

*Desarrollo de un Sistema de Garantía
de Calidad Geométrica en
Imágenes Estereotácticas*

Br. Eric Francisco Sira Davila

Tutor: Dr. Miguel Martín Landrove

Trabajo Especial de Grado



Caracas, 21 de mayo del año 2014

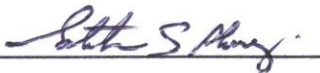
Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

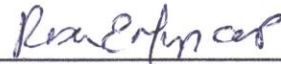
VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Eric Francisco Sira Davila, titulado: **“Desarrollo de un Sistema de Garantía de Calidad Geométrica en Imágenes Estereotácticas.”**, para optar al título de Licenciada en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos **APROBADO** en nombre de la Universidad Central de Venezuela.



Dr. Esteban Álvarez

Jurado



Dra. Rosa Mujica

Jurado



Dra. Miguel Martín Landrove

Tutor

Caracas, 22 de mayo de 2014.



Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

***Desarrollo de un Sistema de Garantía de Calidad
Geométrica en Imágenes Estereotácticas.***

Br. Eric Francisco Sira Davila

Dr. Miguel Martín Landrove, Tutor

Caracas, 24de abril del año 2014

Desarrollo de un sistema de garantía de calidad geométrica en imágenes estereotácticas.

Br. Eric Francisco Sira Davila

Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Facultad de Ciencias de la
Universidad Central de Venezuela como
requisito parcial para optar al título de:

Licenciado en Física.

Dr. Miguel Martín Landrove, Tutor

Agradecimientos

Agradezco a la Universidad Central de Venezuela, por brindarme la oportunidad de estudiar y convertirse en mi segundo hogar.

A mis padres, Nelly Davila y Jesus Sira, por brindarme el apoyo incondicional, su confianza y por su gran contribución a mi desarrollo tanto personal, como profesional, estando siempre a mi lado en las buenas y en las malas durante estos años de estudio, apoyándome y motivándome para seguir siempre adelante y alcanzar mis metas. También agradezco a mi familia, mis tías Betty y Ericka que siempre me brindaron su ayuda en los momentos difíciles.

Agradezco también a mi tutor, el Profesor Miguel Martin, por darme la oportunidad de desarrollar este trabajo bajo su tutela, por aportarme sus conocimientos y brindándome su confianza y amistad, también al profesor Wuilian Torres por ayudarme tantas veces con la programación en Matlab y darme las herramientas necesarias para realizar este trabajo.

A Yubiri Strubinger, por darme su incondicional apoyo y enseñarme que no hay reto que no se pueda lograr ni meta que no se pueda alcanzar, por estar siempre a mi lado facilitando el duro trayecto que juntos hemos recorrido y que falta por recorrer.

A Raul Villalta que más que un mentor se convirtió en un gran amigo y compañero.

A Francis de la Fuente que siempre me apoyó y dio su confianza a pesar de la distancia, una persona que se convirtió en más que una amiga, es parte ya de la familia, aportó mucho a este trabajo con sus consejos y orientándome para tomar las mejores decisiones.

Por último pero no menos importante a todos mis amigos, que de alguna manera me aportaron algo en el recorrido de mi carrera y con los que logre ganarme su confianza y por supuesto por los que se ganaron la mía, debo mencionar a Johan Rojas, Wilmer Chacon, Angel de Nobregas, Maria Yopez,

NatalyLajo, Fabiola Hernandez, Jhonalbert Aponte, que se convirtieron en más que amigos, se convirtieron en mi familia. También agradezco a Luis, Claudia, Karen, Arianna, Sinkler, Jhon, Patrizia por su amistad y compañerismo en estos años.

A este Trabajo contribuyeron muchas personas, dándome sus consejos e ideas, a todas esas personas, mil gracias por su ayuda. ¡Muchísimas gracias!

