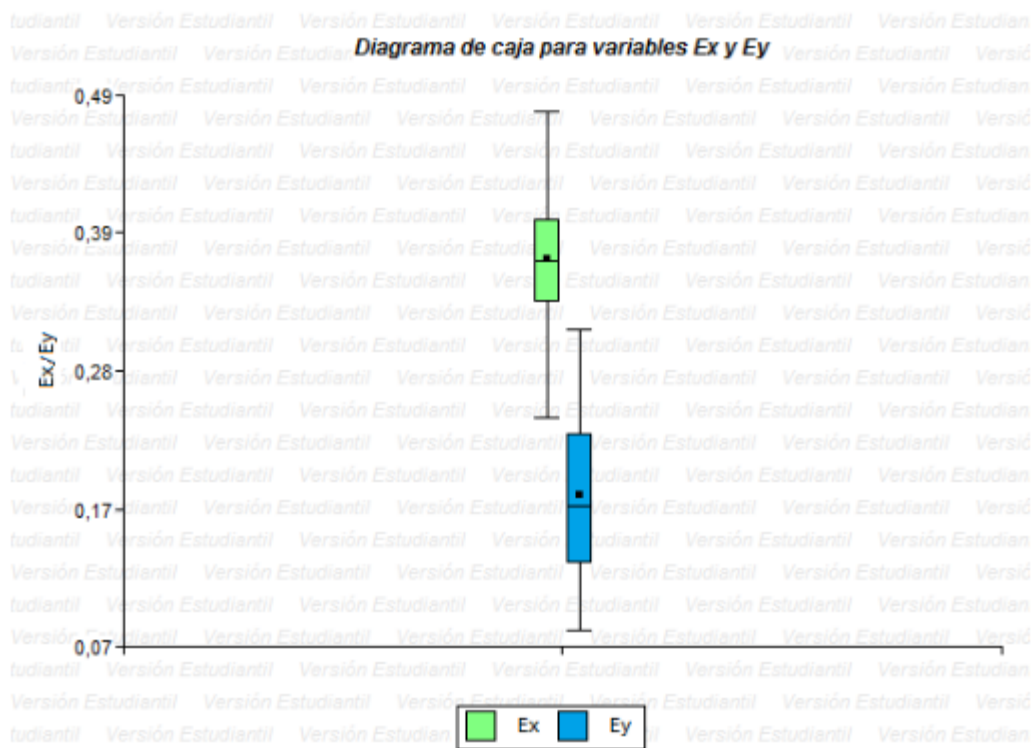


Figura 51. Diagrama de caja para variables “Ex” y “Ey”

Podemos observar que la distribución de “Ex” se encuentra más concentrada en torno a la media que la variable “Ey”.

Para comprobar las hipótesis de normalidad, se procedió a realizar el test de *Kolmogorov-Smirnov* con las siguientes hipótesis:

H_{0x}=La variable “Ex” se ajusta a una distribución normal (0,3680; 0,0027)

H_{1x}= La variable “Ex” no se ajusta a una distribución normal (0,3680; 0,0027)

Variable	Ajuste	Estadístico D	p-valor
“Ex”	N(0,368;0,0027)	0,0838	0,9294

Tabla 6. Resultados del test de *Kolmogorov-Smirnov* para la variable “Ex”

H_{0y}=La variable “Ey” se ajusta a una distribución normal (0,1840; 0,0035)

H_{1y}= La variable “Ey” no se ajusta a una distribución normal (0,1840; 0,0035)

Variable	Ajuste	Estadístico D	p-valor
“Ey”	N(0,184;0,0035)	0,1	0,8021

Tabla 7. Resultados del test de *Kolmogorov-Smirnov* para la variable “Ey”

Analizando los resultados suministrados por la prueba de *Kolmogorov* y teniendo en cuenta que se ha fijado un nivel de significancia de 0,1 para evitar el error tipo 2 (aceptar H₀ cuando ésta es falsa), podemos concluir que ambas variables se ajustan a una distribución normal ya que sus respectivos p-valor son mayores al nivel de significancia fijado.

Una vez comprobadas las hipótesis de normalidad para ambas variables, se procedió a determinar cuál podría ser la mayor incertidumbre cometida por el algoritmo mediante el cálculo de un valor a partir del cual los valores menores o iguales tuvieran una probabilidad de ocurrencia del 99%.

Para la distribución de la variable “Ex” se obtuvo que los valores de incertidumbre por debajo o iguales a 0,4888 mm tienen un 99% de ocurrencia. Se ilustra esto en el gráfico de densidad de probabilidad presentado a continuación.

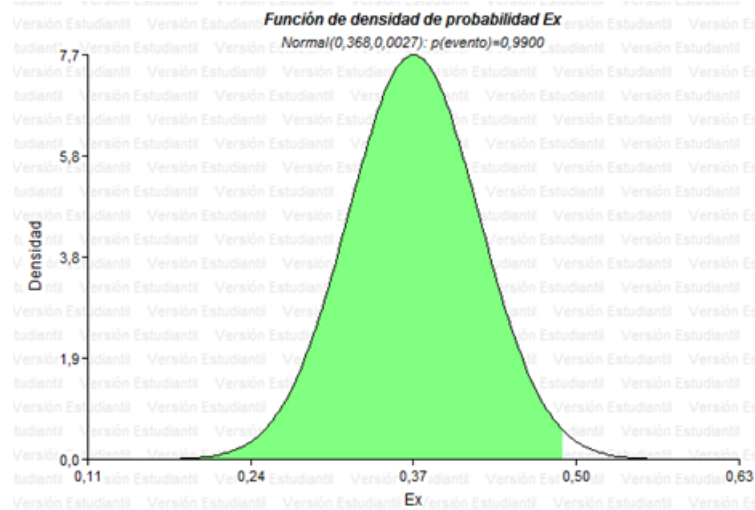


Figura 52. Función de densidad de probabilidad para variable “Ex”

De manera análoga se analizó la variable “Ey”. Para esta distribución se obtuvo que los valores de incertidumbre por debajo o iguales a 0,3216 mm tienen un 99% de ocurrencia. Se ilustra esto en el gráfico de densidad de probabilidad presentado a continuación.

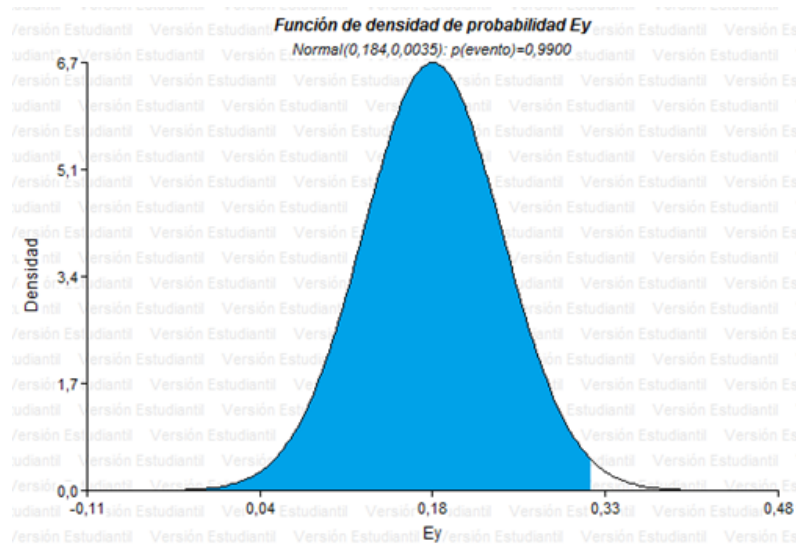


Figura 53. Función de densidad de probabilidad para variable “Ey”

En base a estos resultados y teniendo en cuenta el tamaño de píxel, el cual es de 0,2675 mm, podemos expresar que la incertidumbre máxima para cada variable son de dos pixeles, es decir, 0,5350 mm. Se toma este valor porque los valores obtenidos de 0,4888 mm y 0,3216 mm implican una incertidumbre subpixel, siendo esto matemáticamente posible por una interpolación, pero desde un punto de vista técnico debe redondearse a dos píxeles.

De manera análoga a lo que se aclaró respecto al cumplimiento de normativas de ANMAT para el dispositivo construido, se debe recalcar que este programa no es apto para comenzar a utilizarse en aseguramientos de calidad para tratamientos formales de radiocirugía sin hacerle antes un testeo completo para implementarlo clínicamente, contrastando todo el sistema contra un sistema independiente.

4.2.2 Validación de la rutina con aplicación alternativa

Se utilizó la aplicación desarrollada por Marc Morcos, desarrollador de guías para controles de calidad en la “*Organización Canadiense de Física Médica*” (COMP, por sus siglas en inglés), para contrastar los resultados que se obtuvieron utilizando la rutina implementada en ImageJ. Esta aplicación ha sido validada mediante contraste con programas comerciales para análisis de test de Winston Lutz y cuenta con la ventaja de ser de libre acceso al público.

Se procesaron las imágenes obtenidas en el HO separándolas en aquellas que fueron obtenidas a 0° y a 90° de angulación del gantry, a continuación se cargaron ambas muestras en la página web de la aplicación (<https://winston-lutz.herokuapp.com/>) como se muestra en la figura 54.

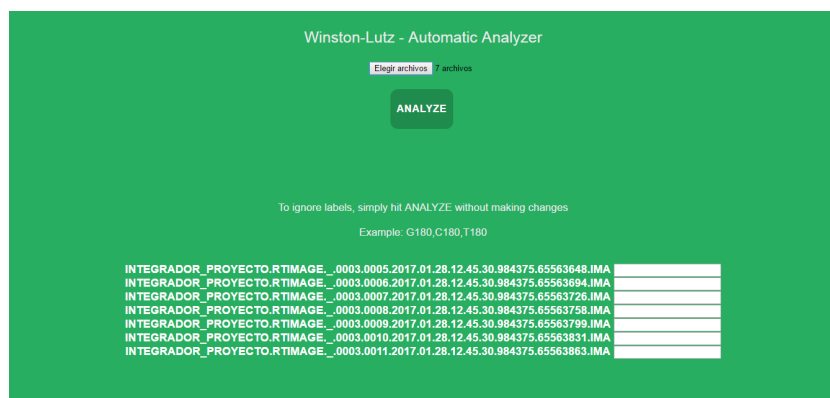


Figura 54. Pantalla inicial para cargar imágenes en Winston Lutz - Automatic Analyzer.

Luego del análisis, el programa presenta una pantalla como la de la figura 55 donde devuelve el valor del desplazamiento del centroide del disco junto con un diagrama de dispersión que representa dicho desplazamiento en cada imagen. Además, presenta las imágenes subidas para el análisis con un tratamiento claramente distinto al post-procesamiento que se realizó con la rutina implementada en ImageJ, se observa este detalle en la figura 56.



Figura 55. Pantalla de resultados de Winston Lutz - Automatic Analyzer.

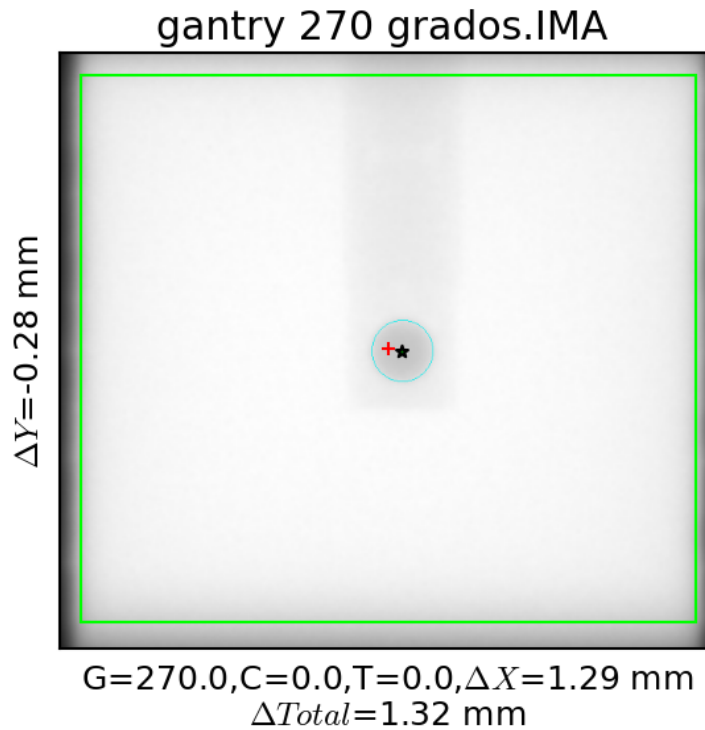


Figura 56. Imágen con post-procesamiento realizado por “Winston Lutz - Automatic Analyzer”.

La imagen procesada por la aplicación de Morcos se presenta con información referida a la angulación del gantry (G), colimador (C) y camilla (T); junto con el desplazamiento total del centroide del disco (estrella negra) y con respecto al centroide del campo (cruz roja) se presentan las componentes de ese desplazamiento en los ejes “x” e “y”. Dichos desplazamientos se expresan en milímetros.

Con los resultados obtenidos con la aplicación, luego de analizar las imágenes a 0° y a 90°, se realizó un estudio estadístico que permitiese realizar una comparación con los resultados obtenidos en ImageJ.

A continuación se presenta una tabla resumen de las medidas estadísticas para las variables a 0° y 90°.

Var	N	M	D.E	$\sigma(n-1)$	Min	Max	Me	C.A	K
0°	20	0,09	0,06	0,0037	0	0,21	0,09	-0,11	-0,58
90°	20	0,60	0,09	0,01	0,46	0,74	0,64	-0,06	-0,76

Tabla 8. Resumen de medidas estadísticas de los resultados obtenidos con “Winston Lutz- Automatic Analyzer” a 0° y 90°.

A continuación se observan los histogramas de las mediciones realizadas con la aplicación de Morcos con el fin de obtener una representación visual del comportamiento de la aplicación.

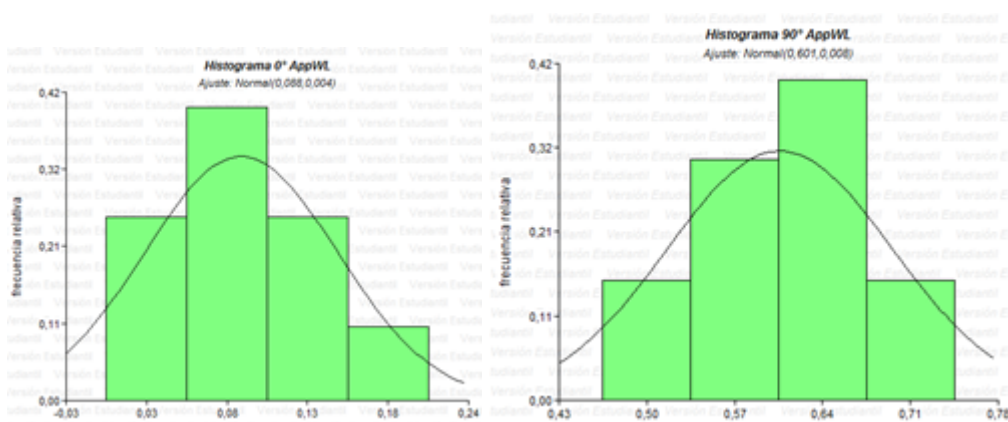


Figura 57. Histogramas para 0° “AppWL” (izquierda) y 90° “AppWL” (derecha).

Sabiendo que la distancia media entre isocentros calculada con la rutina implementada en el presente trabajo para las imágenes tomadas con el gantry a 0° es de 0,19 (+/-0,33) mm, se puede observar que la misma se encuentra comprendida entre la media y el máximo de los valores arrojados por la aplicación de Morcos. Mientras que si se considera la distancia entre isocentros arrojada por la rutina en ImageJ en conjunto con la incerteza dada por la misma (0.33 mm), se observa que todos los valores arrojados por la aplicación web caen dentro del rango de valores producido por la rutina. En base a esto queda de manifiesto que las mediciones arrojadas

por el método propuesto en el presente trabajo y las mediciones arrojadas por la aplicación web presentan una superposición en los valores de distancia entre isocentros.

Por último se calcularon los coeficientes de variación para ambos métodos de medición como medida de repetibilidad de los resultados obtenidos. Las medidas indicadas por la aplicación de Morcos presentan un coeficiente de variación de 0,66 mientras las realizadas con la rutina presentan un coeficiente de variación de 0,10, por lo que se concluye que las mediciones realizadas por el método propuesto en el presente trabajo presentaron una mayor repetibilidad.

Realizando un análisis similar al anterior para las imágenes tomadas a 90°, se observa que las mediciones arrojadas por el método propuesto en este trabajo presentan una distancia entre isocentros de 0,61 (+/- 0,22) mm, quedando la misma nuevamente comprendida entre la máxima distancia medida por la aplicación web y la media de la misma, esta vez considerablemente más cercana a la media entregada por la aplicación web.

El rango de valores producido por la distancia medida por la rutina implementada y su incerteza encierra todos los valores arrojados por la aplicación web, por lo que existe una superposición de las medidas arrojadas por ambos métodos.

Por último, en relación a la repetibilidad de las mediciones, nuevamente se observa en las medidas realizadas con la rutina una mayor reproducibilidad pero, en este caso, las discrepancias son notablemente menores dado que los coeficientes de variación de las mediciones realizadas por la rutina y realizadas por la aplicación web son prácticamente iguales (0,14 y 0,15 respectivamente).

4.2.3 Cálculo computacional vs. Cálculo manual

El análisis manual de las imágenes obtenidas con el test de Winston Lutz es considerado uno de los métodos de referencia para calcular los desplazamientos del isocentro, y es actualmente

utilizado en muchos centros de Radioterapia que no cuentan con sistemas automatizados para realizar esta tarea. Por ello, cuando un centro de Radioterapia adquiere un programa que realiza estos cálculos de manera automática o semiautomática, como es el caso del presente Proyecto Integrador, es necesario verificar que el mismo funciona correctamente, para ello se realizan casos prueba que se analizan con ambos métodos y se comparan los resultados.

Con el fin de contrastar los resultados obtenidos con cálculo computacional, se realizaron mediciones manuales de distancia y ángulo entre los isocentros radiante y mecánico utilizando el programa “*syngo Suite for Oncology*” de Siemens.

El procedimiento consistió en realizar el análisis de cuatro imágenes (con el gantry a 0°, 90°, 180° y 270°) por cuatro personas para luego comparar los resultados con los obtenidos mediante la rutina implementada en ImageJ.

Ya que las imágenes del círculo, que representa la proyección de la esfera sobre el EPID, presentan un límite borroso debido a la penumbra propia del haz y al efecto Compton; los físicos establecieron como criterio que las líneas que se trazasen para determinar la posición del centroide del círculo debían iniciar en un nivel de gris y finalizar en el mismo nivel de gris ubicado diametralmente opuesto. Debido a esto, se introducía una incertidumbre vinculada a la percepción propia de cada persona que midió.

En la tabla 9 se observa un resumen de medidas estadísticas de los resultados obtenidos.

	D media [mm]	D máxima [mm]	D mínima [mm]	Ang. medio	Ang. máximo	Ang. mínimo
0°	0,75	0,9	0,6	8,9°	23°	0°
90°	1,075	1,1	1	45,7°	53°	38°
180°	0,775	0,9	0,7	59°	66°	45°
270°	0,45	0,7	0,2	40,2°	62°	24°

Tabla 9. Resumen de mediciones manuales.

Como se observa, el cálculo manual presenta una gran variabilidad de resultados en la imagen a 270° tanto para las mediciones de la distancia como para los ángulos. Esto impediría sacar una conclusión sobre dichos resultados.

Continuando con el análisis, se observa una mayor proximidad entre las medidas de distancias correspondientes a las imágenes de 0°, 90° y 180°; sin embargo, se presenta una gran dispersión en sus ángulos medidos. Esto impediría posicionar correctamente los puntos correspondientes al isocentro mecánico y radiante.

Para determinar dónde se concentraban las mediciones manuales con respecto a los resultados obtenidos en ImageJ, se calculó la incertidumbre asociada a la medición del desplazamiento entre isocentros para cada angulación. Dichas tolerancias se obtuvieron mediante aplicación de la teoría del error en cada uno de los desplazamientos calculados como se describió en el epígrafe. De esta manera se definió un intervalo centrado en la medida entre isocentros calculada con ImageJ, con límite inferior igual a dicho valor de desplazamiento menos el valor de la incertidumbre y con un límite superior igual al valor del desplazamiento más la incertidumbre.

Una vez obtenidos todos los extremos de intervalos para cada una de las imágenes a 0°, 90°, 180° y 270°; se calculó la media entre los límites inferiores de los intervalos para 0° y la media entre los límites superiores de los intervalos para 0°. De manera análoga se procedió con 90°, siendo 180° y 270° representadas por un único valor para cada intervalo por no contar con más imágenes para esas angulaciones. A continuación se presenta la tabla 10 que resume estos promedios realizados a cada valor extremo de los intervalos.

Angulación	Promedio límite inferior	Promedio límite superior
0°	-0,38	0,73
90°	0,13	1,11
180°	0,38	1,59
270°	0,46	1,63

Tabla 10. Límites inferiores y superiores medios para los desplazamientos en cada angulación calculada con la rutina implementada en ImageJ.