Resumen

La radiocirugía Estereotáctica con el Gamma Knife (cuchillo gamma), es una técnica especializada y muy avanzada en el tratamiento de lesiones intracraneales. En estos tipos de tratamiento se utilizan imágenes de Resonancia Magnética para el diagnóstico y la planificación del tratamiento, tratamiento que debe ser muy preciso por lo delicado del área en la que se encuentra la lesión. En el presente trabajo, las imágenes de Resonancia Magnética, son analizadas con programas que identifican las marcas características que deja el marco estereotáctico, utilizado en este tipo de procedimientos, así como los bordes de la lesión de cada paciente, para establecer un radio entre un punto de la lesión y lo que sería el centro geométrico del marco estereotáctico, para poder clasificar y diferenciar lesiones, que son más complicadas que otras a la hora de realizar el tratamiento, también se dispone de un método para chequear la alineación del paciente, al momento de realizar la Resonancia Magnética, para garantizar un buen posicionamiento del paciente y obtener imágenes en las que se pueda llevar a cabo una buena planificación.

Índice General

Índice General V

Lista de figurasVII

1.Introducción	1
1.1. Objetivos	2
2 Marco Teórico	3
2.1Radiación	3
2.2 Interacción de la radiación con la materia	5
2.3 Resonancia Magnética	7
2.4Radiobiología	9
2.5 Radiofármacos	11
2.6Radioterapia	13
2.7Procesamiento digital de imágenes y morfología matemática	29
2.8 Ángulos de Euler	33
3 Metodología	37
3.1 Tratado y procesamiento de las imágenes digitales	37

4	Resultados y Discusión	51
4.1	Paciente 1	52
4.2	Paciente 2	55
4.3	Paciente 3	58
4.4	Paciente 4	61
4.5	Paciente 5	65
4.6	Resultados Generales	68
4.7	Paciente 6	71
4.8	Ángulos de desviación α , β y θ	75
4.9	Clasificación de lesiones según ubicación	78
4.10	Paciente 7	81
4.11	Paciente 8	83
5	Conclusiones y Recomendaciones	85
5.1	Conclusiones	85
5.2	Recomendaciones	86
	Bibliografía	87
A.	Código fuente de Programas	89

Lista de Figuras y Tablas

<i>Figura 2.1: Efecto Compton (A). Efecto Fotoeléctrico (B). Producción de pares (C).</i>	6
<i>Tabla 2.1: Tiempos de relajación nominal en milisegundos para cada tipo de tejido.</i>	7
<i>Figura 2.2: Mediante tres pares de bobinas (X, Y, Z) que crean gradientes magnéticos en las tres direcciones del espacio, se pueden lograr imágenes transversales, sagitales o coronales.</i>	8
<i>Figura 2.3: Esquema simplificado del funcionamiento interior de un equipo de Resonancia Magnética.</i>	8
<i>Figura 2.4: Mecanismo de división celular</i>	10
<i>Figura 2.4: Molécula de triyodobenzoico</i>	11
<i>Figura 2.6: Lesión tumoral de cerebro antes y después de la administración de medio de contraste a base de gadolinio.</i>	12
<i>Figura 2.7: Sistema estereotáxico con sus partes fundamentales</i>	14
<i>Figura 2.8: Tornillos de Fijación</i>	15
<i>Figura 2.9: Soportes de Fijación Temporal</i>	16
<i>Figura 2.10: Ejes de Coordenadas del Marco</i>	16
<i>Figura 2.11: Soportes de fijación temporal en paciente</i>	17
<i>Figura 2.12: Fijación de tornillos en paciente</i>	17
<i>Figura 2.13: Esquema de un equipo de Gamma Knife.</i>	18
<i>Figura 2.14: Voxel en el que se pueden diferenciar distintos tejidos.</i>	19

<i>Figura 2.15: Imagen de estudio Sagital</i>	21
<i>Figura 2.16: Imagen de estudio Coronal</i>	22
<i>Figura 2.17: Imagen de estudio Axial</i>	23
<i>Figura 2.18: Posicionamiento Automático (APS)</i>	24
<i>Figura 2.19: Cascos colimadores del Gamma Knife</i>	25
<i>Figura 2.20: Resonancia Magnética de una Malformación Arteriovenosa</i>	26
<i>Figura 2.21: Tomografía de un tumor cerebral</i>	26
<i>Figura 2.22: Imagen de un neurinoma acústico</i>	27
<i>Figura 2.23: Tomografía de una metástasis cerebral.</i>	27
<i>Figura 2.24: Tomografía de un Meningioma.</i>	28
<i>Figura 2.25: Resonancia Magnética de una lesión en la glándula pituitaria.</i>	29
<i>Figura 2.26: Tomografía de un Glioma maligno</i>	30
<i>Figura 2.27: Imagen pasada por filtros que elimina el ruido y suavizan la intensidad entre pixeles.</i>	31
<i>Figura 2.28: Ejemplo de extracción de una zona para delimitar el borde utilizando conectividad.</i>	32
<i>Figura 2.29: Efectos más comunes en morfología matemática</i>	32
<i>Figura 2.30: Primera Rotación en el eje Z de un cuerpo</i>	33
<i>Figura 2.31: Segunda Rotación en el eje Y de un cuerpo</i>	34
<i>Figura 2.32: Tercera y última Rotación en el eje Z de un cuerpo.</i>	35
<i>Figura 3.1: Imagen de RM de un paciente con protocolo de Radiocirugía.</i>	37
<i>Figura 3.2: Imagen de RM axial mostrando las marcas introducidas por el marco estereotáctico.</i>	38

<i>Figura 3.3: Posicionamiento con desviación θ.</i>	39
<i>Figura 3.4: Posicionamiento perfecto.</i>	39
<i>Figura 3.5: Imagen de RM corte 100.</i>	40
<i>Tabla 3.1: Coordenadas de la imagen 100 de RM mostrada a la izquierda.</i>	40
<i>Figura 3.6: imagen del ángulo α.</i>	40
<i>Figura 3.7: Angulo α de desviación en imagen de RM.</i>	40
<i>Figura 3.8: Angulo de desviación β en imagen de R</i>	41
<i>Figura 3.9: Angulo de desviación β en el plano YZ</i>	42
<i>Figura 3.10: Angulo de desviación θ en imagen de RM</i>	42
<i>Figura 3.11: Angulo de desviación θ en el plano XZ</i>	43
<i>Figura 3.12: Sistema de 4 masas en las esquinas de un rectángulo.</i>	44
<i>Tabla3.1: Posición de las masas</i>	44
<i>Figura 3.13: Imagen de RM con Z=0 corte 56</i>	45
<i>Figura 3.14: (A) Corte de RM de un paciente donde se encuentra la lesión. (B) Imagen luego de pasar por el filtro de intensidad creado en matlab.</i>	46
<i>Figura 3.15: (C) imagen del contorno de la lesión después de sembrar la semilla y realizar conectividad 4. (D) imagen de la frontera de la lesión.</i>	47
<i>Figura 3.16: Parte del reporte médico que especifica las coordenadas de disparos del Gamma Knife. Podemos observar en este caso que no hubo alertas de ningún tipo lo que se traduce en un tratamiento posicionado por el APS o tratamiento automático.</i>	48
<i>Figura 3.17: Imagen de RM que señala el punto más lejano de la lesión medido desde el centro geométrico del marco.</i>	48
<i>Tabla 3.2: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico. Nótese que el tercer disparo corresponde a un radio medido desde el centro del marco estereotáctico de 21.7 mm, un milímetro menos que el borde más lejano de la lesión que encontramos anteriormente.</i>	49

<i>Figura 4.1: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento automático.</i>	52
<i>Tabla 4.1: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α, β y θ.</i>	52
<i>Tabla 4.2: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 1.</i>	53
<i>Figura 4.2: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.</i>	53
<i>Tabla 4.3: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.</i>	54
<i>Figura 4.3: Grafica de los diez disparos que tomo el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico en el plano XY.</i>	55
<i>Figura 4.4: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alertas de colisión.</i>	56
<i>Tabla 4.4: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α, β y θ.</i>	56
<i>Tabla 4.5: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 2.</i>	57
<i>Figura 4.5: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión</i>	57
<i>Tabla 4.6: coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.</i>	57
<i>Figura 4.6: Grafica de los ocho disparos que tomo el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico ene l plano XY.</i>	57
<i>Figura 4.7: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alertas T.</i>	58
<i>Tabla 4.7: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α, β y θ.</i>	58
<i>Tabla 4.8: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 3.</i>	59
<i>Figura 4.8: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión</i>	59