Analizando los valores presentados en la tabla 9 con los de la tabla 10, para 0° se puede observar que la media calculada para las mediciones manuales se ubica ligeramente por encima del límite superior del intervalo de desplazamientos calculado con ImageJ. Esto se traduce en una sobreestimación de los resultados mediante cálculo manual para este ángulo. Para 90°, por el contrario, se observó que el intervalo correspondiente a las mediciones manuales cae entre los valores próximos al límite superior del intervalo correspondiente a ImageJ. Se vuelve a presentar la sobreestimación, pero no se generaría una gran discrepancia entre los valores calculados con ambos métodos. Para 180°, la totalidad del intervalo de las mediciones manuales cae dentro del intervalo correspondiente a la rutina de ImageJ pero con una tendencia a subestimar los desplazamientos. Finalmente, para 270°, se observa que la media de las mediciones realizadas a mano para esta angulación se corresponde prácticamente con el límite inferior del intervalo definido en ImageJ. Las mediciones manuales efectuadas en esta última angulación también tienden a subestimar los desplazamientos en relación al cálculo computacional.

Capítulo 5 Conclusiones y Recomendaciones

Se logró construir un dispositivo apto para su implementación rápida y económica por parte de un centro de salud. El dispositivo cumplió con el objetivo de lograr un correcto posicionamiento del blanco para obtener las imágenes que posteriormente se analizaron y con un extenso proceso de control de calidad se podrá implementar en la práctica clínica de radiocirugía.

Se destacan los reducidos costos en la fabricación del mismo, ya que el modelo construido en este Proyecto Integrador pudo realizarse invirtiendo el 10% del costo total de un dispositivo análogo importado, es decir, menos de U\$D 100 cuando otros dispositivos extranjeros rondan los U\$D1000.

Una mejora que podría realizarse en futuros trabajos consiste en adquirir micrómetros que reemplacen a los tornillos de bronce con los que se desplazan las plataformas. La adquisición de estos instrumentos elevaría los costos en aproximadamente U\$D80, con lo cual se conseguiría un dispositivo comparable en precisión en los desplazamientos y que no sobrepase el 20% del precio de su equivalente extranjero.

Particularmente, si el Hospital Oncológico adquiriese una impresora de calidad similar a la impresora Prusa i3 Pro B utilizada en este Proyecto Integrador, o una impresora de calidad superior, podría diseñar y construir una amplia gama de herramientas útiles no sólo para realizar controles propios de tratamientos de radiocirugía sino también para tratamientos de radioterapia.

La rutina de análisis de imágenes que se planteó como objetivo al comienzo de este Proyecto Integrador logró implementarse de manera satisfactoria.

Las incertidumbres fueron caracterizadas y se concluyó que las mismos se encuentran dentro de una tolerancia aceptable comprendida entre más menos dos píxeles para cada componente ortogonal.

Se logró una alta reproducibilidad con poca dispersión entre los valores calculados con ImageJ y contrastados con la aplicación de Marc Morcos, permitiendo que dichos desplazamientos sean considerados como valores representativos.

Se concluyo de la importancia de contar con un metodo de analisis objetivo y con una alta reproducibilidad en contraste con las mediciones realizadas manualmente.

Además de cumplir con la función para la cual fue diseñada, se destaca que la rutina fue implementada en un entorno de licencia libre y gratuita que cuenta con el aval del National Institutes of Health, con el objetivo de convertirla en una herramienta alternativa para centros de salud que tengan dificultades a la hora de pagar licencia costosas.

En conjunto podemos concluir que la totalidad de los objetivos planteados fueron alcanzados de manera satisfactoria. Este Proyecto Integrador deja abiertas varias líneas de trabajo para futuros proyectos que deseen mejorar aspectos en el diseño del dispositivo o el método empleado para realizar el postprocesamiento de las imágenes. Una mejora posible podría enfocarse en disminuir la dispersión de la incertidumbre, ya que una media de un píxel se considera una precisión destacable, pero teniendo en cuenta que la incertidumbre máxima esperable es de dos píxeles, queda abierta la incógnita si es posible disminuir la mismo, de modo tal que se aproxime a un pixel.

Finalmente, podemos resaltar que el proyecto más prometedor sería aquel que se centre en realizar las pruebas de validación solicitadas por ANMAT para inscribir este dispositivo con su rutina asociada dentro del registro de productos médicos.

Bibliografía

1. ImageJ. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de <https://es.wikipedia.org/wiki/ImageJ>
2. Chin, L. & Regine, W. (2008). *Principles and practice of stereotactic radiosurgery*. New York: Springer.
3. Lehmann, J. et al. (2007). *Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy*. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8 (3): 21-36.
4. Kirkpatrick, J. P. (2008). *The Linear-Quadratic Model Is Inappropriate to Model High Dose per Fraction Effects in Radiosurgery*. *Seminars in Radiation Oncology* , Volume 18 (4): 240 - 243
5. Hubbell, J. H. & Seltzer, S. M. (1996). *X Ray Mass Attenuation Coefficient at the National Institute of Standards and Technology*. Recuperado el 12 de enero de 2017 de <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>
6. International RadioSurgery Association (1999). *ESSENTIAL TREMOR*. Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de http://www.irsa.org/essential_tremor.html
7. Baecker, Volker. (2010). *Workshop: Image processing and analysis with ImageJ and MRI Cell Image Analyzer*. Montpellier RIO Imaging, pp. 1–93.
8. Barnett, G.H., et al, The American Association of Neurological Surgeons/Congress of Neurological Surgeons Washington Committee Stereotactic Radiosurgery Task Force. *Stereotactic radiosurgery—an organized neurosurgery-sanctioned definition*. *J Neurosurg*. 2007;106:1–5.
9. Jain, R et al. (1995). *Machine vision*. New York u.a: McGraw-Hill.
10. Benedict, S. (2014). *Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy*. Boca Raton, Florida: CRC Press.
11. Serna Berná, A. (2015). *Radiocirugía con arco terapia de intensidad modulada: comparaciones*

dosimétricas y resultados clínicos en el tratamiento de metástasis intracraneales. (tesis de doctorado). Universidad de Murcia, Murcia, España.

12. Instituto Químico Biológico. *Hemangiopericitoma [ICD-10: (M9150/1)]* . (2005). Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de www.iqb.es/cancer/hemangiopericitoma/hemangiopericitoma1.htm

13. Blindal, A. K. et al, (1996). *Surgery versus radiosurgery in the treatment of brain metastasis.* Journal of neurosurgery. *J Neurosurg*, 84: 748-754.

14. Bortfeld, T. et al. (1999). *Mini and micro multileaf collimators.* Med Phys. 26: 1094.

15. Bront, F. (2011). *Valoración radiobiológica de tratamientos radiantes mediante el programa albireo traqet.* (tesis de maestría). Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina.

16. Brown, E. (2016). *Older Linear Accelerators with Depleted Uranium Counterweights.* Recuperado el 10 de enero de 2017 de <http://info.oncologysystems.com/older-linear-accelerators-depleted-uranium-counterweights/>

17. American Cancer Society. (2015). *Efectos secundarios de la radioterapia dirigida al cerebro.* Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/guia-de-radioterapia/radiacion-al-cerebro.html

18. Computational Algebraic Topology and Applied Mathematics (antiguo TOCOMA). (s.f.). *Tema 5. Morfología* [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado el 8 de febrero de 2017 de <http://alojamientos.us.es/gtocomo/pid/tema5-1.pdf>

19. S. Beaumont, M. Villing, Y. Barbotteau, and R. Boucenna. *Phantom object for the quality control of a device for radiation therapy treatment and methods for its manufacture and its use,* December 2 2010, US Patent App. 12/792,105.

20. MD Anderson Cancer Center Madrid España. (s.f.). *Tumor de la base del cráneo.* Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de <http://www.mdanderson.es/cancer/tumor-de-la-base-del-craneo>.

21. Mercy Hospital Joplin. (2015). *Technology-Packed Hospital Opening in Joplin*. Recuperado el 30 de enero de 2017 de: www.mercy.net/newsroom/2015-03-05/technology-packed-hospital-opening-in-joplin
22. Wen-Zhou Chen et al. (2014). *Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy*. *World J Radiol* 6(11): 874–80.
23. Ciangaru G, Yang JN, Oliver PJ, et al. (2007). *Verification procedure for isocentric alignment of proton beams*. *J Appl Clin Med Phys*. 8(4):2671.
24. Comisión Nacional de Energía Atómica. (2016). *Boero recorrió el CEMENER*. Recuperado el 30 de enero de 2017 de: <http://www.cnea.gov.ar/noticias-detalle?nid=3176CNEA>
25. Cobos, Agustín C. (2011). *Dosis periférica en radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y su implicancia en protección radiológica*. (tesis de maestría). Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina.
26. Friedman, W., Bova, F., Buatti, J. & Mendenhall, W. (1998). *Linac Radiosurgery : a Practical Guide*. New York, NY: Springer New York.
27. Instituto de Radioterapia Fundación Marie Curie. (s.f.). *Radiocirugía Novalis*. Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de: <http://radioncologia-zunino.org/radiocirurgia-novalis.html>
28. Instituto de Radioterapia Fundación Marie Curie. (s.f.). *Radiocirugía y radioterapia estereotáxica fraccionada intracraneal*. Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de: <http://radioncologia-zunino.org/srs.html>
29. Hospital Universitario Vírgenes de las Nieves. (2015). *¿Que efectos secundarios puede tener la Radiocirugía?*. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: www.hvn.es/servicios_asistenciales/neurocirugia/advrs.php
30. Delgadillo Santander, A & Moreno Barrios, A. (2012). *Morfometría de cuencas*. *Revista de la Asociación Geológica Argentina* 13 (1945): 16–22.
31. Dresden International Graduate School for Biomedicine and Bioengineer. (2006). *Basics of*

Quantitative Image Analysis [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado el 9 de enero de 2017 de:<http://www.pasteur.gr/wp-content/uploads/Basics-of-Quantitative-image-analysis.pdf>

32. Arregui Castillo, Gregorio J. (s.f.). *Características clínicas del sistema de IGRT de Elekta*. [presentación de PowerPoint]. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: <https://www.sarh.es/files/JornadaIGRT/IGRT-Elekta.pdf>

33. InfoMedical. (s.f.). *Elekta Axesse*. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: https://infmed.com/catalog/proekty_pod_klyuch/medicinskoe_oborudovanie/luchevaya_terapiya_i_radioterapiya/elekta_axesse/

34. Elekta. (2013). *Versa HD*. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: https://www.elekta.com/dam/jcr:14cae385-9b40-4f9b-a805-79a0ecff249e/VersaHD_Brochure_Dec_9_2014_marketingdotinfo.pdf

35. Escobar, Jorge. (2000). *Apunte de Radioterapia*. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

36. Geyer P, Blank H, Evers C, et al. (2012). *Filmless evaluation of the mechanical accuracy of the isocenter in stereotactic radiotherapy*. *Strahlenther Onkol* 2007;183:76–80.

37. Ferreira, T. & Rasband, W. (2012). *ImageJ User Guide IJ 1.46r*.

38. Stefano Gianolini (2006). *Comparative Treatment Planning and Dosimetry for Stereotactic Radiosurgery: Gamma Knife versus adapted LINAC*. (Tesis de doctorado). Swiss Federal Institute Of Technology, Zurich, Suiza.

39. Goffman, T. E. & Glatstein, E. (2002). *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. *Radiation Research* 158 (1): 115–117.

40. Guridi, J. (2000). *Estereotáxico versus estereotáctico*. *Neurocirugía* 11: 455–456.

41. Radioterapia Oncológica GURVE. (s.f.). *RADIOCIRUGÍA*. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de:<http://www.radioterapia.com.ve/InformaciónMédica/RadiocirugíaGurve.aspx>

42. Hartmann, G. and Lutz, W. (1995). *Quality assurance program on stereotactic radiosurgery : report from a quality assurance task group*. Berlin New York: Springer.
43. Herbert, A. (2011). *ImageJ Batch Processing*. Universidad de Sussex, Falmer, Reino Unido. Recuperado el 9 de enero de 2017 de: www.sussex.ac.uk/gdsc/intranet/pdfs/ImageJBatchProcessing
44. Hoch, J. (s.f.). *La radiocirugía*. Recuperado 20 de diciembre de 2016 de: <http://www.angiomaalliance.org/pages.aspx?content=204&id>
45. Oliveira, A. C. H. et al (2015). *Monte Carlo Modeling of Multileaf Collimators Using the Code Geant4*. Braz. J. Rad. Sci. 3 (1A): 1-12.
46. Horgan, C. A. & Glasbey, G. W. (1995). *IMAGE ANALYSIS FOR THE BIOLOGICAL SCIENCES, vol. 1*. Vic Barnett.
47. Wilgenbusch, C. (2012). *Installation of Varian TrueBeam at Baptist Hospital (October 2012)*. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: <https://www.sites.google.com/site/curtwilgenbusch/varian-truebeam>
48. Standard Imaging. (s.f.). *Winston-Lutz Cube*. Recuperado el 20 de diciembre de 2016 de: <https://standardimaging.com/phantoms/winston-lutz-cube>
49. Hotel-Dieu de France Hospital. (2013). *Cancer Patients in Lebanon Treated on Country's First TrueBeam*. Universidad de St. Joseph, Beirut. Recuperado el 19 de diciembre de 2016 de: <http://www.hdf.usj.edu.lb/files/news.php?id=2278>
50. Korea Atomic Energy Research Institute. (s.f.). *Nuclear Data Center at KAERI*. Recuperado el 5 de diciembre de 2016 de: <http://atom.kaeri.re.kr/>
51. Instituto Nacional Del Cáncer. (2016). *Vigilancia epidemiológica del cáncer*. Argentina, Ministerio de la Salud de la Nación.
52. International Radiosurgery association. (2008). *Radiosurgery Practice Guideline Report # 5-08. Stereotactic Radiosurgery for Patients with Metastatic Brain Tumors*.
53. IROC Houston. (2015). *List of treatment planning systems (TPS) and algorithm for dose*

- calculation tested by the IROC Houston through the irradiation of the lung phantom*. Recuperado el 17 de diciembre de 2016 de: http://rpc.mdanderson.org/rpc/Services/Anthropomorphic_%20Phantoms/TPS%20-%20algorithm%20list%20updated.pdf
54. Kandel, E. I. (1989). *Functional and stereotactic neurosurgery*. Boston, Ma: Springer US.
55. Kazuhico, O. et al. (2012). *IGRT-QA/QC Working group report*. Osaka University Hospital, Osaka, Japón.
56. Khan, F., Gibbons, J., Pine, J. & Khan, F. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkin, a Wolters Kluwer business.
57. Region of interest. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de: https://en.wikipedia.org/wiki/Region_of_interest.
58. Algoritmo de Canny. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de: https://es.wikipedia.org/wiki/Algoritmo_de_Canny.
59. Iglesias Lago A. (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-t; 2003. Serie Avaliación de tecnoloxías. Investigación avaliativa : IA2003/01.
60. Lic. Fis. Palma Esperanza, Ricardo (2014). *EVOLUCION, PLANIFICACION Y TRATAMIENTO DE LESIONES TUMORALES MEDIANTE RADIOCIRUGIA ESTEREOTAXICA* [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de: <https://es.slideshare.net/medinao/evolucion-planificacion-y-tratamiento-de-lesiones-tumorales-mediante-radiocirugia-estereotaxica-r-palma>.
61. Lippitz, B. et al. (2014). *Stereotactic radiosurgery in the treatment of brain metastases: The current evidence*. Cancer Treatment Reviews 40 (1): 48–59.
62. Macías Gordaliza, P. (2013). *Implementación de una herramienta para medidas de perfusión cerebral en imagen de resonancia magnética bajo ImageJ*. (tesis de grado). Universidad Carlos III

de Madrid, Madrid, España.

63. Maintz, T. (2005). *Digital and Medical Image Processing*. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de: <http://www.cs.uu.nl/docs/vakken/ibv/reader/readerINFOIBV.pdf>

64. Pérez, J. & Pascau, J. (2013). *Image processing with ImageJ : discover the incredible possibilities of ImageJ, from basic image procesing to macro and plugin development*. Birmingham: Packt Publishing.

65. Comes Mayno, E. et al. (2010). *Protocolo. Metástasis Cerebrales*. Recuperado el 18 de diciembre de 2016 de: <http://www.annalsdelsagratcor.org/pdf/Metastasis.pdf>

66. VIDT Centro Médico. (s.f.). *Radiocirugía*. Recuperado el 18 de diciembre de 2016 de: <http://www.vidtc.com.ar/radiocirugia.asp>

67. Mesbahi, A. & Dadgar, H. (2015). *Dose calculations accuracy of TiGRT treatment planning system for small IMRT beamlets in heterogeneous lung phantom*. Int. J. Radiat. Res. 13 (4): 345-354.

68. Mevis Informática Médica. (s.f.). *CAT3d. Radiation Therapy Planning System*. [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: <https://es.slideshare.net/alabouza/cat3d-brief-presentation>

69. Mutterer, J. & Rasband, W. (2012). *ImageJ Macro Language Programmer's Reference Guide v1.46d*. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de: imagej.nih.gov/ij/docs/macro_reference_guide.pdf

70. Nabavi, M. et al. (2014). *Stereotactic Radiosurgery / Radiotherapy : A Historical Review*. Iran. J. Med. Phys.10 (4): 156–167.

71. Thomas, S. (marzo de 2009).SCOPE. *Treatment Planning Algorithm: photon and electron calculations*, Scope, no. 28: 21-27.

72. Organismo Internacional De Energía Atómica (OIEA) (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia : Protocolo de control de calidad*. Tech. report. Recuperado el 3 de enero de 2017 de: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1151_prn.pdf

73. Podgorsak, E. (2005). *Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
74. Runco, J. (2011). *Procesamiento de imágenes Biomédicas Curso 2011, Segmentación de imágenes*. Universidad de La Plata, Argentina. Recuperado el 4 de febrero de 2017 de: http://www2.fisica.unlp.edu.ar/materias/procesamiento_de_imagenes/Clase5_imagenes_2011.pdf
75. Qualiformed .(s.f.). *OTP-ISO+ The ultimate Wiston & Lutz phantom*. Recuperado el 16 de diciembre de 2016 de: <http://www.qualiformed.com/phantom/radiation-therapy/linac-qa/iso-cross-test-objects>
76. Rabadán, Alejandra T. et al. (2006). *Consenso para el tratamiento de las metástasis cerebrales*. Revista argentina de neurocirugía, 20 (4): 179-193.
77. Ramirez Agudelo, V. (2014). *Estudio de Factibilidad para la Unidad de Radioterapia del Centro Oncológico de Antioquia S.A.*(tesis de especialización). Universidad CES, Medellín, Colombia.
78. Ramos Rivas, M. (2000). *Sistema de pre-procesamiento de imágenes electrocardiográficas en telemedicina*. (tesis de grado). Universidad de las Américas Puebla, Puebla, México.
79. Rowshanfarzad, P. et al. (2011). *Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy : review of principles and techniques Methods Used for Mechanical Isocenter Verification*. Journal of Applied Clinical Medical Physics 12 (4): 1–10.
80. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. (2016). *Cédula de Especificaciones Técnicas.ACCELERADOR LINEAL DEDICADO A RADIOCIRUGÍA*. Recuperado el 20 de diciembre de 2016 de: www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/CETpdf/aceleradores/DedicadoRadiocirurgia.pdf
81. Centro Privado de Radioterapia Rio Cuarto S.A. (s.f.). *TRATAMIENTOS. RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA CRANEAL-SRS*. Recuperado el 4 de enero de 2017 de: <http://www.radioterapia-rio4.com.ar/RADIOCIRUGIA-ESTEREOTAXICA-SRS.php>

82. SALCEDO G., E. (2010). *Nuevas técnicas en radioterapia*. [Diapositivas en PowerPoint]. Recuperado el 20 de diciembre de 2016 de: <http://gurve.com/>
83. Schell, M. et al. (1995). *AAPM REPORT No54 STEREOTACTIC RADIOSURGERY*. Woodbury, NY: Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics..
84. Schlegel, W. (s.f.). *From Stereotactic Radiotherapy (SRT) to Image Guided Radiotherapy (IGRT): The contribution of Medical Physics*. [Diapositivas en PowerPoint]. Recuperado el 12 de enero de 2017 de : http://downloads.gphysics.net/UFRO/3jornada/0303_From_stereotactic_radiotherapy_to_image_guided_radiotherapy_Wolfgang_Schlegel.pdf
85. Zeferino Serrano, J. et al. (2011). *Aplicaciones de radiocirugía y radioterapia estereotáctica*. XVII Simposio de Tecnología Avanzada, México D.F. pp. 32–33.
86. Sociedad Española de Física Médica. (2012). *Fundamentos de Física Médica volumen.3. Radioterapia Externa I*. Editor Brosed Serreta, A. Ed. ADI, Madrid, España.
87. Seung, S. K. et al. (2013). *American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) Practice Guideline for the Performance of Stereotactic Radiosurgery (SRS)*. *American Journal of Clinical Oncology*, 36 (3): 310–315.
88. Kyo Chul Shin et al. (2014). *Isocenter Check and QA of Tactic Radiosurgery Devices Using EPID*, *Prog. Med. Phys.* 25 (4): 281–287.
89. Siemens AG. (2009). *160 MLC Multileaf Collimator*. Recuperado el 7 de febrero de 2017 de: <http://siemens.com.tr/i/Assets/saglik/onkoloji/160MLC.pdf>
90. Siemens AG. (2012). Manual: *Digital Linear Accelerator - Physics primer*.
91. Solberg, T. (2012). Historical Development of Stereotactic Ablative Radiotherapy. In S. Lo, *Stereotactic Body Radiation Therapy* (1st ed., pp. 9-35). Berlin New York: Springer.
92. Tumores de hipofisis. (s.f.). *Craneofaringioma*. Recuperado el 28 de diciembre de 2016 de: <http://www.tumoresdehipofisis.com/tipos-de-tumores-de-hipofisis/craneofaringioma>