<i>Tabla 4.9: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico</i>	60
<i>Figura 4.9: Grafica de los seis disparos que tomo el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico.</i>	60
<i>Figura 4.10: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con múltiples alertas.</i>	61
<i>Tabla 4.10: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α, β y θ.</i>	61
<i>Tabla 4.11: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 4.</i>	62
<i>Figura 4.11: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.</i>	62
<i>Tabla 4.12: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.</i>	63
<i>Figura 4.12: Grafica de los seis disparos que tomo el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico.</i>	63
<i>Figura 4.13: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alerta H.</i>	64
<i>Tabla 4.13: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α, β y θ.</i>	64
<i>Tabla 4.14: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 5.</i>	65
<i>Figura 4.14: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.</i>	66
<i>Tabla 4.15: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.</i>	67
<i>Figura 4.15: Grafica de los nueve disparos que tomo el tratamiento reflejada en la coordenada Z.</i>	67
<i>Figura 4.16: Grafica X vs Y de todos los puntos de tratamientos automáticos medidos desde el centro del marco esterotáctico</i>	68
<i>Figura 4.17: Grafica X vs Y de todos los puntos de tratamientos con</i>	

<i>alerta de colisión (C) medidos desde el centro del marco esterotáctico.</i>	69
<i>Figura 4.18: Grafica X vs Y de todos los disparos realizados con sus distintas alertas.</i>	69
<i>Figura 4.19: Grafica de disparos en la coordenada Z</i>	70
<i>Figura 4.20: (A) Reconstrucción completa en 3D del paciente estudiado con el software de Amira. (B) Reconstrucción en 3D del mismo paciente hasta el corte 46 donde se visualiza la primera lesión.</i>	71
<i>Figura 4.21: Imagen de RM corte 46 con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano y más lejano de la lesión.</i>	71
<i>Figura 4.22: Imagen combinada de la RM del paciente junto a la grafica de resultados de disparos con diferentes alertas.</i>	72
<i>Figura 4.23: (A) Reconstrucción completa en 3D del paciente estudiado con el software de Amira. (B) Reconstrucción en 3D del mismo paciente hasta el corte 98 donde se visualiza la segunda lesión.</i>	73
<i>Figura 4.24: Imagen de RM corte 98 con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano y más lejano de la lesión.</i>	73
<i>Figura 4.25: Imagen combinada de la RM del paciente junto a la grafica de resultados de disparos con diferentes alertas.</i>	74
<i>Figura 4.26: Grafica de valores del ángulo de desviación α de 50 pacientes diferentes.</i>	75
<i>Figura 4.27: Grafica de valores del ángulo de desviación β de 50 pacientes diferentes.</i>	76
<i>Figura 4.28: Grafica de valores del ángulo de desviación ϑ de 50 pacientes diferentes.</i>	77
<i>Figura 4.29: Grafica de radios XY con sus diferentes alertas.</i>	78
<i>Figura 4.30: (A) Imagen de RM con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano (9.9 mm) y más lejano de la lesión (25.8 mm). (B) Imagen segmentada donde se</i>	

muestra el borde de la lesión y los puntos del marco estereotáctico. 80

Tabla 4.16: de clasificación de tratamientos en pacientes según las distancias entre la lesión y el centro del marco estereotáctico. 81

Tabla 4.17: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 7. 82

Figura 4.32(A) Imagen de RM con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano (19.2 mm) y más lejano de la lesión (38.0 mm). (B) Imagen segmentada donde se muestra el borde de la lesión y los puntos del marco estereotáctico. 83