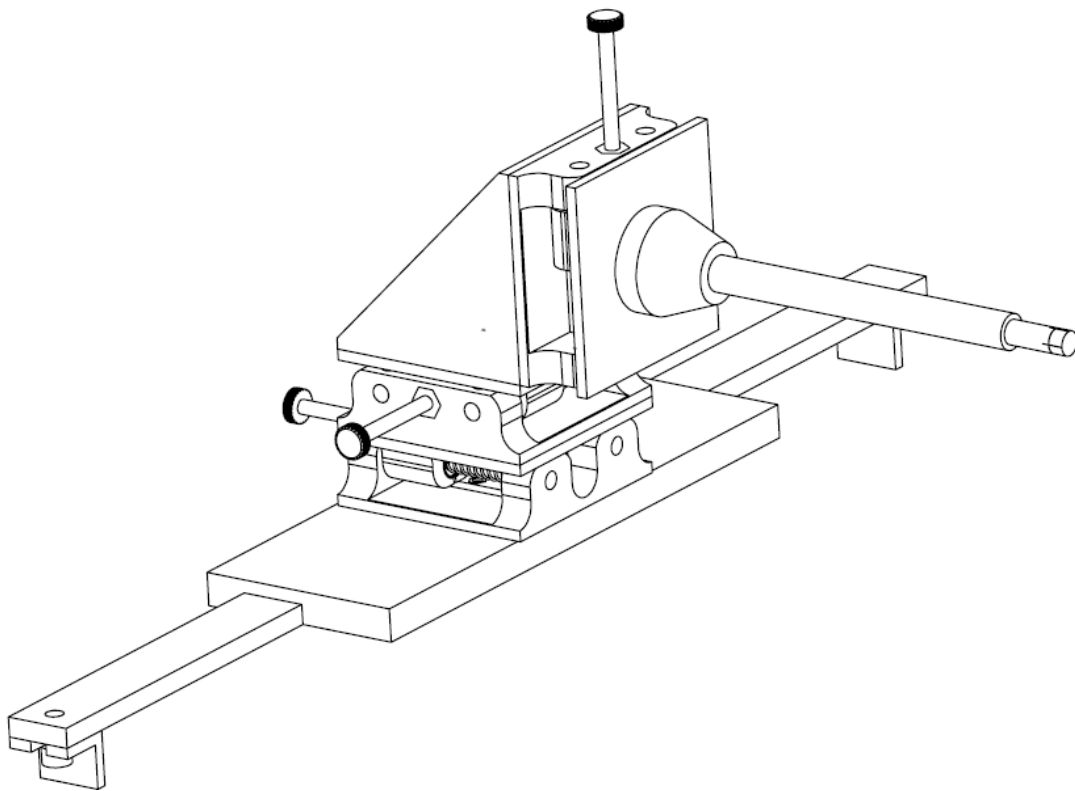
93. Alonso Sarría, F. (2008). *Tema 6 - Técnicas de filtrado de imágenes*. Universidad de Murcia, Murcia, España. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: <http://www.um.es/geograf/sigmur/teledet/tema06.pdf>
94. Jimenez Rodriguez, J. (2016). *Tema 5: Segmentación (II)*. [Diapositiva en PowerPoint]. Universidad de Sevilla, España. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: http://asignatura.us.es/imagendigital/Tema5-2_SegmentacionRegionesUmbralizacion.pdf
95. Trujillo, M. (2011). *Umbralización: dos picos, Otsu, Isodata*. Universidad del Valle, Colombia. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: <https://campusvirtual.univalle.edu.co/moodle/mod/resource/view.php?id=140151>
96. Platero Dueñas, C. (s.f.). *Técnicas de preprocesado*. Universidad Politécnica de Madrid, España. Recuperado el 5 de febrero de 2017 de: www.elai.upm.es/moodle/mod/resource/view.php?id=381
97. Clínica Universitaria de Navarra. (30 de abril de 2014). *La Clínica Universidad de Navarra adquiere el acelerador lineal más avanzado para el tratamiento del cáncer con radioterapia*. Recuperado el 29 de diciembre de 2016 de: www.cun.es/actualidad/noticias/nuevo-acelerador-lineal-avanzado
98. Valente, M. (2015). *Física de la Radioterapia*. Ed. Magister Física Médica - Universidad de La Frontera, Chile.
99. Valverde Rebaza, J. (2007). *Detección de bordes mediante el algoritmo de Canny*. Escuela Académico Profesional de Informática. Universidad Nacional de Trujillo, Trujillo, Perú.
100. Redacción La Voz-Agenda DyN. (17 de diciembre de 2010). *Censo 2010: en Argentina somos 40.091.359 y en Córdoba 3.304.825*. La voz del interior. Recuperado el 14 de diciembre de 2016 de: lavoiz.com.ar/ciudadanos/censo-2010-en-argentina-somos-40091359-y-en-cordoba-3304825
101. Waldron, T. J. (2013). *Physics / Engineering Aspects of Medical Accelerators*. [Diapositivas de

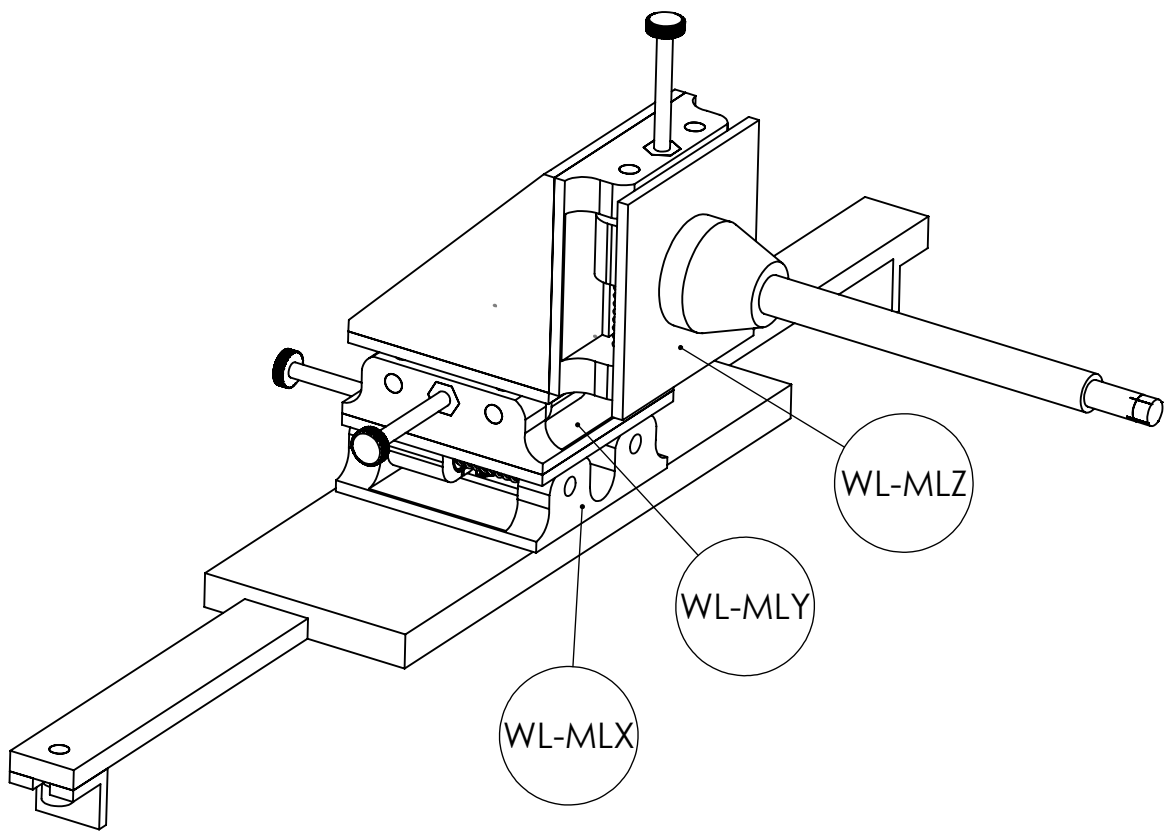
- PowerPoint]. Recuperado el 20 de diciembre de 2016 de: http://210.0.231.168/Files/AlwaysOnLearning/40701_1_Physical_Principles_of_Particle_Acceleration.pdf
102. Ecured. (s.f.). *Radioterapia*. Recuperado el 10 de diciembre de 2016 de: <https://www.ecured.cu/Radioterapia>
103. Imoncoly. (s.f.). *CyberKnife Radiocirugía Robotizada*. Recuperado el 12 de diciembre de 2016 de: <http://www.imoncology.com/cyberknife/>
104. Instituto Nacional del Cáncer. (2017). *Tipos de tratamiento: Radioterapia*. Recuperado el 2 de febrero de 2017 de: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
105. Cobalto-60. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 21 de diciembre de 2016 de: <https://es.wikipedia.org/wiki/Cobalto-60>
106. Imagen Médica. (s.f.). En Wikipedia. Recuperado el 5 de febrero de 2017 de: https://es.wikipedia.org/wiki/Imagen_m%C3%A9dica
107. Thomas Rockwell Mackie (s. f.). *Linac Based Radiosurgery and Stereotactic Radiotherapy* [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado el 10 de enero de 2017 de: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/40/003/40003894.pdf
108. Muñoz, S. et al. (2004). *Epidemiología Ambiental del Cáncer en Córdoba. Patrón poblacional de incidencia y bases para la Identificación de Factores de Riesgo*. Recuperado el 20 de febrero de 2017 de: www.redaepa.org.ar/jornadas/ixjornadas/resumenes/Se06--Mortalidad_Fantin/mesa-6b/aballay-butinof.pdf
109. Ph Gildenberg, L. (1993). *Stereotactic versus Stereotaxic*. *Neurosurgery*. 32: 965-966
110. Ganz, Jeremy C. (1990). *The History of the Gamma Knife*. ELSEVIER.
111. Arribas Alpuente, Leoncio Alfonso (2012). *MANEJO ACTUAL DEL SCHWANNOMA VESTIBULAR CON RADIACIONES: EXPERIENCIA DEL IVO* (Tesis de doctorado). Universidad de Valencia.

112. Martinez Rolan, Rosa Maria (s. f.). *La radiocirugía estereotáxica en el tratamiento de los procesos expansivos intracraneales* (Tesis de doctorado). Universidad de Santiago de Compostela.
113. Lutz, W., Winston, K.R. & Maleki, N (1988). *A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 14(2). 373–81.
114. Dr Garcia-Alejo, Rodrigo. *¿IMRT? ¿IGRT? ¿SBRT?... Radioterapia en 6 modalidades*. Recuperado el 20 de febrero de 2017 de: <http://itaccancer.es/es/noticias/imrt-igrt-sbrt-radioterapia-en-6-modalidades>.
115. Stell, J. G. (2007, Septiembre). *Relations in Mathematical Morphology with Applications to Graphs and Rough Sets*, Presentado en: Spatial Information Theory, 8th International Conference.
116. Gonzalez, R. & Woods, R. (1992). *Digital image processing Second Edition*. Upper Saddle River, N.J: Pearson Prentice Hall.
117. Zhisheng You et al. (2016). “*Biometric Recognition: 11th Chinese Conference, CCBR 2016, Chengdu, China, October 14-16, 2016 Proceedings*”. Springer.
118. Castleman, Kenneth R. (1996). “*Digital image processing*”. Prentice Hall.
119. Li, C. H. y Tam P. K. S. (1998) “*An iterative algorithm for minimum cross entropy thresholding*”. *Pattern Recognition Letters*. 8-19. 771-776.
120. Rueda, Andrea. “*Histogramas Umbralización y Binarización*”. [Diapositiva de PowerPoint]. Cátedra de visión artificial de la Pontificia Universidad Javeriana. Recuperado el 5 de febrero de 2017 de: sophia.javeriana.edu.co/~rueda-andrea/visArtif/docs/07-histogramas-binarizacion.pdf
121. Parker, J. R. “*Algorithms for Image Processing and Computer Vision - Second Edition*”. Wiley Publishing.
122. Wikipedia. “*Operador Sobel*”. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: https://es.wikipedia.org/wiki/Operador_Sobel.
123. Wikipedia. “*Prewitt Operator*”. Recuperado el 3 de febrero de 2017 de: https://en.wikipedia.org/wiki/Prewitt_operator.

124. Redacción La Voz. (26 de agosto de 2014). *Centro Médico Deán Funes: Radioterapia de primer nivel*. La voz del interior. Recuperado el 4 de diciembre de 2016 de: <http://www.lavoz.com.ar/directorio/centro-medico-dean-funes-radioterapia-de-primer-nivel>
125. Faco, E. (2015). “*Dosimetría basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID*”. FAMAFA, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.
126. Pimenta Neves, W. [tpimentaneves]. (7 de octubre de 2013). *Teste de Isocentro Radioativo e Coincidência com Isocentro de OBI e ExacTrac (Sistemas IGRT)* [Archivo de video]. Recuperado de: https://www.youtube.com/watch?v=zXT-9Hju_AE.
127. Artschan, R. et al. (2014, diciembre). “*Positional coincidence testing of kV and MV isocentres for cranial stereotactic radiotherapy delivery using both cine-EPID image based software and film acquisition*”. Poster presentado en: Combined Scientific Meeting CSM/R-0211, EPOS.
128. Siemens AG. (2005). Manual: *550TxT Treatment Table*.
129. Civco Medical Solutions. (2010.). Hoja de Especificaciones técnicas: *Universal Couchtop 1 Piece*.
130. Civco Medical Solutions. (2010). Catálogo: *Solutions Guide*.

Apéndice A: Planos y Manual de Ensamble del
Dispositivo Winston Lutz.





Código	Descripción
WL-MLX	Subconjunto de Movimiento en X
WL-MLY	Subconjunto de Movimiento en Y
WL-MLZ	Subconjunto de Movimiento en Z



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Nombre de Conjunto:

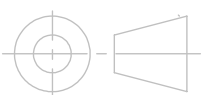
Dispositivo Winston Lutz

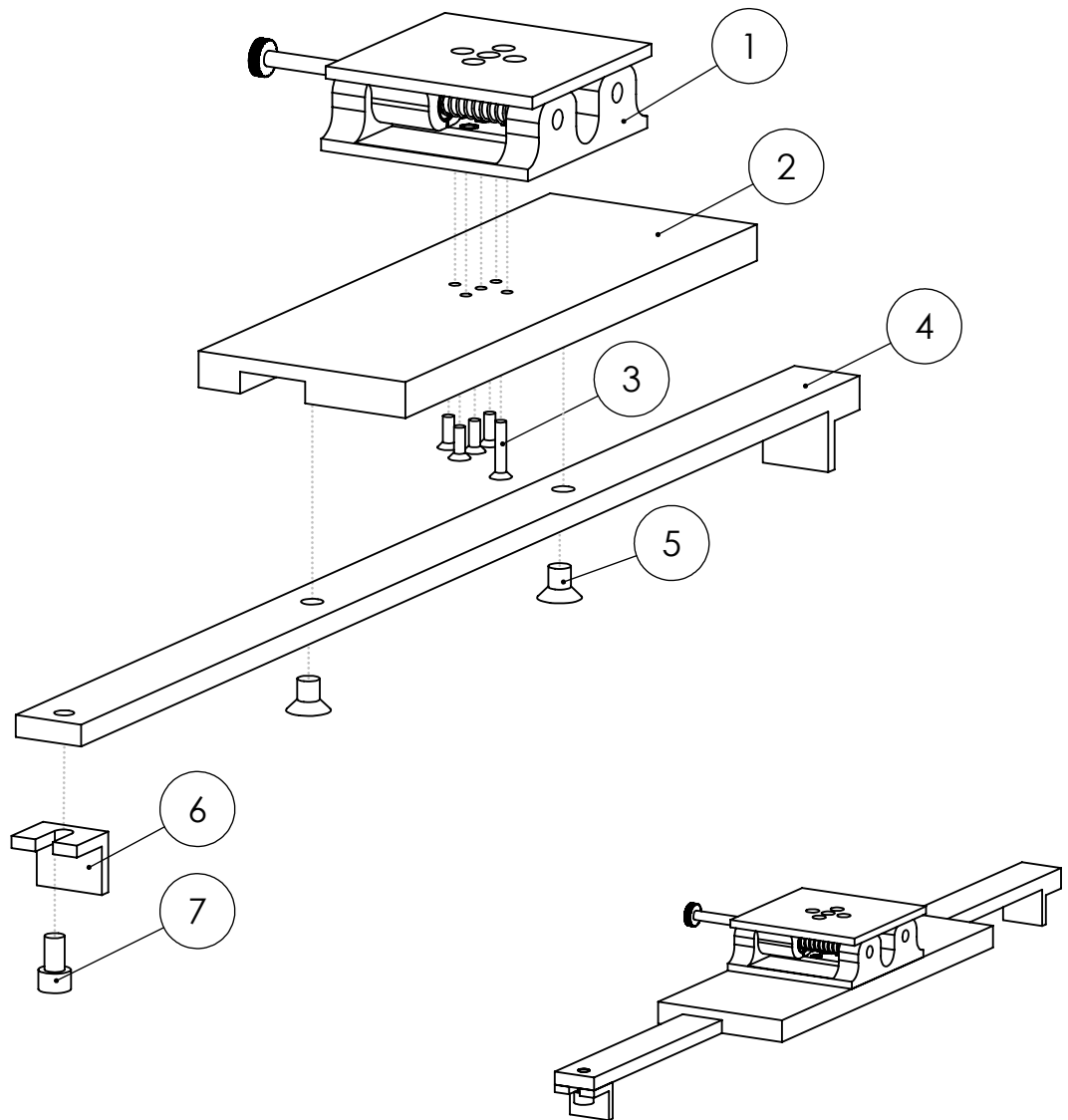
Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala	Unidad
1:3	mm

Revisó: Ing. Néstor Muguero

Cantidad	Material
1	-





Orden	Nombre de pieza	Cantidad	Descripción
1	Plataforma X	1	WL-MLX-E01
2	Base WL	1	WL-P03
3	Tornillo M4	5	Largo: 4x15mm y 1x20 mm
4	Indexador	1	WL-P04
5	Tornillo M6	2	Largo: 15 mm
6	Tope Indexador	1	WL-P05
7	Tornillo M8	1	Largo: 15 mm



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Ensamble:

WL-MLX

Nombre de Ensamble:

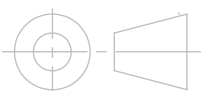
Subconjunto de Movimiento en X

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala	Unidad
1:3	mm

Revisó: Ing. Néstor Muguero

Cantidad	Material
1	-



4

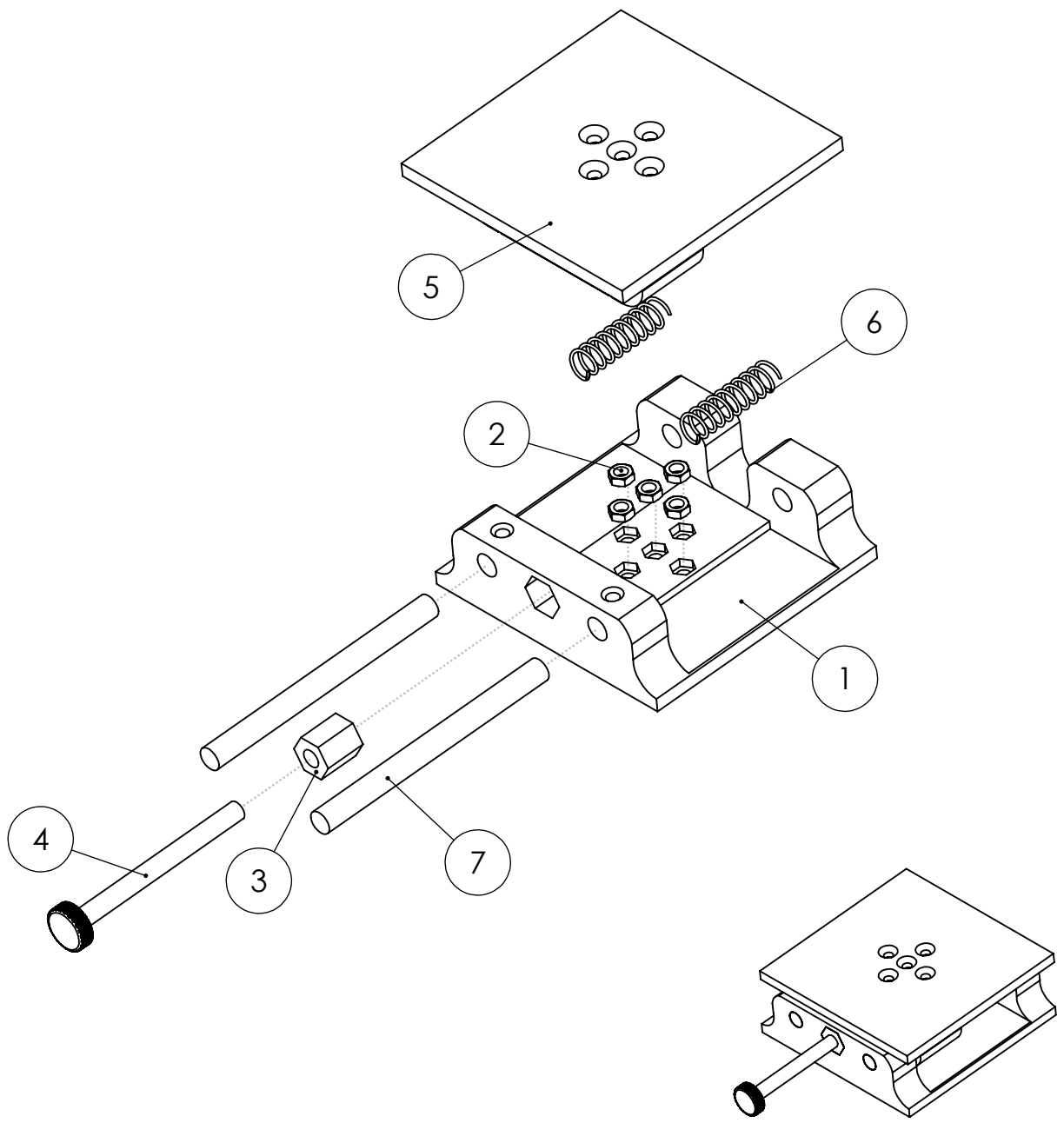
3

2

1

F

F



E

1

D

D

C

C

N° de Pieza	Nombre de Pieza	Cantidad	Descripción
1	Base	1	WL-P01
2	Tuerca	5	Para tornillos M4
3	Tuerca de bronce perforada	1	1/4" - 0.5 mm, 15 mm largo
4	Tornillo micrométrico	1	Paso 0.5 mm
5	Deslizador ensamblado	1	WL-MLX-E01/1
6	Resorte	2	50 mm largo
7	Guía	2	90 mm largo, 8 mm diam.

B

B



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Ensamble:

WL-MLX-E01

Nombre de Ensamble:

Plataforma X

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:2

mm

Cantidad

Material

1

-

Revisó: Ing. Néstor Muguero



A

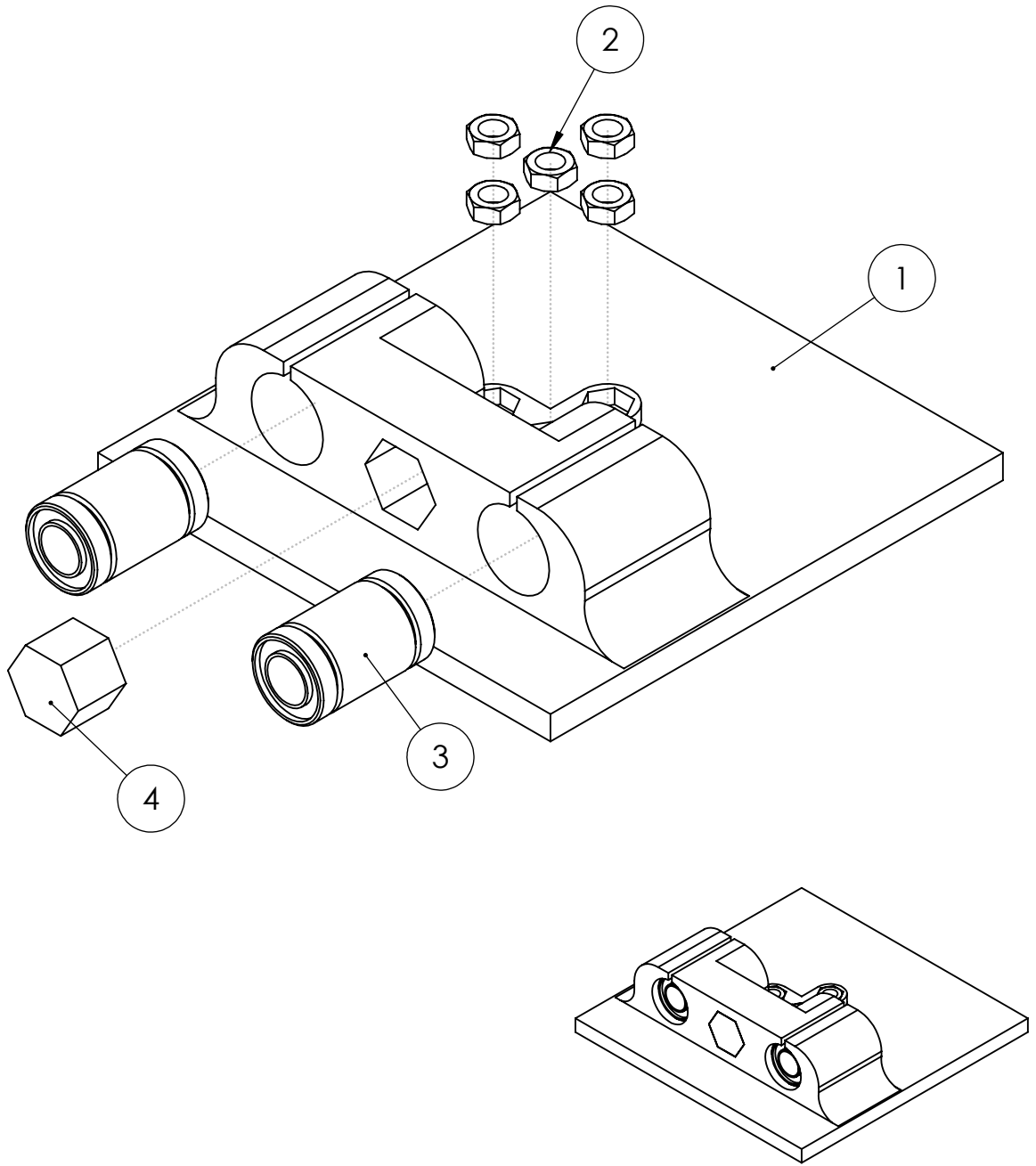
A

4

3

2

1



Orden	Nombre de Pieza	Cantidad	Descripción
1	Deslizador	1	WL-P02
2	Tuerca	5	Para tornillos M4
3	Rodamiento Lineal	2	LM8UU
4	Tuerca de bronce	1	1/4" entre caras x 15 mm largo



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código del Ensamble:

WL-MLX-E01/1

Nombre del Ensamble:

Deslizador Plataforma X

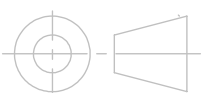
Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala Unidad

1:1 mm

Cantidad Material

1 -



Revisó: Ing. Néstor Muguero

4

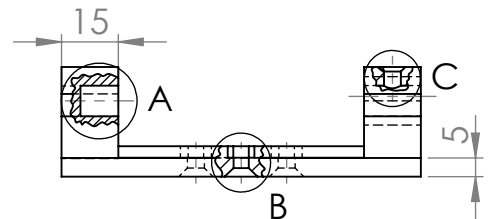
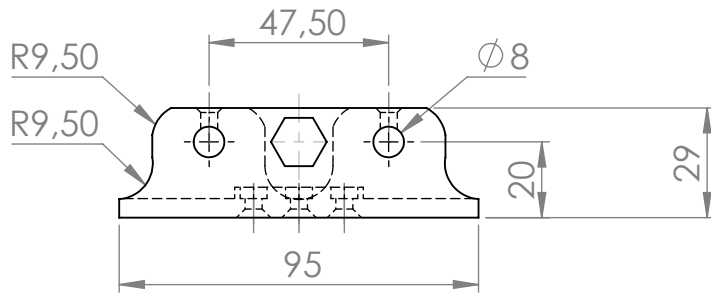
3

2

1

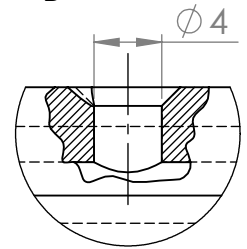
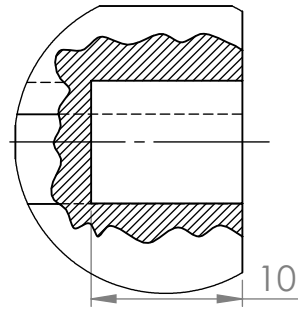
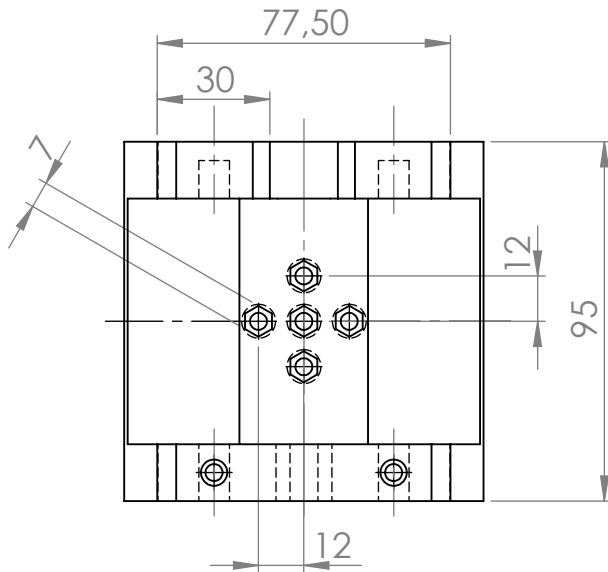
F

F



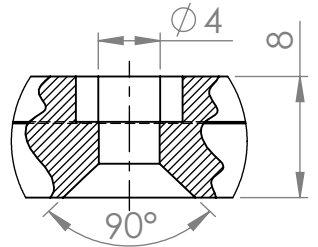
E

E



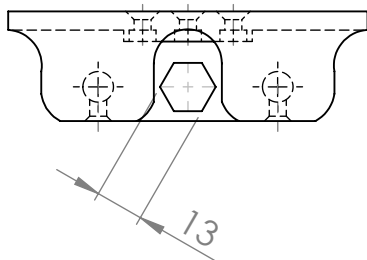
D

D

DETALLE A
ESCALA 2 : 1

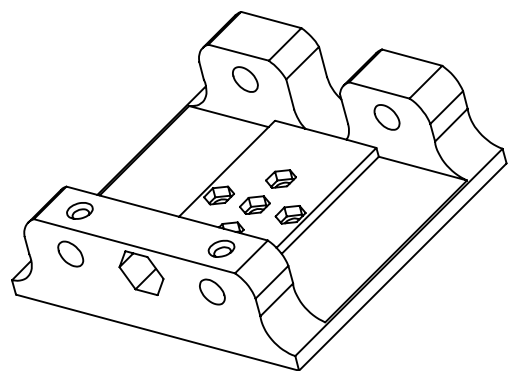
C

C



B

B



A

A



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P01

Nombre de Pieza:

Base

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:2

mm

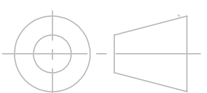
Cantidad

Material

3

PLA

Revisó: Ing. Néstor Muguero



4

3

2

1

4

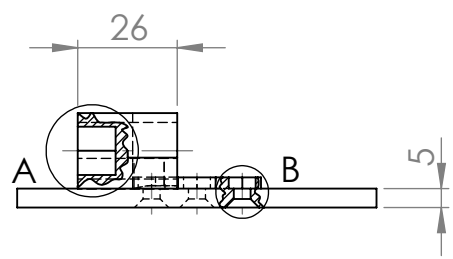
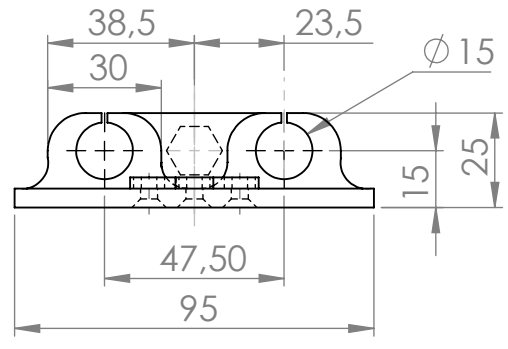
3

2

1

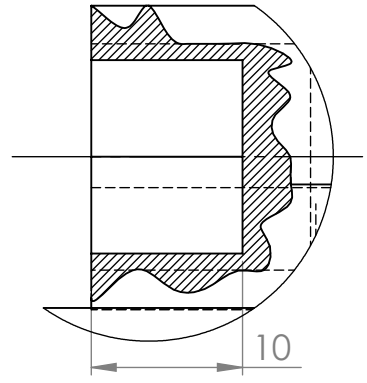
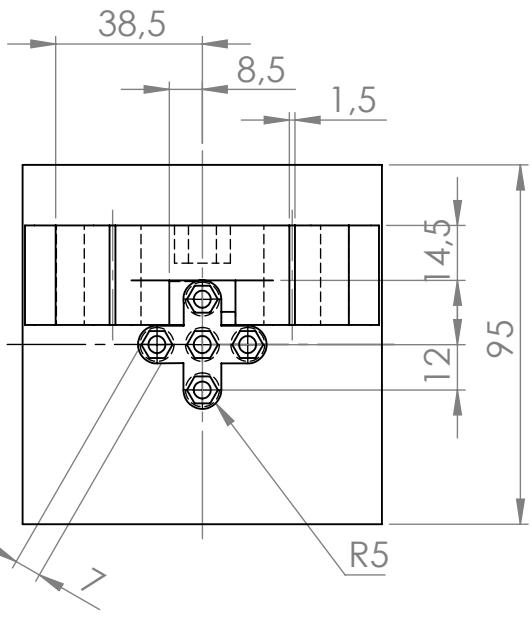
F

F



E

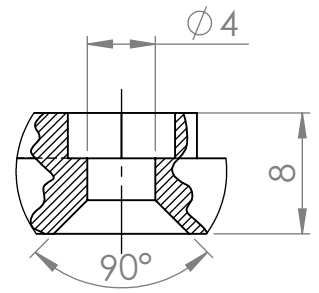
E



DETALLE A
ESCALA 2 : 1

D

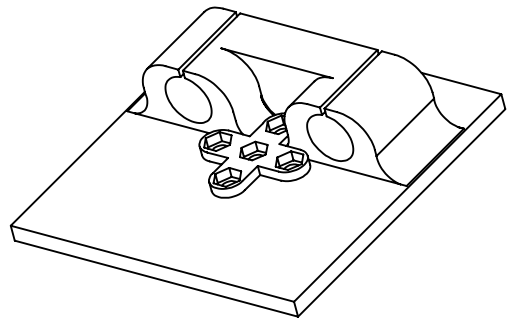
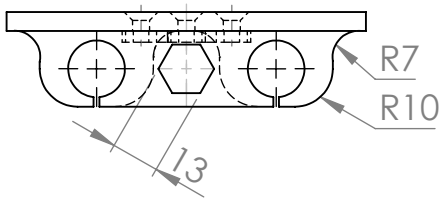
D



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

C

C



B

B



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P02

Nombre de Pieza:

Deslizador

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

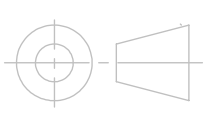
Escala
1:2

Unidad
mm

Revisó: Ing. Néstor Muguero

Cantidad
3

Material
PLA



A

A

4

3

2

1

4

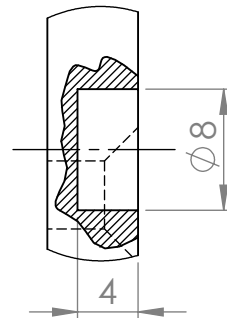
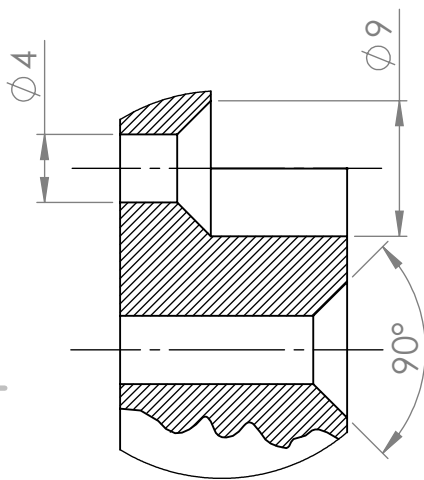
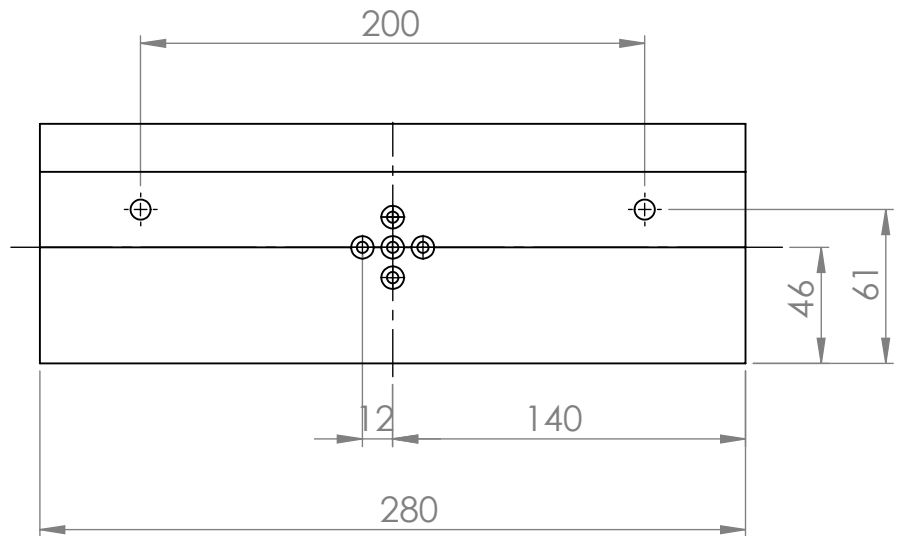
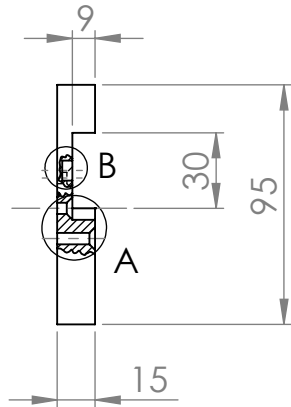
3

2

1

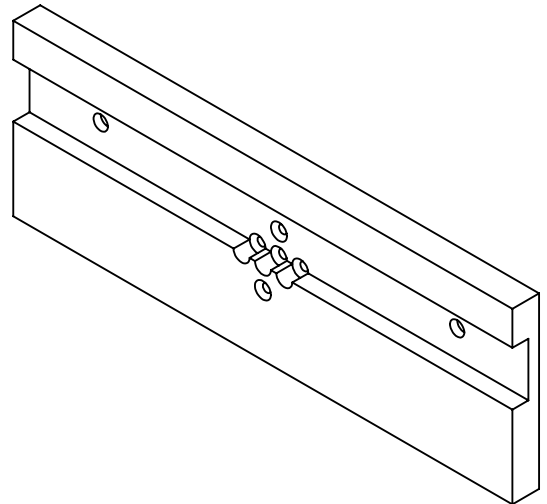
F

F



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

DETALLE A
ESCALA 2 : 1



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P03

Nombre de Pieza:

Base WL

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:3

mm

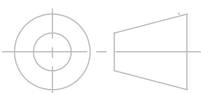
Cantidad

Material

1

Aluminio

Revisó: Ing. Néstor Muguero



A

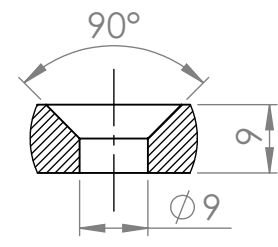
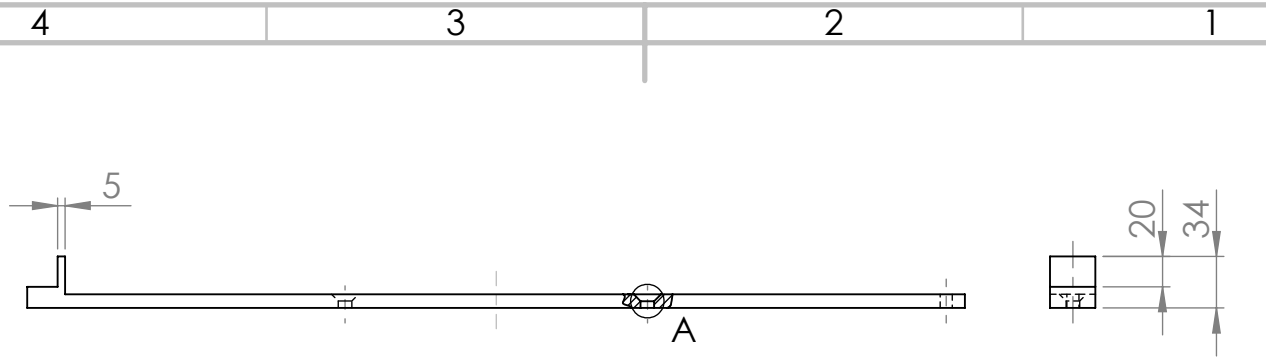
A

4

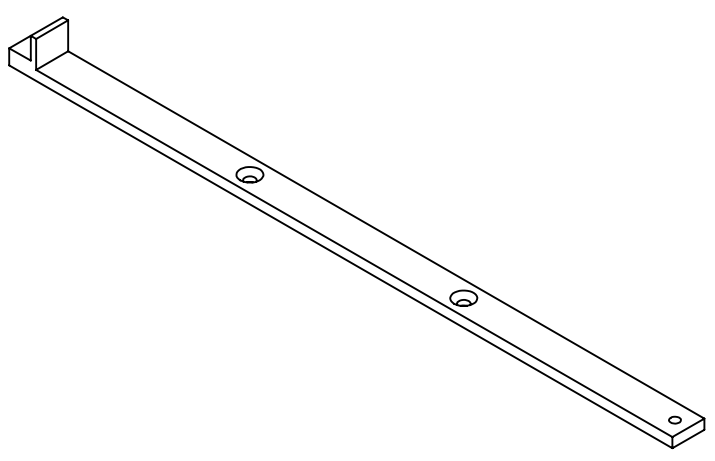
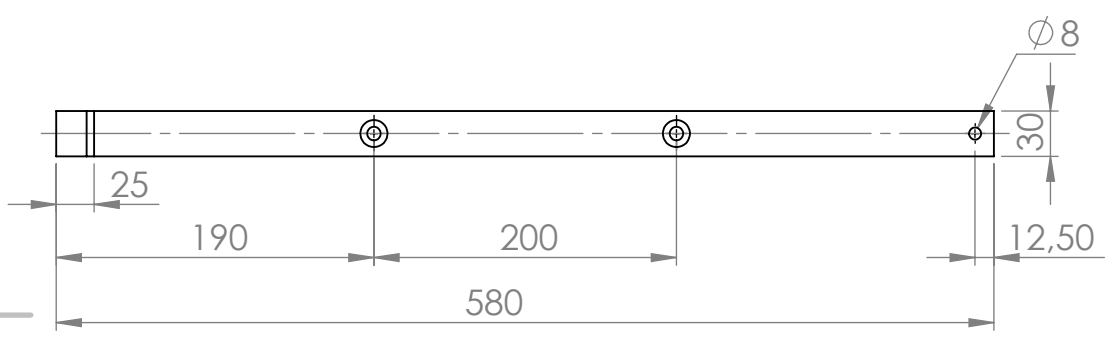
3