Tabla 4.18: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 8. 84

CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN

En la medicina moderna, las técnicas de diagnóstico por imágenes han evolucionado con el tiempo, para ofrecernos hoy en día una gran variedad de métodos para identificar una lesión, técnicas como Rayos X, Medicina Nuclear, Resonancia Magnética (RM), Tomografía Computarizada (CT), entre otras han tenido un rol importante a la hora de diagnosticar y tratar diferentes tipos de enfermedades o lesiones tumorales, brindando una gran variedad de imágenes de alta calidad, que permiten hacer reconstrucciones en 2D y en 3D, estas imágenes se pueden manipular para realizar estudios más detallados con ayuda de software especializados para estas tareas, que permiten delimitar con gran precisión las zonas donde se encuentra una lesión y posteriormente realizar la mejor planificación del tratamiento. En la actualidad con los avances tecnológicos, la radiocirugía se presenta como una alternativa a procedimientos que antes solo se podían realizar quirúrgicamente, presentando un menor riesgo a la salud del paciente, ya que se trata de técnicas de precisión milimétrica, donde se evita en la medida de lo posible involucrar tejido sano y a su vez eliminar la mayor parte del tejido tumoral o de la lesión que se quiera tratar.

En las Radiocirugías con el Gamma Knife, la precisión debe ser exacta, ya que se trata de procedimientos en la zona intracraneal, cualquier error milimétrico que se cometa puede conllevar a otro tipo de afección al paciente o hasta la muerte por lo delicado del procedimiento. Es por tal motivo que el paciente es fijado al equipo con un marco especial, que a su vez, está fijado al cráneo del paciente para garantizar que no habrá movimientos involuntarios que puedan producir errores en el tratamiento.

Garantizar la calidad en el posicionamiento es vital en este tipo de procedimientos, es por eso que el propósito de este trabajo, es crear un sistema que garantice la calidad de la alineación del paciente a tratar en radiocirugía con el Gamma Knife. Además como cualquier equipo, el Gamma Knife presenta limitaciones a la hora de realizar un tratamiento, estas limitaciones radican en que dependiendo de la ubicación de la lesión, el tratamiento tiene un nivel de complicación diferente, con el presente trabajo se pretende identificar cuáles son estos límites que puede tener una lesión para estar en un nivel de complejidad u otro.

1.1 Objetivos

El principal objetivo de este trabajo es crear un programa que permita predecir la dificultad del tratamiento que se tendría que aplicar a pacientes de radiocirugía con el equipo Leksell Gamma Knife 4C ubicado en el Centro de Diagnóstico Docente de las Mercedes, como también dar un aproximado del tiempo que durará dicho procedimiento, usando como referencia una base de datos creada con los casos hasta la fecha que han sido tratados con este equipo. Se pretende que este programa sea una herramienta que pueda optimizar el rendimiento de la jornada laboral de todo el personal que interviene en el proceso de radiocirugía. Para lograr este objetivo general es de vital importancia cumplir con los siguientes objetivos específicos:

- Obtener diversas imágenes de tumores de cerebro del equipo resonancia magnética y tomografía del Centro Médico Docente de las Mercedes.
- Evaluar la calidad de las imágenes y reordenarlas para verificar la alineación del paciente, utilizando como guía las marcas fiduciales del marco estereotáctico utilizado en el procedimiento de radiocirugía.
- Identificar y segmentar la lesión en las imágenes seleccionadas.
- Evaluar la distancia entre el punto más externo de la lesión y el punto central del marco estereotáctico para evitar colisiones.
- Crear una base de datos con los resultados obtenidos entre los radios de las lesiones y el tipo de tratamiento aplicado, así como el tiempo que tarda realizar el procedimiento.
- Predecir la dificultad del tratamiento de un paciente nuevo de radiocirugía a tratar con el equipo Leksell Gamma Knife 4C dependiendo de la posición de la lesión.

CAPÍTULO

2

MARCO TEÓRICO

2.1. Radiación.

La radiación es la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio material. Existen dos tipos en los que se clasifica a la radiación, radiación propagada en forma de ondas electromagnéticas (rayos UV, rayos X, microondas, etc.) y la radiación corpuscular que es la radiación transmitida en forma de partículas subatómicas (partículas α , β , etc.) que se mueven a gran velocidad y con un apreciable transporte de energía.