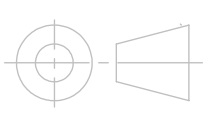
2

1



DETALLE A
ESCALA 1 : 1



 UNC	UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES		
	Codigo de Pieza:		WL-P04
Nombre de Pieza:		Indexador	
Diseño: Zalazar, Florencia Chavez, Nicolás		Escala 1:5	Unidad mm
Revisó: Ing. Néstor Muguero		Cantidad 1	Material Acero
			

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

C

B

B

A

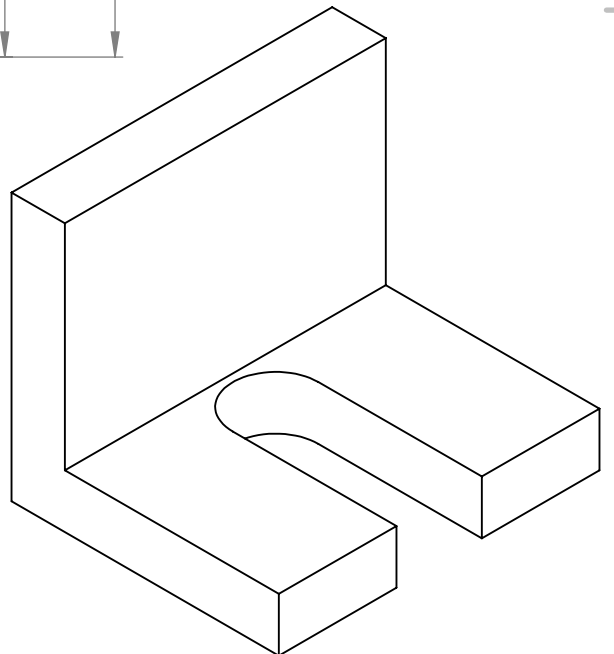
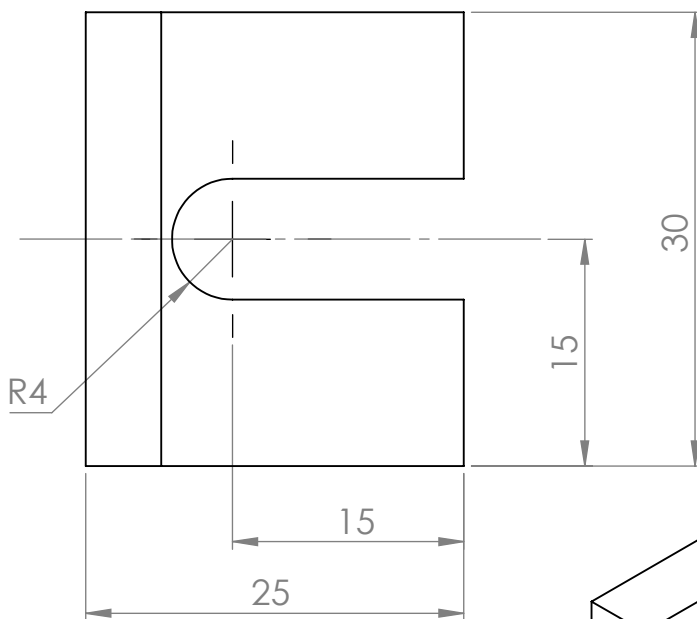
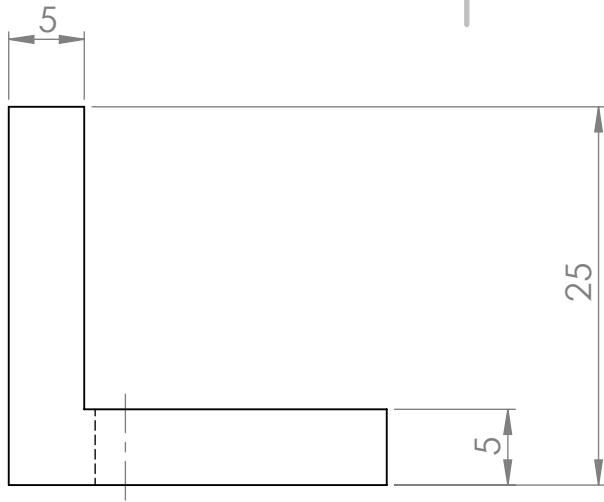
A

4

3

2

1



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P05

Nombre de Pieza:

Tope Indexador

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

2:1

mm

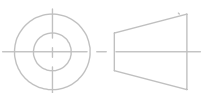
Cantidad

Material

1

Acero

Revisó: Ing. Néstor Muguero



 UNC		UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES	
Código de Pieza:		WL-P05	
Nombre de Pieza:		Tope Indexador	
Diseño: Zalazar, Florencia Chavez, Nicolás		Escala	Unidad
		2:1	mm
Revisó: Ing. Néstor Muguero		Cantidad	Material
		1	Acero

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

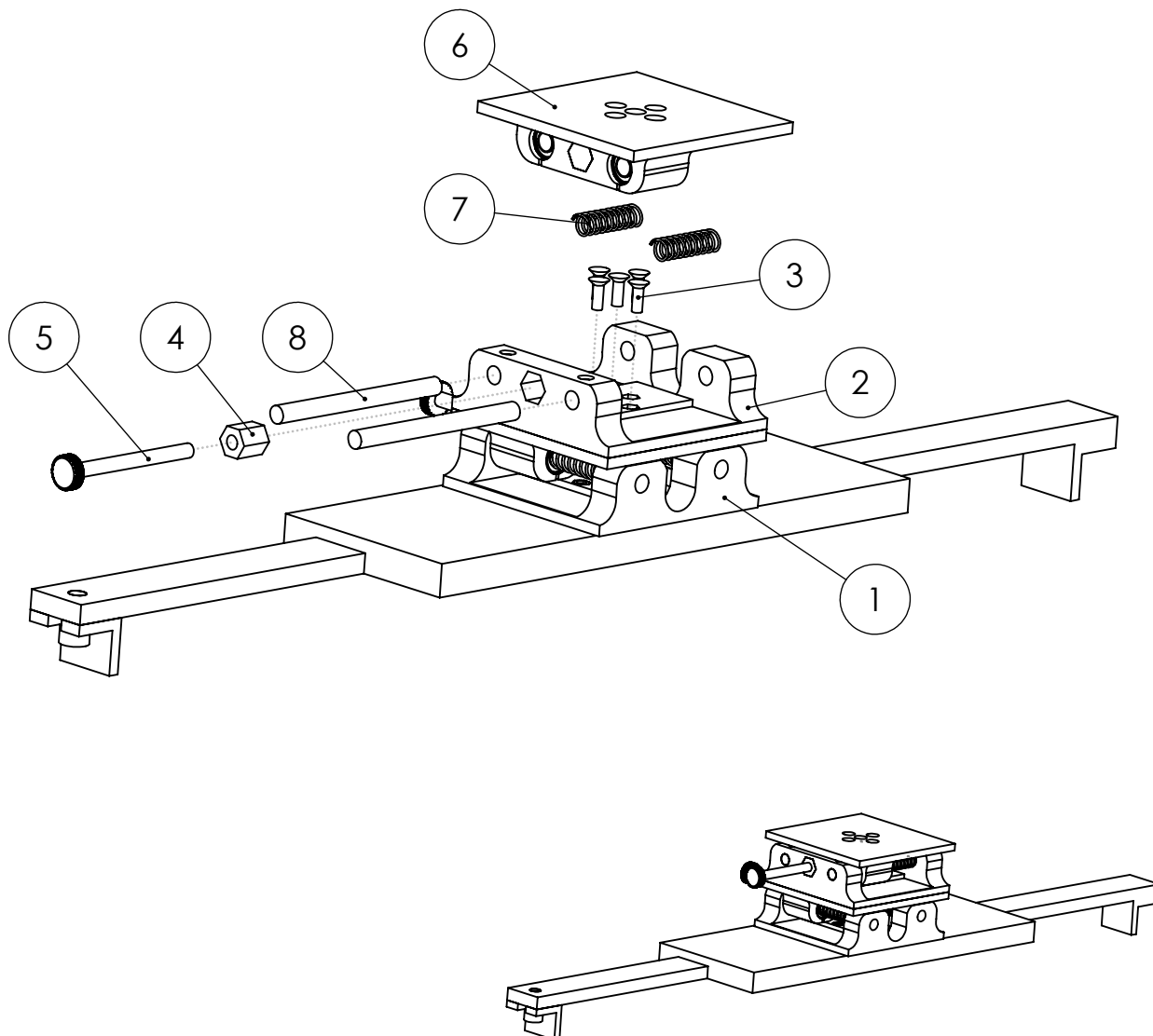
C

B

B

A

A



Orden	Nombre de pieza	Cantidad	Descripción
1	Subconj. Movimiento en X	1	WL-MLX
2	Base	1	WL-P01 (sin tuercas M4)
3	Tornillo M4	5	Largo: 15 mm
4	Tuerca de bronce perforada	1	1/4" 0.5 mm, 15 mm largo
5	Tornillo micrométrico	1	Paso 0.5 mm
6	Deslizador ensamblado	1	WL-MLX-E01/1
7	Resorte	2	50 mm largo
8	Guía	2	90 mm largo, 8 mm diam



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Ensamble:

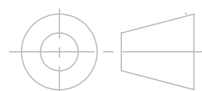
WL-MLY

Nombre de Ensamble:

Subconjunto de Movimiento en Y

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, NicolásEscala
1:3
Unidad
mm

Revisó: Ing. Néstor Muguero

Cantidad
1
Material
-

4

3

2

1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

C

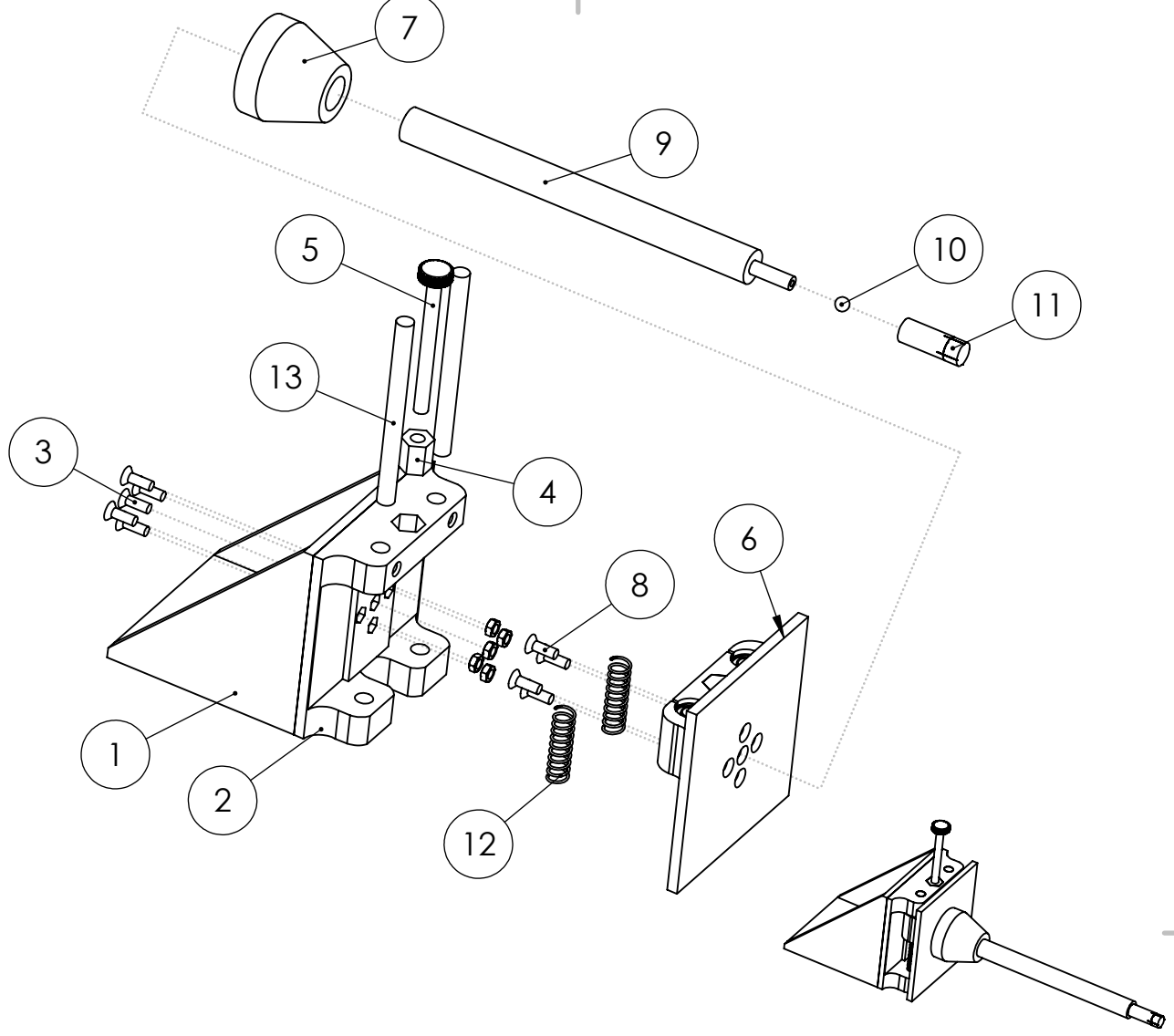
B

B

A

A

4 3 2 1

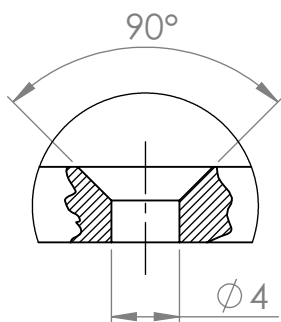
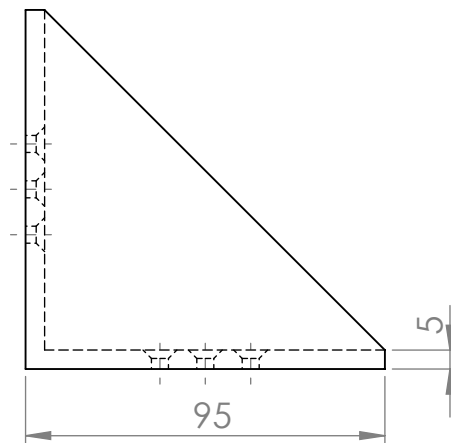
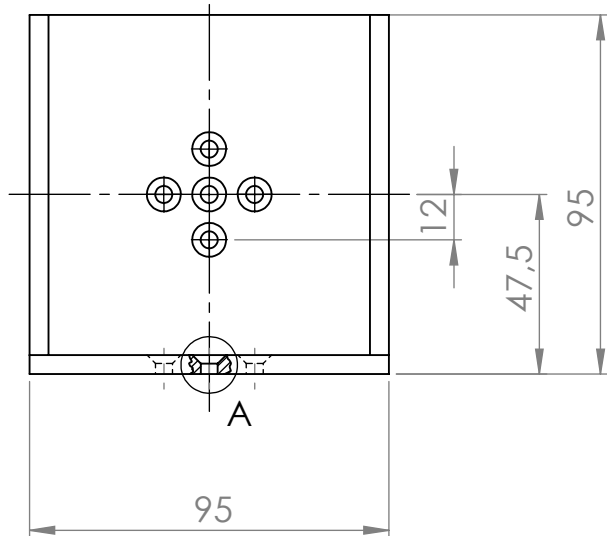


Orden	Nombre de pieza	Cantidad	Descripción
1	Soporte Vertical	1	WL-P06
2	Base	1	WL-P01
3	Tornillo M4	5	Largo: 15 mm
4	Tuerca de bronce perforada	1	1/4"-0.5 mm, 15 mm largo
5	Tornillo micrométrico	1	Paso 0.5 mm
6	Deslizador ensamblado	1	WL-MLX-E01/1 (sin tuercas)
7	Acople Varilla	1	WL-P07
8	Tornillo M4	4	Largo: 10 mm
9	Varilla	1	WL-P08
10	Esfera de bronce	1	1/4" diámetro
11	Capuchón	1	WL-P09
12	Resorte	2	50 mm largo
13	Guía	2	90 mm largo, 8 mm diám

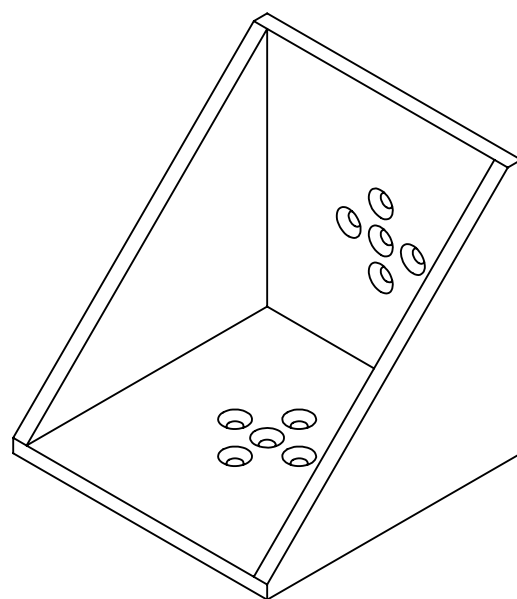


UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
 FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Ensamble:	WL-MLZ		
Nombre de Ensamble:	Subconjunto de Movimiento en Z		
Diseño: Zalazar, Florencia Chavez, Nicolás	Escala	Unidad	
	1:3	mm	
Revisó: Ing. Néstor Muguero	Cantidad	Material	
	1	-	



DETALLE A
ESCALA 2 : 1



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P06

Nombre de Pieza:

Soporte Vertical

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:2

mm

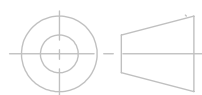
Cantidad

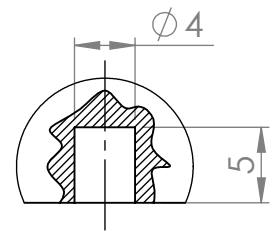
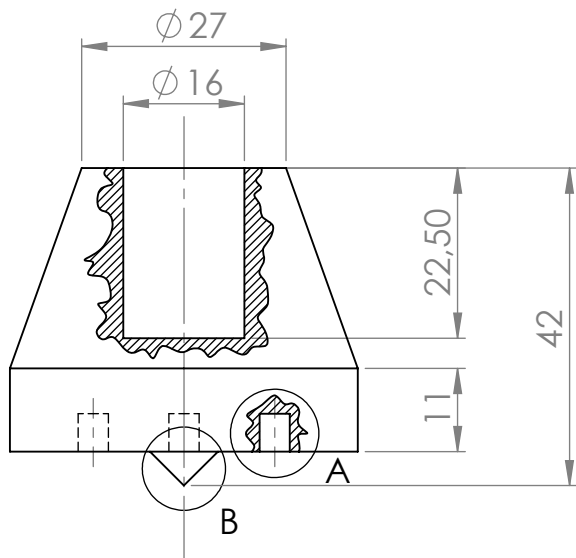
Material

1

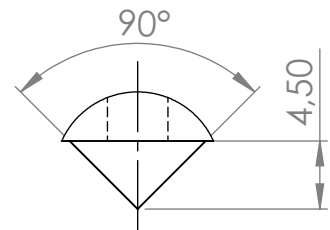
PLA

Revisó: Ing. Néstor Muguero

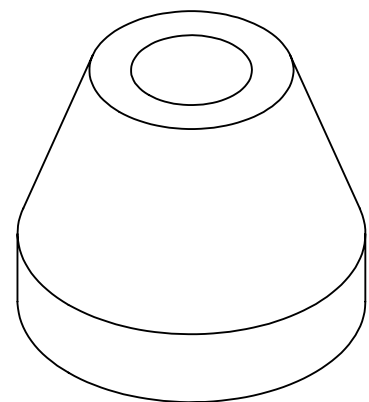
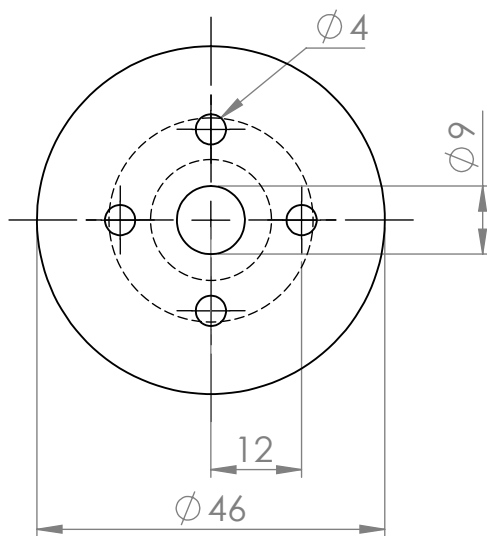




DETALLE A
ESCALA 2 : 1



DETALLE B
ESCALA 2 : 1



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P07

Nombre de Pieza:

Acople Varilla

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:1

mm

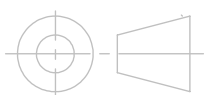
Cantidad

Material

1

PA6

Revisó: Ing. Néstor Muguero



4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

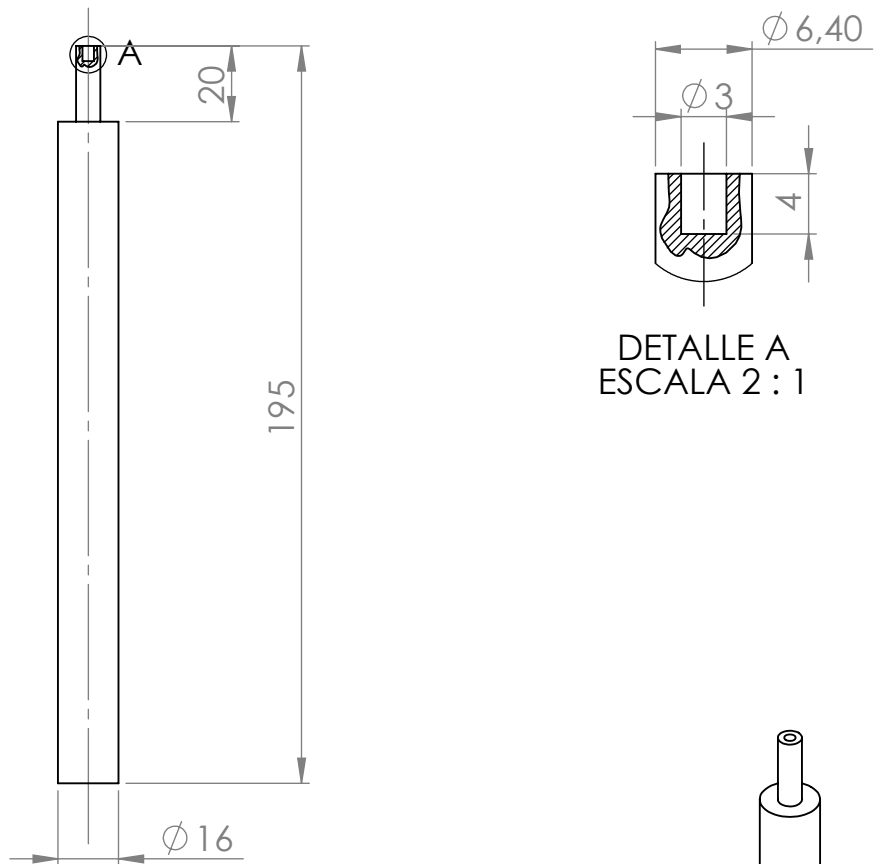
C

B

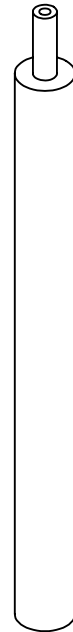
B

A

A



DETALLE A
ESCALA 2 : 1



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:

WL-P08

Nombre de Pieza:

Varilla

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:2

mm

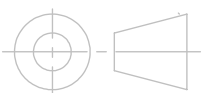
Revisó: Ing. Néstor Muguero

Cantidad

Material

1

Acrílico



4

3

2

1

4

3

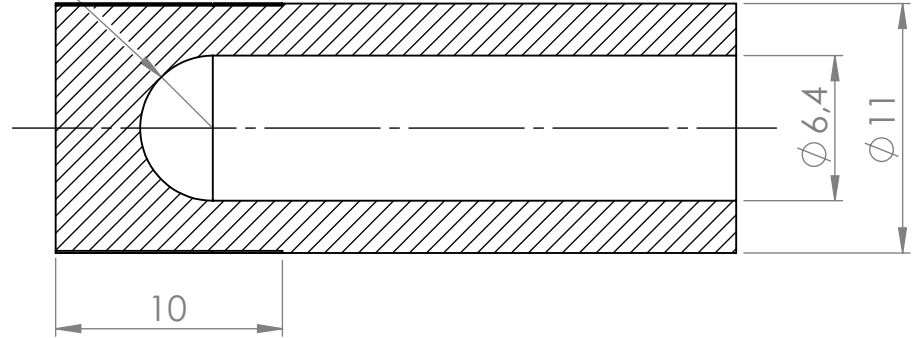
2

1

F

F

R3.2



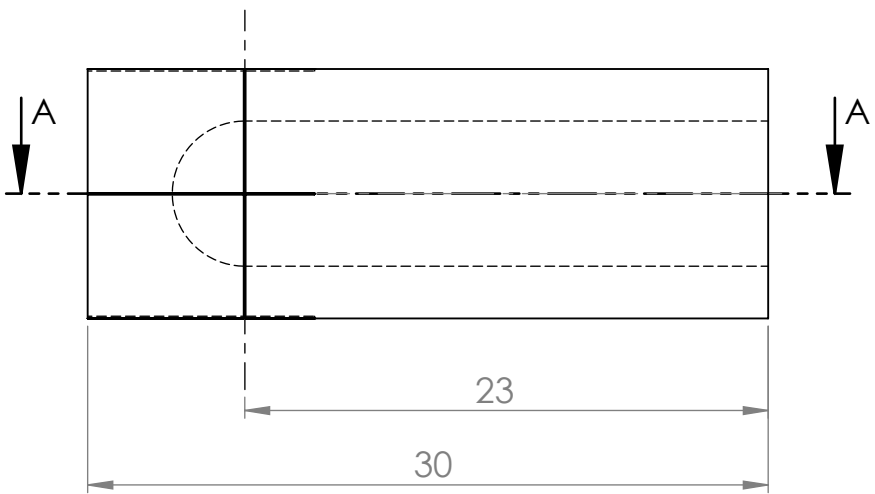
E

E

SECCIÓN A-A
ESCALA 3 : 1

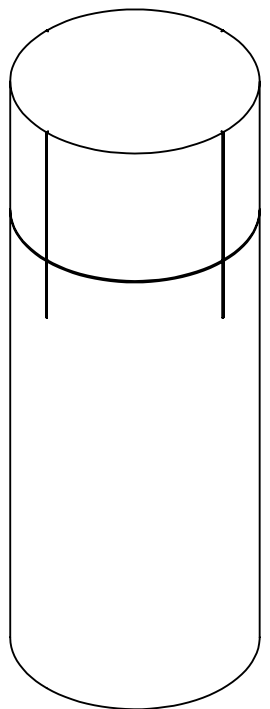
D

D



C

C



B

B



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Pieza:	WL-P09		
Nombre de Pieza:	Capuchón		
Diseño: Zalazar, Florencia Chavez, Nicolás	Escala	Unidad	
	3:1	mm	
Revisó: Ing. Néstor Muguero	Cantidad	Material	
	1	Acrílico	

A

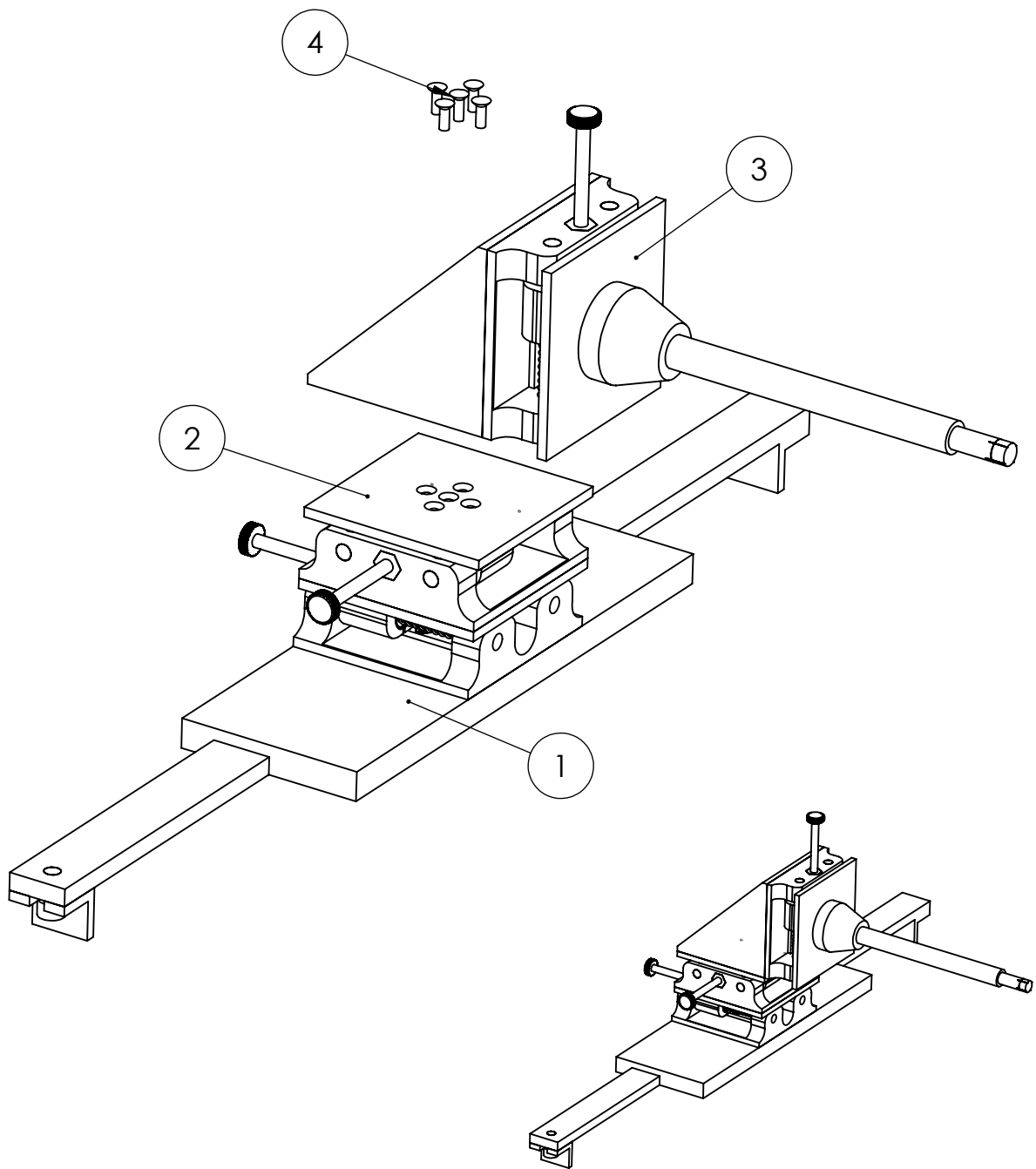
A

4

3

2

1



Orden	Nombre de pieza	Cantidad	Descripción
1	Subconj. Movimiento en X	1	WL-MLX
2	Subconj. Movimiento en Y	1	WL-MLY
3	Subconj. Movimiento en Z	1	WL-MLZ
4	Tornillo M4	5	Largo: 50 mm



UNC

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES

Código de Ensamble:

WL-MLXYZ

Nombre de Ensamble:

Conjunto de Movimiento en XYZ

Diseño: Zalazar, Florencia
Chavez, Nicolás

Escala

Unidad

1:3

mm

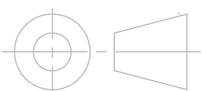
Cantidad

Material

1

-

Revisó: Ing. Néstor Muguero



Apéndice B: Código de la rutina implementada.

```
1  run("Properties...", "channels=1 slices=1 frames=1 unit=mm pixel_width=0.267578 pixel_height=0.267578
voxel_depth=0.267578");
2  run("Set Measurements...", "area centroid redirect=None decimal=3");
3  run("Subtract Background...", "rolling=230 sliding disable");
4  run("Find Edges");
5  run("Auto Threshold...", "method=Otsu ignore_black white");
6  run("Invert");
7  run("Analyze Particles...", "size=2-Infinity display add");
8  roiManager("Select", 0);
9  roiManager("Rename", "Campo");
10 roiManager("Select", 1);
11 roiManager("Rename", "Esfera");
12 roiManager("Select", 0);
13 run("To Bounding Box");
14 roiManager("Measure");
15 roiManager("Select", 1);
16 run("Fit Circle");
17 roiManager("Select", 1);
18 run("Fit Circle");
19 roiManager("Measure");
20 IJ.deleteRows(3, 3);
21 IJ.deleteRows(3, 3);
22 Xdsc = getResult("X", 1);
23 Ydsc = getResult("Y", 1);
24 Xcsc = getResult("X", 0);
25 Ycsc = getResult("Y", 0);
26 Xdc = getResult("X", 3);
27 Ydc = getResult("Y", 3);
28 Xcc = getResult("X", 2);
29 Ycc = getResult("Y", 2);
30 Aesc = getResult("Area", 1);
31 Aec = getResult("Area", 3);
32 getDateAndTime(year, month, dayOfWeek, dayOfMonth, hour, minute, second, msec);
33 mes = month + 1;
34 imagen = getTitle();
35 anggantry = getInfo("300A,011E");
36 angcamilla = getInfo("300A,0122");
37 if (Aesc!=Aec) {
38     dx = Xdc-Xcc;
39     dy = Ydc-Ycc;
40     exc = abs(Xcc-Xcsc);
41     eyc = abs(Ycc-Ycsc);
42     exd = abs(Xdc-Xdsc);
43     eyd = abs(Ydc-Ydsc);
```

```

44     Etx = exc+exd;
45     Ety = eyc+eyd;
46     print( "Test de Winston Lutz" );
47     print( "Hora y fecha de realizacion: " + hour + ":" + minute + " " + dayOfMonth + "/" + mes + "/" + year );
48     print("Imagen: " + imagen);
49     print( "Angulo del gantry: " + anggantry );
50     print( "Angulo de la camilla: " + angcamilla );
51     print( "El desplazamiento del isocentro en la direcci3n x es: " + dx + " +/- " + Etx + "(mm)" );
52     print( "El desplazamiento del isocentro en la direcci3n y es: " + dy + " +/- " + Ety + "(mm)" );
53 } else {run("Options...", "iterations=1 count=1 do=Close");
54     roiManager("Select", 0);
55     roiManager("Select", newArray(0,1));
56     roiManager("Deselect");
57     roiManager("Delete");
58     run("Analyze Particles...", "size=2-Infinity display add");
59     roiManager("Select", 0);
60     roiManager("Rename", "Campo");
61     roiManager("Select", 1);
62     roiManager("Rename", "Esfera");
63     run("Fit Circle");
64     roiManager("Measure");
65     IJ.deleteRows(4, 6);
66     Xdc = getResult("X", 4);
67     Ydc = getResult("Y", 4);
68     dx = Xdc-Xcc;
69     dy = Ydc-Ycc;
70     exc = abs(Xcc-Xcsc);
71     eyc = abs(Ycc-Ycsc);
72     exd = abs(Xdc-Xdsc);
73     eyd = abs(Ydc-Ydsc);
74     Etx = exc+exd;
75     Ety = eyc+eyd;
76     print( "Test de Winston Lutz" );
77     print( "Hora y fecha de realizacion: " + hour + ":" + minute + " " + dayOfMonth + "/" + mes + "/" + year );
78     print("Imagen: " + imagen);
79     print( "Angulo del gantry: " + anggantry );
80     print( "Angulo de la camilla: " + angcamilla );
81     print( "El desplazamiento del isocentro en la direcci3n x es: " + dx + " +/- " + Etx + "(mm)" );
82     print( "El desplazamiento del isocentro en la direcci3n y es: " + dy + " +/- " + Ety + "(mm)" );
83     print( "FUE NECESARIA LA APLICACI3N DE UNA CORRECCI3N MORFORLOGICA EN EL C3LCULO" );}

```

Apéndice C: Ecuaciones de teoría de errores.

Aplicando cálculo diferencial, es posible demostrar las siguientes ecuaciones:

- Propagación del error en la suma:

Sean las mediciones X e Y cada una con un error E_x y E_y , puede demostrarse que el error de X+Y es igual a:

$$Et = |E_x| + |E_y|$$

- Propagación del error durante el cálculo de una hipotenusa:

Sean los catetos X e Y cada uno con un error E_x y E_y puede demostrarse que el error en el cálculo de su hipotenusa es igual a:

$$Et = \left| \frac{X^2 \cdot E_x}{X^2 + Y^2} \right| + \left| \frac{Y^2 \cdot E_y}{X^2 + Y^2} \right|$$

Apéndice D: Puesta en servicio clínico de la radiocirugía

D.1 Aceleradores lineales adaptados para radiocirugía

Gracias al GammaKnife, Leksell dió el puntapié inicial fundando el concepto de radiocirugía; pero varios grupos de físicos comenzaron a evaluar otras opciones para administrar este tratamiento ya que el GammaKnife se limitaba a radiocirugía intracraneal y además era un equipo costoso.

Las premisas a partir de las cuales partieron estos físicos para lograr resultados similares a los obtenidos con el GammaKnife era que debían conseguir conformar arcos no coplanares que se intersectasen todos en un único punto que represente la lesión a tratar y debían desarrollar sistemas de referencia (marcos estereotácticos) para asegurar la precisión del tratamiento. En la figura D1.b) se observa un soporte de piso utilizado con el fin de adaptar un acelerador lineal para su utilización para radiocirugía, como se ilustra en el diagrama de la figura D1.a). Este soporte no es necesario en los modernos aceleradores diseñados para este fin.

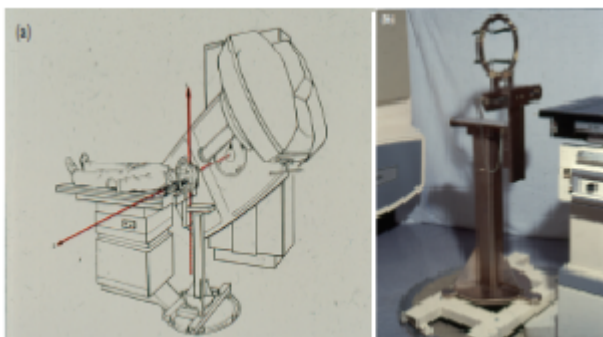


Figura D1.a) Diagrama de acelerador lineal con soporte para gantry y b) soporte diseñado por Wnston y Lutz.(Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.)

En 1983 aparece la primera publicación argentina de la mano de Osvaldo Betti y Víctor Derechinsky , neurocirujano e ingeniero respectivamente, sobre un acelerador lineal Varian Clinac 18 con haz de fotones de 10 MV que fue modificado agregándole un colimador circular secundario hecho de una aleación pesada y una silla que podía moverse junto con un marco estereotático (un modelo modificado a partir del diseño de Talairach). Versiones modificadas de este sistema fueron posteriormente instaladas en dos hospitales de Francia con el fin de prestar el servicio de radiocirugía.

Junto al estudio argentino, se destacan publicaciones de Italia (Colombo et al., 1986) y Alemania (Hartmann et al., 1985) que modificaron un Varian Clinac 4 y un Siemens Mevatron 77, respectivamente, para tratar lesiones de hasta 4 cm. En particular estos tratamientos se realizaron sin colimador secundario y utilizando arcos de radiación. Posteriormente, en Estados Unidos (Houdek et al., 1985) utilizaron un acelerador Toshiba que colimaba el haz de fotones con las mandíbulas del propio acelerador para administrar arcos de radiación que posteriormente decidieron fraccionarlo por las altas dosis que podía recibir el tejido sano cerebral durante una sola aplicación.

En lo referido a precisión, el GammaKnife seguía logrando mejores resultados que aquellos obtenidos con linacs modificados. El problema central residía en el error que introducía el movimiento del gantry y de la camilla.

Para independizar el posicionamiento del paciente del movimiento de la camilla, Winston y Lutz desarrollaron en 1986 un dispositivo que consistía en un aro unido a un soporte de pie. En dicho aro se posicionaba y aseguraba la cabeza del paciente mediante tornillos.

Luego, en 1989, Bova et al. mejoraron el diseño de Winston y Lutz añadiéndole un brazo que rotaba y sujetaba el colimador terciario del linac. Dicho brazo se acoplaba al gantry por medio de un rodamiento Gimbal que evitaba se produjeran torques en la cabeza del linac al girar y contribuía a mejorar la estabilidad del colimador secundario a lo largo de los arcos que recorría, lo

cual se traducía en una precisión del orden de 0.3 mm (muy similar a la reportada para el GammaKnife). Este diseño llevó, a mediados de los ‘90s, a la producción del primer linac dedicado para radiocirugía, la empresa lanzó al mercado este novedoso equipamiento fue Philips Medical System y su acelerador adaptado se comercializó bajo el nombre de “SRS 200”, posteriormente conocido como “*Gainesville Linac Scalpel*”, el mismo puede ser observado en la figura D2.



Figura D2. Acelerador lineal “Gainesville Linac Scalpel” de Philips Medical System. . (Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.)

Durante la década del 90, los tratamientos de radiocirugía eran administrados anex ndoles conos colimadores a los cabezales de los aceleradores lineales. En particular, los conos de los linacs eran mucho más largos que los del GK para la misma colimación del haz. Esta diferencia de tamaño se debe a que al aumentar la distancia de fuente a diafragma (SDD), se consigue disminuir la penumbra del haz en el isocentro. Actualmente pueden conseguirse juegos de conos de plomo con su bandeja porta accesorio para montar en el cabezal del linac, empresas como Aktina ofrecen dichos conos vienen en un rango de diámetros de 5 mm hasta 40 mm (peso de 5.2 Kg hasta 5.6 Kg). En la figura D3 se pueden observar diversos conos presentes en el mercado.