2.1.1 Decaimiento Radiactivo

Es un proceso por el cual un núcleo inestable de un átomo pierde energía emitiendo partículas de radiación para alcanzar su estabilidad. Un material que puede emitir espontáneamente partículas alfa, gamma o beta se considera radiactivo (un radioisótopo). La desintegración o decaimiento radiactivo como proceso es estocástico a nivel de átomos individuales, sin embargo la probabilidad de que algún átomo que forma el material decaerá es constante en el tiempo. Por lo tanto, dado una muestra de algún radioisótopo, el número de decaimientos $-\partial N$ se espera que ocurra en un pequeño intervalo de tiempo ∂t que será proporcional al número de átomos presentes N del radioisótopo. [3]

$$\frac{-\partial N}{\partial t} = \lambda N \quad (2.1)$$

Como cada radioisótopo tiene una determinada velocidad de decaimiento, es normal que para cada isótopo exista una constante de decaimiento o constante de desintegración llamada λ . La tasa de decaimiento de un radioisótopo también se conoce como actividad A .

La cual es, el número de átomos que decaen por unidad de tiempo. El signo menos se debe a que N decae en el tiempo.

$$A = \frac{-\partial N}{\partial t} = \lambda N \quad (2.2)$$

Hacemos separación de variable e integramos.

$$\int \frac{-\partial N}{N} = \int \partial t \lambda \quad (2.3)$$

Resolvemos

$$\ln(N) = -\lambda t + c \quad (2.4)$$

Inicialmente se tiene un número N_0 de átomos, usando esta condición inicial la variable $c = \ln N_0$.

Sustituimos

$$\ln(N) = -\lambda t + \ln N_0 \quad (2.5)$$

Entonces

$$\frac{N}{N_0} = e^{-\lambda t} \quad (2.6)$$

Esta ecuación describe la ley de decaimiento exponencial y como la actividad es proporcional al número de átomos podemos escribir lo siguiente.

$$\frac{A}{A_0} = e^{-\lambda t} \quad (2.8)$$

Las ecuaciones indica que la constante de desintegración λ tiene unidades de t^{-1} , y por lo tanto puede también ser representado como $\lambda = 1 / \tau$, donde τ es un tiempo característico.

[3]

Dando como resultado

$$\frac{N}{N_0} = e^{-t/\tau} \quad (2.9)$$

$$\frac{A}{A_0} = e^{-t/\tau} \quad (2.10)$$

2.2. Interacción de la Radiación con la Materia.

En el proceso de interacción de la radiación con la materia, es importante tomar en cuenta el tipo de radiación así como la materia que están involucradas en el fenómeno, ya que puede producirse transferencia energética entre los átomos que conforman la materia, lo que podría modificar su estructura atómica o simplemente dispersar esta energía en forma de calor sin mayor modificación en la estructura atómica del material. [1]

2.2.1. Interacción de los Fotones con la Materia.

Como mencionamos anteriormente, la interacción de los fotones con la materia depende del nivel energético de los mismos así como el valor atómico de los elementos que componen la materia, dando como resultado cuatro posibles interacciones con la materia:

- **Dispersión Rayleigh:** Este tipo de dispersión también se conoce como dispersión coherente debido a que los fotones son dispersados por la acción combinada de todo el átomo. Este evento es del tipo elástico ya que los fotones que interactúan con la materia pierden poca energía; el átomo apenas se mueve debido a la conservación del momentum y los fotones son dispersados en ángulos pequeños.[1]
- **Efecto Compton:** En este tipo de interacción, los fotones incidentes transfieren parte de su energía a un electrón orbital exterior o esencialmente libre. Este electrón es despedido del átomo, mientras que el fotón incidente es dispersado a un ángulo que depende de la cantidad de energía transferida al electrón. La energía y longitud de onda del fotón dispersado siempre será menor que la que tenía el fotón inicialmente. La probabilidad de que éste efecto ocurra es proporcional al número atómico y a la energía de los fotones.[1]