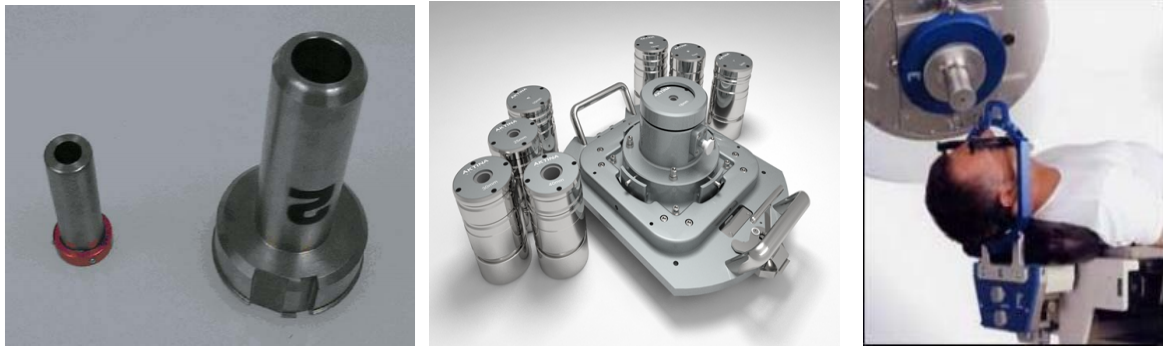


Figura D3. A la izquierda se presenta una imagen extraída de “Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery” de Chin et al donde se ve un cono de 2 cm de diámetro para linac junto a un cono de 18 mm de diámetro para GK (rojo); al centro se presenta un juego de conos par radiocirugía fabricados por la empresa Aktina; y a la derecha se ilustra el montaje de dichos conos en el gantry del linac.

A la vez que se trabajaba en mejorar la técnica para posicionar al paciente y aumentar la precisión, se investigaba sobre métodos para conformar el haz proveniente del acelerador.

Mientras se llevaban adelante estos tratamientos con pequeños campos circulares generados con los conos colimadores, en 1991, Leavitt et al presentaron la idea de conformar el haz con colimadores dinámicos unidos a los colimadores secundarios circulares. Finalmente, en 1992, Schlegel et al. desarrollaron el primer micro colimador multi hoja para radiocirugía que posteriormente fue comercializado por Siemens Medical Solutions bajo el nombre de ModuLeaf. Este primer micro MLC consistía en hojas de 3 mm de ancho controladas con motores, todo el sistema podía montarse en los soportes de dispositivos auxiliares de la mayoría de los linacs.

Pronto surgieron otros micro MLC que innovaron en la cantidad de pares de hojas y el tamaño de los campos máximos que podían llegar a conformar.

Podemos mencionar el ConforMAX , originalmente desarrollado en el MD Anderson en Houston y comercializado por Radionics . Este colimador posee 27 pares de hojas y conforma un campo máximo de 13,4 x 10,8 cm².

Varian y Brainlab colaboraron para desarrollar el m3, un micro MLC de 52 pares de hojas con 14 pares de hojas de 3 mm centradas en el medio del campo y 6 pares de 4.5 mm en la periferia del campo. Este dispositivo conformaba un campo máximo de 10,2 x 10 cm².

En 1999 Cosgrove et al. junto con Xia et al. desarrollaron un MLC miniatura doblemente enfocado.

Con el paso del tiempo y el advenimiento de linacs más precisos y con mayores valores de energía de salida, los conos comenzaron a ser desplazados por los micro MLC. En la práctica, estos colimadores son capaces de ir conformando y modulando el haz mientras gantry y camilla rotan. La posibilidad de conformar el haz con un contorno que se ajuste a la silueta del tumor ayuda a disminuir el tiempo del tratamiento como a aumentar la precisión del tratamiento. Se presenta la figura D4 con los colimadores micro multiláminas mencionados.

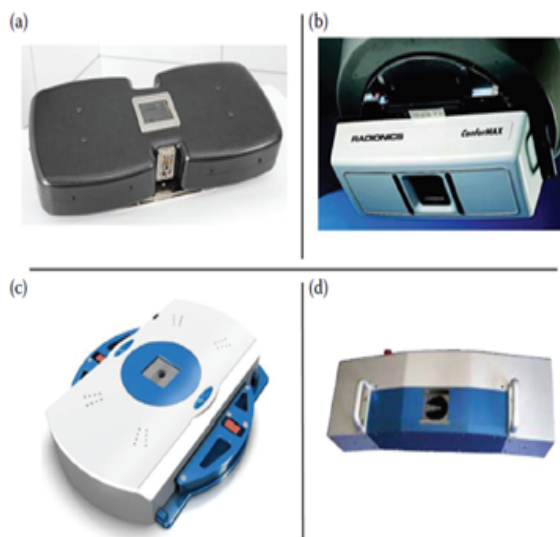


Figura D4: a) uMLC Moduleaf creado por Heidelberg y vendido a Siemens; b) uMLC ConforMAX desarrollado en el instituto MD Anderson en Houston y comercializado por Radionics; c) uMLC m3 desarrollado en conjunto por Brainlab y Varian; d) uMLC desarrollado en la Universidad de Florida con la colaboración de Wellhofer Dosimetrie. .

(Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.).

D.2 Aceleradores lineales dedicados para radiocirugía

Con el avance de tecnológico que siguió al desarrollo de los mMLC, comenzaron a surgir en el mercado los linacs dedicados a radiocirugía. Entre sus diversas características en lo referido a hardware y software, las marcas líderes tienen en común la presencia de mMLC integrados al equipo. Con esto, el usuario se desentiende de la necesidad de adquirir un colimador externo para montar en el cabezal del linac y puede utilizar el equipo tanto para radioterapia convencional, como para IMRT, IGRT, SBRT y SRS.

Los principales líderes del mercado de aceleradores lineales son Varian Medical Systems, Elekta y Siemens.

Entre las diferencias características de los sistemas Varian Medical System puede destacarse el uso de klystron como fuente de microondas, y un sistema de deflexión de 270° que permite una guía de onda de menor longitud.

Elekta ocupa el segundo lugar en el mercado de los aceleradores lineales, el cual es liderado por Varian por una mínima ventaja. Se distingue de Varian Medical System por el uso de magnetron en lugar de klystron. Sus fortalezas se centran en adquisiciones estratégicas como la división de radioterapia de Philips Medical Systems, IMPAC Medical Systems (con quienes lanzó el programa de gestión de pacientes MOSAIQ), Resonant Medical (empresa desarrolladora de productos de visualización para radioterapia) y Nucletron (empresa dedicada a la braquiterapia).

Siemens adquirió la empresa de radioterapia MRC Systems GmbH en 2003, cuyos productos más destacados son sistemas MLC, de planificación y sistemas de imágenes que lo convierten en un equipo destacado para IGRT. En 2012 firmó un acuerdo con Varian Medical System a través del cual ambas empresas podrán ofrecer soluciones en el campo de las imágenes y la radioterapia de manera complementaria, es decir, Varian Medical System podrá ofrecer a sus

clientes sistemas imagenológicos de Siemens y la empresa alemana podrá brindar los servicios del líder de radioterapia. Siemens se retiró del mercado de los equipos para tratamiento con radioterapia en el año 2011 conservando su línea de equipos de imágenes específicos para los mismos, siendo este su fuerte.

En la tabla D1 se resumen las características de los principales linacs dedicados a RC.

	Novalis	Novalis TX	Trilogy	Synergy-S	Axesse	Artiste	Truebeam
Fabricante	Varian Medical System y BrainLAB	Varian Medical System y BrainLAB	Varian Medical System	Elekta	Elekta	Siemens	Varian Medical System
Energía	6 MV	6-20 MV 6 MV en SRS	6-25 MV 6 MV (SRS)	6-18 MV	6-18 MV	6-18 MV	6-20 MV 6 y 10 MV(HDR)
Max. tasa de dosis [UM/min]	800	600 1000 (SRS)	600 1000 (SRS)	600	600	500	600 1400(HDR 6 MV) 2400 en 10 MV
Tamaño de campo [cmxcm]	10x10	40x40 15x15 (SRS)	40x40 15x15 (SRS)	16x21	16x21	40x40	40x40
Mandibulas	Variables	Variables	Variables	Fijas	Fijas	Variable	Variable
Conformación del haz	m3 (52 hojas)	HD120 (120 hojas)	Millenium 120 (120 hojas)	MLC 80 hojas	MLC 80 hojas	MLC 160 hojas	Millenium 120 (120 hojas)
Espesor hojas de MLC [mm]	3	2,5	5	4	4	5	5
Aplicadores	Cónico de 4 a 50 mm	Cónico de 4 a 50 mm	Cónico de 5 a 30 mm	Cónico de 5 a 50 mm	Cónico de 5 a 50 mm	No disponible	Cónico de 4 a 50 mm
IGRT	Imágenes planares con kV	Imágenes planares con kV CBCT con kV Imágenes portales con MV	CBCT con kV Imágenes portales con MV	CBCT con kV Imágenes portales com MV	CBCT con kV Imágenes portales com MV	CBCT con MV Imágenes portales con MV	CBCT con kV Portal visión con MV
Camilla	Standar	6-D robotic	Standar	Standar	HexaPod robotic	Standar	Standar
TPS	iPlan	iPlan	Eclipse	CMS Xio	CMS Xio	TMS 3D Radiation	Eclipse

Tabla D1. Características de los principales modelos de aceleradores lineales dedicados a radiocirugía de las empresas Brainlab, Elekta, Varian y Siemens. (Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.)

Para concluir se observa en las siguientes figuras los aceleradores presentados anteriormente.



Figura D5. “Novalis TX” del Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie de Córdoba. (Fuente: Sitio Oficial de la Fundación Marie Curie . <http://radioncologia-zunino.org/radiocirugia-novalis.html>)

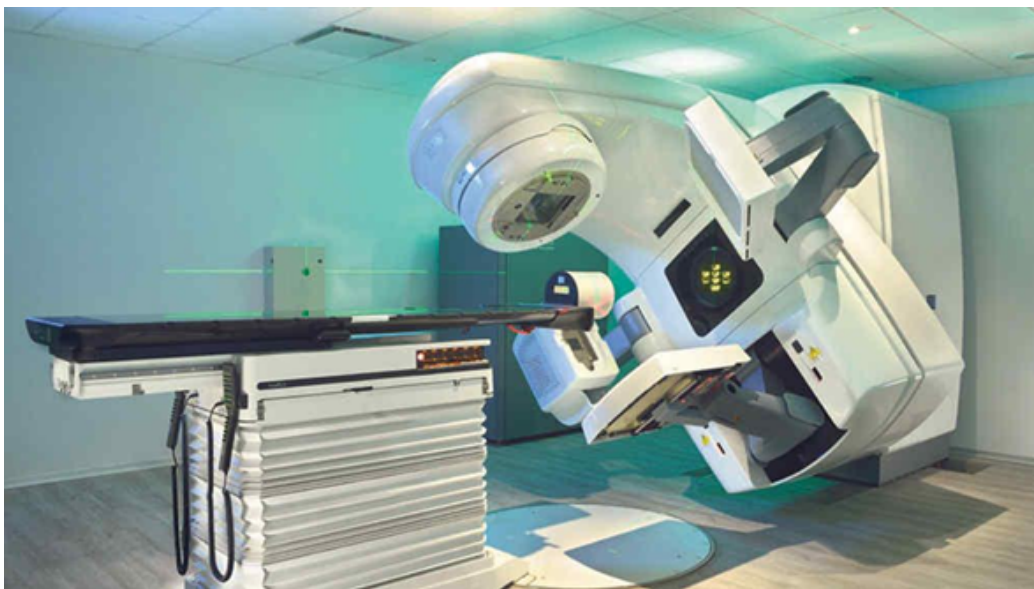


Figura D6. “Varian Trilogy” del Centro Médico Deán Funes de Córdoba. (Fuente: nota en la Voz del Interior. <http://www.lavoz.com.ar/directorio/centro-medico-dean-funes-radioterapia-de-primer-nivel>)



Figura D7. “Varian TrueBeam” del Centro de Medicina Nuclear y Molecular de Oro Verde, Entre Ríos. (Fuente: Sitio Oficial de la Comisión Nacional de Energía Atómica. <http://www.cnea.gov.ar/noticias-detalle?nid=3176>)



Figura D8. “Elekta Synergy” de la Fundación Médica de Río Negro y Neuquén. (Fuente: Canal de Youtube del diario LM Neuquén. <https://www.youtube.com/watch?v=1rLcvfaU3Ak&t=2s>)



Figura D9. “Elektta Axesse”. (Fuente: Sitio Oficial de la empresa Info Medical.

https://infmed.com/catalog/proekty_pod_klyuch/medicinskoe_oborudovanie/luhevaya_terapiya_i_radioterapiya/elektta_axesse/)



Figura D10. “Siemens ARTISTE” del Hospital Oncológico de Córdoba. (Fuente: Portal de Noticias, Gobierno de la Provincia de Córdoba. <http://prensa.cba.gov.ar/salud/en-su-10-aniversario-el-oncologico-suma-equipamiento/>)

D.3 Controles de calidad de aceleradores lineales para radiocirugía.

Se considera el principal inconveniente para la utilización de linacs en radiocirugía la pérdida de la certeza en la localización del blanco, razón por la cual la mayoría de los ensayos realizados a continuación buscan su aseguramiento. Dividimos los ensayos según el interés que persiguen en 3 categorías:

Test para aseguramiento de la localización e inmovilización

1. Exactitud y precisión en un único punto por angiografía:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es la detección de imprecisiones que puedan ser introducidas por el marco estereotáctico o el sistema de procesamiento de imágenes. Para su realización se utilizan maniqués como el de la siguiente figura con esferas de acero o plástico, adosados al marco de localización angiográfico.

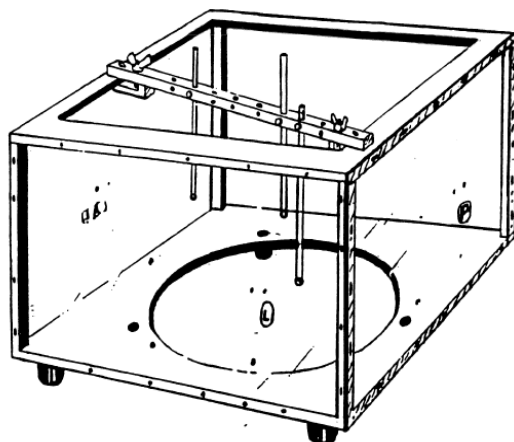


Figura D11. Maniqué para el ensayo de la precisión para el posicionamiento de un punto mediante Angiografía. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

2. Exactitud y precisión de localización en un único punto por TC:

Se realiza durante el comisionamiento y se repite periódicamente. Su objetivo es detectar imprecisiones introducidas por el tomógrafo, la elección del espesor de corte, una inclinación del dispositivo de localización respecto del eje del tomógrafo o el sistema de procesamiento de imágenes. Se realiza utilizando maniqués como los de la siguiente figura cuyos blancos son esferas de acero o plástico adosadas al marco de localización de TC.

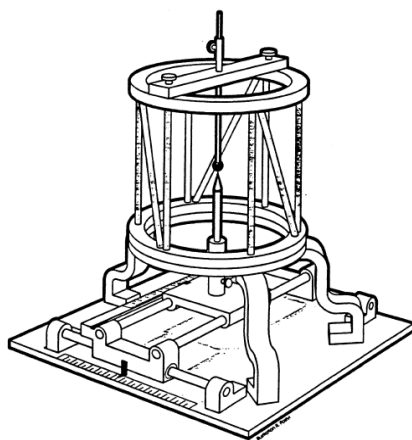


Figura D12. Maniqué para el ensayo de la precisión para el posicionamiento de un punto mediante TC. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

3. Exactitud y precisión de localización en un único punto por IRM:

Se realiza durante el comisionamiento y se repite periódicamente. Su objetivo es detectar imprecisiones que puedan ser introducidas por el RM, el dispositivo de localización estereotáctico o el sistema de procesamiento de imágenes, imprecisiones de localización a las que es especialmente susceptible las IRM o inestabilidades del sistema de imágenes de RM. Para su realización se maniqués con blancos rellenos de gadolinio como medio de contraste, que se adosan al marco localizador de IRM.

4. Test de “conocimiento” del blanco durante la localización del paciente:

Se realiza para cada tratamiento. Su objetivo es asegurar el procesos de localización del blanco, para ello se adosa o se fija permanentemente un “*blanco externo conocido*” en el marco de localización el cual se le determinan mecánicamente sus coordenadas, luego se calculan sus coordenadas usando las imágenes obtenidas de la angiografía, la TC, o el RM y ambas medidas son comparadas.

5. Test de movimientos del anillo de fijación de la cabeza:

Se realiza para cada tratamiento. Su objetivo es asegurar del anillo de fijación de la cabeza permanezca en donde fue ubicado respecto al cráneo. Para su realización luego de asegurar el anillo de fijación de la cabeza se encuentra asegurado, al mismo se le adosa el arco estereotáctico y su sonda de biopsias con las que se marcan en forma distribuida 3 o 4 puntos en el cuero cabelludo con sus respectivas coordenadas, luego de la realización del tratamiento se verifican que los puntos marcados en el cuero cabelludo coincidan con las coordenadas registradas. En la siguiente figura puede observarse el armado del ensayo.

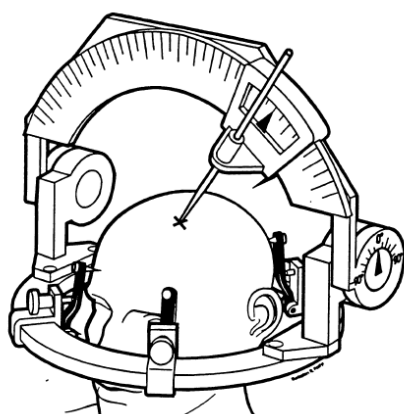


Figura D13. Ilustración representativa del ensayo para movimientos del anillo de fijación. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

Test para el aseguramiento de la dosimetría y el plan de tratamiento

6. Adecuación del tamaño del detector:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es la determinación del tamaño del detector que minimice los efectos producidos por el mismo en la medición del campo, esta dimensión depende del tamaño del campo. Para su realización deben medirse los parámetros dosimétricos utilizando diferentes técnicas y detectores y verificar que los mismos coincidan. Se recomiendan cámaras de ionización cuyo diámetro sea al menos $\frac{1}{3}$ del diámetro del haz, film y en especial detectores de diamante natural.

7. Exactitud del posicionamiento del detector:

Se realiza durante el comisionamiento y se repite periódicamente. Su objetivo es asegurar que durante las mediciones sea posicionado el detector de forma tal que coincida con el eje del haz. Para su realización se hacen mediciones en x e y a dos profundidades distintas de modo tal de obtener 2 perfiles; el detector debe hacerse coincidir con el eje que atraviese los máximos de ambos perfiles.

8. Modelo de único haz para el plan de tratamiento:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es la obtención de los parámetros que componen el modelo de único haz, el cual describe la distribución absoluta de dosis de un único haz y es utilizado por el programa de planificación de tratamiento. El modelo es descrito por la siguiente ecuación:

$$D(c, d, r, R) = TPR(c, d).OAR(c, r'(R, SID)).OF(c).(\frac{SID}{R})^2.CAL.MU$$

Siendo:

- c: el diámetro de colimación.
- r: la distancia radial desde el eje del haz al punto de estudio.
- R: distancia desde la fuente al punto de interés.
- d: profundidad en fantoma utilizado.
- MU: numero de unidades de monitor.
- TPR: es la tasa fantoma tejido, la misma se obtiene a partir del PDD, SSD y d_{max} .
- OAR: es la tasa de los perfiles del haz fuera del eje central. Se calcula a partir de r' . Siendo una función que valora como varía la dosis en un punto para distintos tamaños de campo. La misma se mide a profundidad de referencia para cada energía.
- CAL: medida mediante una cámara de ionización en un punto de referencia es el factor que permite la conversión de unidades de monitor a Gy.

9. Verificación del plan de tratamiento:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es la verificación la certeza de los resultados entregados por el planificador. Consiste en verificar la correcta entrega del número de unidades de monitor, determinadas mediante la medición del tiempo del tratamiento y la verificación de la correcta administración de la dosis, para lo que pueden usarse maniqués esféricos u humanoides con dosímetros de film u TLD.

Test de administración del tratamiento

10. Tambaleo del gantry o movimientos de rotación de la camilla:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es detectar tambaleos que puedan suceder durante una rotación completa del gantry o la camilla. Para su realización se fija un cilindro de 2-3 cm en la camilla de forma tal que coincida con el eje de rotación del gantry, a la misma se le adosa un indicador mecánico de modo tal que el mismo mida las variaciones de posición de un puntero rígido fijado al mismo, dicho puntero se fija también a la bandeja del colimador secundario, por último se realizan rotaciones completas del gantry registrando las variaciones indicadas por el indicador. En la siguiente figura puede observarse el armado del ensayo.

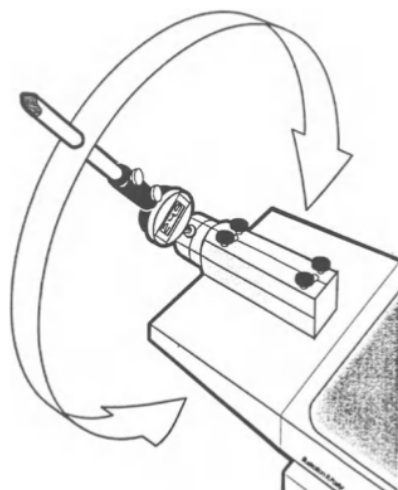


Figura D14. Implementación para el ensayo de movimientos del gantry y camilla. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

Para realizar el ensayo en la camilla, el eje se posiciona verticalmente y se lo hace coincidir con el eje de rotación de la camilla, al mismo se le adosa el indicador mecánico y el puntero rígido, el cual se ajusta a la bandeja secundaria del gantry. Se realizan rotaciones de la camilla y se registran los valores del indicador.

11. Alineación del gantry y la camilla con el eje de rotación

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es asegurar la intersección de los ejes de giro de la camilla y el gantry. Para su realización se utiliza una plataforma horizontal con 2 micrómetros que permitan mover un puntero vertical, la misma se fija a la camilla y se ubica dicho puntero en el isocentro nominal del sistema. Un segundo puntero se fija al soporte del colimador con el gantry en posición vertical. se hace rotar la camilla para asegurar durante su rotación el puntero vertical no rote, si esto sucede se corrige, luego se gira el gantry a las posiciones de 90° y 270 grados y se verifica que el tip del puntero del mismo no cambie su posición de derecha a izquierda entre ambas posiciones, de suceder, se corrige la posición del puntero. Por último usando los micrómetros se mueve el puntero de la camilla en la dirección izquierda-derecha hasta hacer coincidir los tips de los punteros, la distancia recorrida es la distancia entre ambos ejes de rotación. En la siguiente figura puede observarse el armado del ensayo.

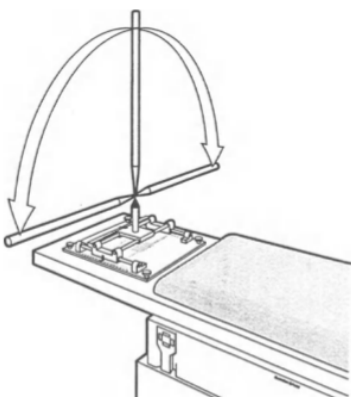


Figura D15. Implementación para la alineación del gantry y la camilla con el eje de rotación. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al)

12. Efecto de la caída del gantry en el eje del haz:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es medir el movimiento del eje del haz a lo largo del eje del gantry durante su rotación. Para su realización se utiliza el equipamiento del ensayo anterior, manteniendo el puntero del gantry y colocando el puntero de la camilla en forma horizontal fijado en los soportes para accesorios del extremo de la camilla, posicionar el gantry en 0° y con la camilla a la altura del isocentro hacer coincidir el puntero de la misma con el del gantry, luego llevar el gantry a 180° y medir el desplazamiento necesario de los micrómetros para lograr que los punteros coincidan nuevamente.

13. Alineación del colimador secundario:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema y se repite periódicamente y por cada tratamiento. Su importancia radica en que asegurar la correcta alineación del colimador que define el eje del haz con la fuente es el paso más crítico para lograr una distribución de dosis focal con un linac. Para su realización se utiliza el láser del techo y un film radiológico. Se posiciona la camilla se posiciona en el isocentro y el gantry retirado de la posición vertical de tal modo que el láser vertical muestra coincide con el eje de rotación de la camilla, el cual se marca, se vuelve a la posición vertical del gantry, y con ayuda de la marca realizada y la lámpara del gantry se posiciona y se fija el colimador secundario. Se coloca un fil radiológico en la camilla sobre el isocentro en posición horizontal y se irradia 2 veces con el gantry en posición vertical (0° y 180°), luego el film se coloca en posición vertical y se irradia con el gantry en las posiciones de 90° y 270° , esto permite asegurar la alineación del colimador. Se vuelve a colocar el film en posición horizontal, el gantry se coloca a 180° y se irradia el film con la camilla posicionada en

varios ángulos entre -75° y 75° , esto permite asegurar la alineación con el eje de rotación de la camilla.

14. Fuente de radiación:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema. Su objetivo es asegurar la estabilidad respecto del tiempo y la posición del gantry del foco del haz. Se realiza utilizando una cámara de foco ("beam-spot camera" en inglés) de lutz, esta permite observar la forma del foco y movimientos del mismo respecto al eje de la cámara, para esto la misma se fija al gantry.

15. Test de Heidelberg:

Se realiza solamente durante el comisionamiento del sistema y se repite periódicamente. Su objetivo es la localización del punto de referencia de configuración, que es un punto fijo en el sistema de coordenadas de la configuración, el mismo es útil para el correcto posicionamiento del paciente. El ensayo consiste en la calibración de tres láseres para que los mismo coincidan en el punto de referencia, para estos los mismos deben estar previamente ortogonales a las paredes y el techo, una vez asegurado esto, es necesaria una caja de plástico en la que se colocará un film radiológico la que se le insertará a través de una perforación en el centro de la cruz formada por los láseres, la caja se posiciona de tal modo que los láseres coincidan con el centro transversal de caja, y la misma se irradia con un haz de 4-5 milímetros, marcando la aguja durante la irradiación el punto de referencia. El proceso se repite en los dos planos ortogonales. En la siguiente figura puede observarse el armado del ensayo.

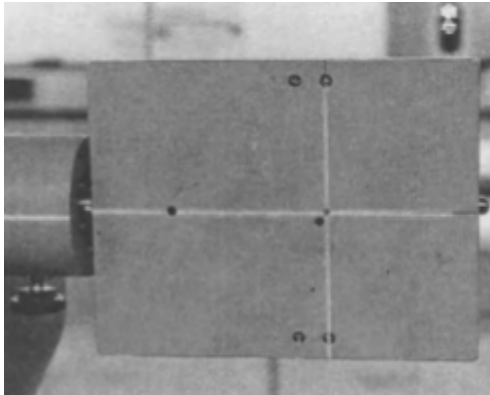


Figura D16. Implementación del test de Heidelberg. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

16. Posición del blanco usando doble exposición film de rayos x portales:

Se realiza durante el comisionamiento del sistema y se repite cada tratamiento. Su objetivo es el aseguramiento de la precisión y exactitud del posicionamiento del blanco. Para su realización se utilizan 4 platos con film radiológico y marcas de plomo de referencia, que se posicionados en la superficie anterior, posterior, derecha e izquierda del anillo de fijación de la cabeza, luego se realiza una doble exposición del film radiológico, es decir una con la suficiente amplitud como para que se observan las marcas y otra lo suficientemente estrecha para observar el centro del inserto del colimador secundario. las coordenadas de dicho centro se puede calcular utilizando el método de coordenadas estereotácticas. En la siguiente figura puede observarse el resultado del test:

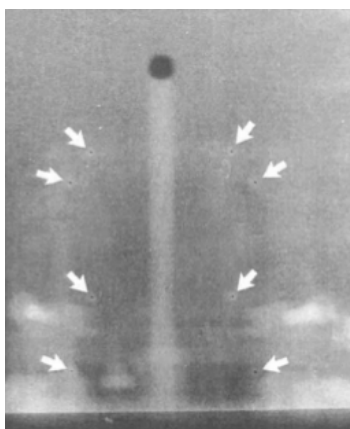


Figura D17. Film radiológico obtenido durante el test. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et al.)

17. Test general del “centro de articulación” para posicionamiento del blanco usando el simulador de punto de blanco (test de Winston-Lutz):

Se realiza durante el comisionamiento del sistema y se repite periódicamente y por cada tratamiento. Su objetivo es doble, por un lado permite medir cuantitativamente la capacidad del sistema de centrar una distribución de dosis alrededor de un blanco arbitrario y por otro permite configurar correctamente las coordenadas del blanco para un paciente. En posteriores secciones se desarrollarán los métodos para su desarrollo.

18. Test suplementario para el posicionamiento del blanco:

Se realiza para cada tratamiento. Su objetivo es brindar seguridad dentro del paciente del tiempo y la localización del blanco mediante un método que pueda ser corroborado por el físico y el médico a cargo del paciente. Para su realización se utilizan imágenes de TC, RM o angiografía, mediante las cuales se miden con cierta precisión las distancias desde el blanco a la superficie del paciente en los tres ejes principales como se muestra en la figura (ilustrativa del método utilizando un TC), luego estas mismas distancias pueden medirse con cierta precisión en el paciente utilizando reglas con forma de “L”.

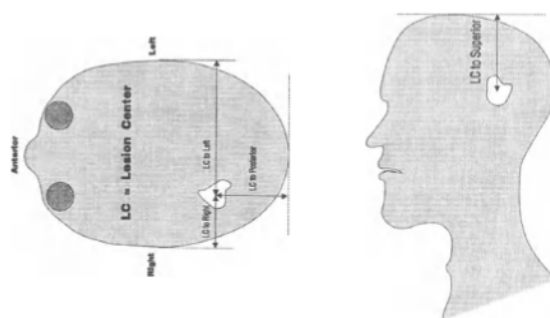


Figura D18. Ilustración representativa de la medición de distancias al blanco en un paciente. (Fuente: “Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery. Report from a Quality Assurance Task Group” de Hartmann et

al.)

Método de ensayo de administración del tratamiento independiente

19. Evaluación radiográfica de la alineación del haz

Se realiza durante el comisionamiento del sistema y se repite periódicamente. Su objetivo es la comparación entre la distribución de dosis calculada por el planificador (suponiendo la alineación perfecta del haz) y la medida. Para llevarlo a cabo se utiliza un maniquí esférico con un film radiológico en su centro y se realizan irradiaciones en los dos planos ortogonales de modo tal de obtener información de los tres ejes principales. Estos perfiles se comparan con los calculados midiendo el ancho del mismo.

20. Completa integración del sistema:

Se realiza durante el comisionamiento del sistema y se repite periódicamente. Su objetivo es asegurar la correcta localización del blanco a través del tratamiento y una correcta precisión geométrica del mismo. Se utiliza un maniquí (representativo de una cabeza) con esferas de acero o plomo en posiciones “*desconocidas*” en el mismo, apelando el método de imágenes comúnmente utilizado para realizar el procedimiento (CT angiografía o RM -las esferas deben tener un contraste adecuado-) y en las mismas condiciones que se usan en el tratamiento se posicionan las coordenadas de los blancos. Utilizando una serie de campos fijos, preferiblemente con un diámetro de colimación pequeño y al menos ocho campos por blanco, representando puntos de acceso distribuidos por todo el hemisferio. Para cada campo se realiza una exposición en un film radiológico y se calcula el desplazamiento geométrico de la esfera para cada campo entre los films y su posicionamiento utilizando el sistema de imágenes.

D.4 Planificador de tratamiento para Radiocirugía.

El sistema de Planificación de tratamiento (TPS) no es una parte integral de un acelerador lineal, pero es una herramienta esencial en cualquier práctica debido a su uso en el cálculo de distribución de dosis que el radiooncólogo ha prescrito al paciente.

Para la planificación de tratamientos en radioterapia se utilizan potentes algoritmos que basan sus resultados en la densidad electrónica del medio que deben atravesar las radiaciones, como si todo fuese agua y relacionada con las diferentes densidades que atraviesa el haz.

Entre los algoritmos más usados podemos mencionar:

- Algoritmo de análisis anisotrópico (AAA): se basa en el método de convolución-superposición que calcula la dosis teniendo en cuenta la componente indirecta a la dosis absorbida debida a interacciones de los fotones incidentes y superponiendo funciones error (convolución entre una gaussiana y una función escalón). Ejemplo de TPS basado en este algoritmo: Eclipse (Varian Medical Systems).
- Pencil Beam: basado en convolución-superposición, pero inferior al AAA porque no modela las variaciones de la penumbra con la densidad, trabaja realizando convolución mediante transformada rápida de Fourier multiplicando el valor de una fracción de energía depositada alrededor de una interacción primaria (kernel) calculada mediante Monte Carlo y la cantidad de energía de radiación total que considera además contribuciones energéticas por eventos de dispersión (terma). Ejemplo de TPS basado en este algoritmo: iPlan RT (BrainLab), CAT3D (Mevis).
- Monte Carlo: basado en números aleatorios que modelan la probabilidad de interacción del fotón. Es el más preciso pero el más lento por presentar un alto costo

computacional. Ejemplo de TPS basado en este algoritmo: iPlan RT (BrainLab), Monaco (Elekta).

- Collapsed Cone Convolution (CCC): la idea del algoritmo es dividir el volumen de interés en un número de conos finitos y en cada cono integrar la energía depositada en el eje del mismo. Es más rápido que Monte Carlo pero más lento que el Pencil Beam porque no hace superposiciones aplicando transformaciones rápidas de Fourier como el algoritmo Pencil Beam. Ejemplo de TPS basado en este algoritmo: Pinnacle (Philips Healthcare), Ray Station (RaySearch), CAT3D (Mevis).

D.5 Marco estereotáctico.

La IAEA recomienda que el servicio de radiocirugía cuente con alguno de los cinco marcos estereotácticos que se nombran a continuación:

Leksell: es un marco de base rectangular que se fija con tornillos de aluminio al cráneo del paciente.

El origen del sistema cartesiano está fijado fuera del marco en la parte lateral, superior y posterior sobre el lado derecho del paciente. Mientras que el centro del marco está localizado en la coordenada (100, 100, 100).

Este marco permite acoplar accesorios para tomografía y resonancia que contienen marcadores fiduciaros y barras en forma de N hechas de cobre que ayudan a determinar coordenadas a través de estos estudios imageneológicos. En la siguiente figura se observa un diagrama de un marco estereotáctico ideado para imágenes tomográficas.

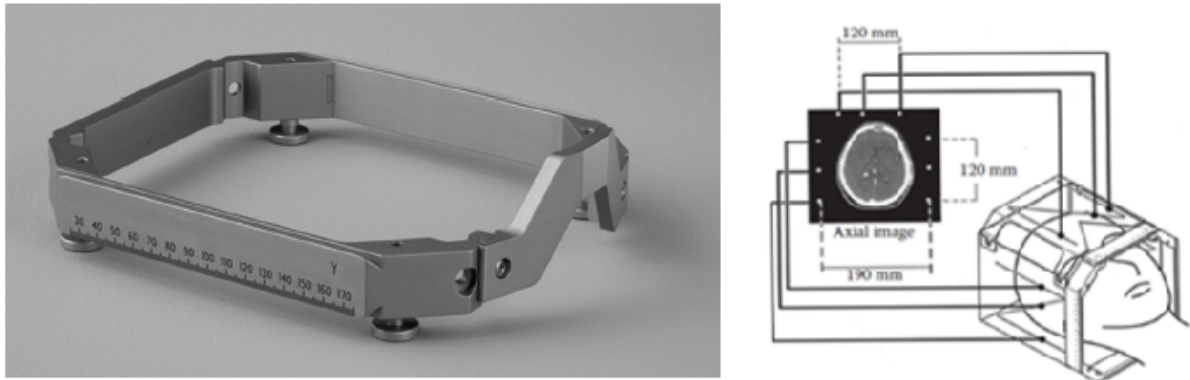


Figura D19. A la izquierda el Marco Estereotáctico de Leksell, y a la derecha el sistema para localización mediante tomografía computada. (Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.)

Brown-Roberts-Wells (BRW): el modelo comercial disponible hoy en día, que también se conoce como marco Cosman-Roberts-Wells, consiste en una base circular de aluminio niquelado que puede ser fijado a un soporte en la camilla o a uno de pie y que tiene el origen situado en el centro del anillo a 80 mm de la superficie superior.

En este marco se coloca el sistema localizar para tomografía que mantiene tiene nueve varillas de grafito dispuestas formando tres N que se utilizan como marcadores para determinar las distancias verticales de las estructuras de interés dentro de la imagen tomográfica que sirve para brindar coordenadas XY.



Figura D20. Marco estereotáctico de Brown-Roberts-Wells (izquierda) con sistema para localización mediante tomografía computada (derecha). (Fuente: “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy” de Benedict et al.)

Tipal: este marco conocido también como marco Olivar-Bertrand-Tipal (OBT) fue diseñado primeramente como un cubo con escalas milimétricas verticales y horizontales. Se fijaba el cubo mediante cuatro tornillos y con dos anillos unidos a unos rodillos situados a ambos costados de la cabeza del paciente se alineaba el cubo haciendo pivotar. El sistema de coordenadas polares y rectangulares es similar al usado en el marco Leksell.



Figura D21. Marco estereotáctico de Tipal.

(Fuente: “*Functional and Stereotactic Neurosurgery*” de Kandel et al.)

Gill-Thomas-Cosman (GTC): es un marco no invasivo y relocalizable que es compatible con el sistema para el marco BRW. Consiste en un arco de aluminio con un soporte para una pieza dental moldeada a partir de la mordida del paciente y otro soporte occipital que se moldea para acoplarse uniformemente a la parte posterior de la cabeza del paciente. Para asegurar el marco se utilizan tres tiras de velcro que sujetan el soporte occipital y dental como se muestra en la figura xx.

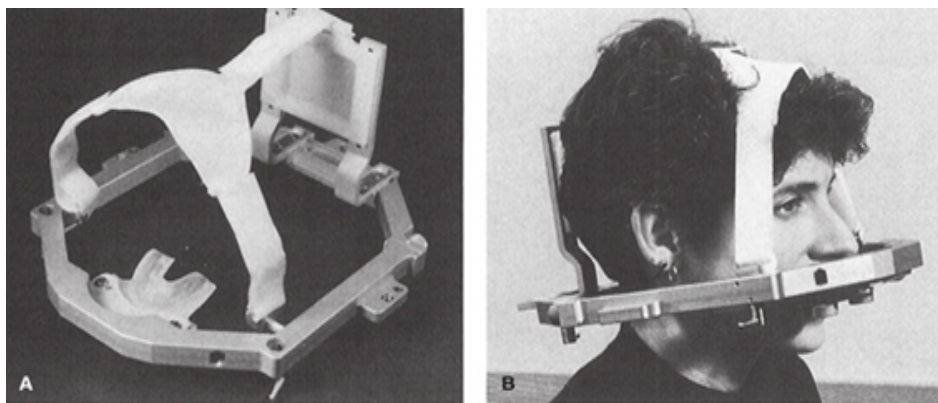


Figura D22. Marco estereotáctico de Gill-Thomas-Cosman: a) sistema de fijación y b) montaje en paciente.

(Fuente: “*The Physics of Radiation Therapy*” de Khan et al.)

Riechert-Mundinger: diseñado en 1951 pero modificado en 1959, consiste en un aro dividido en 360° que se fija al paciente con seis tornillos. El plano del anillo corresponde al plano horizontal del cráneo, el plano sagital a la línea $0^\circ -180^\circ$, y el plano interauricular a la línea $90^\circ -270^\circ$. Se toma una proyección sagital y otra interauricular. Los cálculos estereotácticos en las dos proyecciones están determinados por tres coordenadas: vertical (la distancia desde el punto objetivo a lo largo de la perpendicular al centro del anillo basal), horizontal (desde el mismo punto al plano interauricular) y frontal (desde el mismo punto al plano medio).

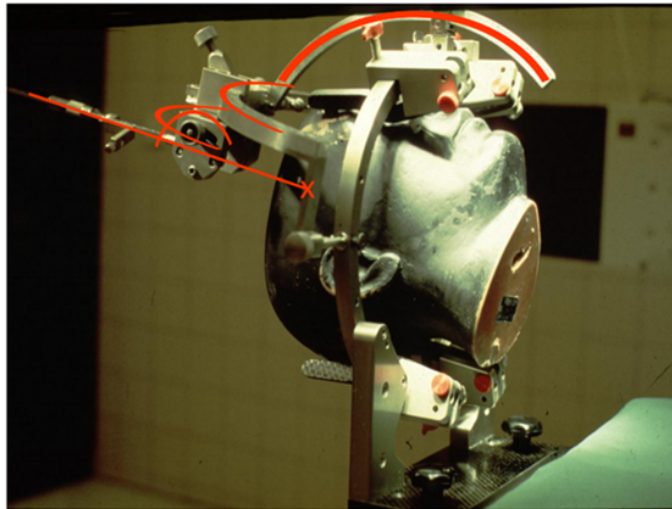


Figura D23. Marco estereotáctico de Riechert-Mundinger. (Fuente: “From Stereotactic Radiotherapy (SRT) to Imaged Guided Radiotherapy (IGRT): The contribution of Medical Physics” de Schlegel, W)

D.6 Entrenamiento del personal.

Según el reporte TECDOC 1151 de la IAEA, los requerimientos mínimos de capacitación con los que deben constar los miembros de un equipo de radiocirugía son:

- Neurocirujano: título universitario en medicina con especialización en neurocirugía. Se debe acreditar ya sea a través del programa de residencia de neurocirugía o por otros cursos, prácticas y entrenamiento en radiocirugía.
- Radiooncólogo: título universitario en medicina con especialización en radioterapia oncológica. Se debe acreditar ya sea a través del programa de residencia en radioterapia oncológica o por otros cursos, prácticas y entrenamiento en radiocirugía. Además, el radioncólogo debe tener autorización del ente regulador nuclear correspondiente.
- Físico Médico: título universitario en ciencias físicas o ingeniería que incluya asignaturas de física nuclear e interacción de radiación con la materia. Para la especialización en Física Médica deberá haber recibido formación académica de postgrado y práctica en los conceptos y técnicas de la Física de radiaciones aplicada a la medicina, y un entrenamiento práctico como físico médico en radioterapia clínica. Además, el Físico Médico debe tener autorización del ente regulador nuclear correspondiente. Se deben acreditar prácticas y entrenamiento en radiocirugía.
- Técnico en radioterapia: título universitario medio en tecnología médica, con conocimientos teóricos y experiencia clínica en radioterapia adecuados para la integración en un equipo multidisciplinario de profesionales. En algunos países la formación del técnico en radioterapia incluye un periodo de enseñanza a nivel de diplomado en enfermería o similar, que se complementa con la enseñanza de los aspectos físicos y técnicos de la radioterapia. Debe contar con entrenamiento en el manejo de la unidad radioquirúrgica.