- **Efecto fotoeléctrico:** En este proceso, un rayo gamma de baja energía podría transferir toda su energía a un electrón generalmente de una capa orbital interna. De igual forma que en el efecto Compton, el electrón es expulsado del átomo, pero, con una energía igual a la del fotón incidente menos la energía de enlace del electrón. Como un electrón ha sido removido del átomo, se crea una vacante en una capa interna la cual puede ser llenada por un electrón de una capa superior produciendo la emisión de un rayo X.[1]
- **Producción y aniquilación de pares:** En este proceso un fotón de alta energía, pierde toda su energía en una colisión con un núcleo, creando un electrón y un positrón con energía cinética, conservando la energía y el momentum.[1]

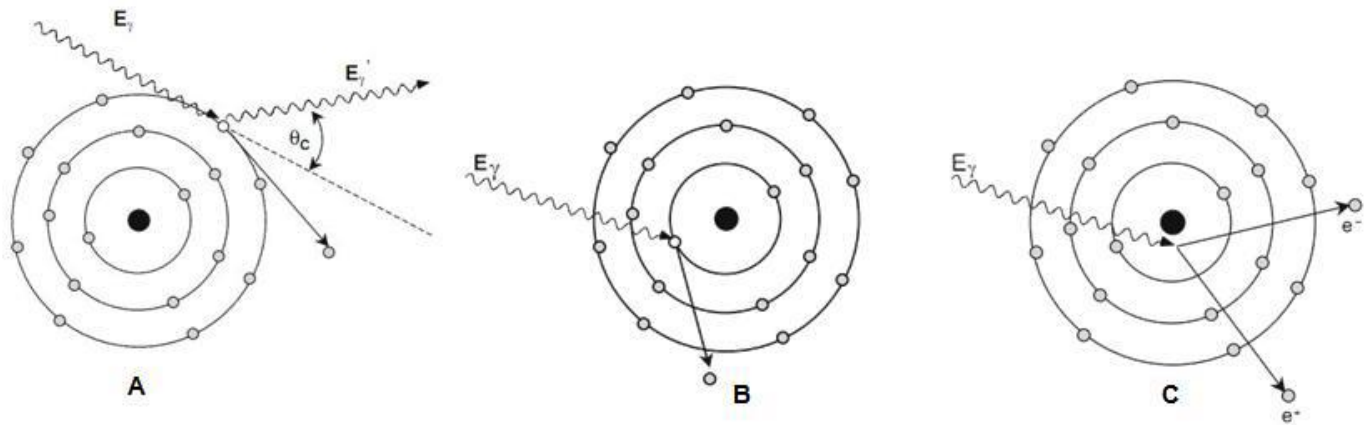


Figura 2.1: Efecto Compton (A). Efecto Fotoeléctrico (B). Producción de pares (C).

2.3. Resonancia Magnética (RM).

Los estudios en Resonancia Magnética fueron desarrollados inicialmente en la década de 1940 por Félix Bloch y Edward Mills Purcell en Harvard. Descubrieron que cuando ciertos núcleos atómicos son colocados en un campo magnético fuerte sus momentos magnéticos se orientan alrededor del campo con una frecuencia conocida.[4] La Resonancia Magnética en la medicina es un examen de diagnóstico seguro, preciso y no invasivo que permite detectar y diagnosticar enfermedades.

2.3.1 Física de la Resonancia Magnética.

Como sabemos el cuerpo humano está hecho de 60 a 70% de agua que es H₂O. Los átomos de Hidrógeno y en general los átomos de todo el cuerpo tienen naturalmente sus espines en una variedad de ejes. Cuando un átomo con momento magnético dado, es colocado en un campo magnético, este buscará de orientarse en sentido del campo magnético colocado [4]. Cuando un paciente se coloca en un imán, los pequeños dipolos atómicos se combinan para producir un momento magnético neto (M_0) en dirección del campo magnético del imán, el tiempo que tardan los espines del cuerpo humano en orientarse con el campo magnético externo es conocido como T1 y también depende de la intensidad del campo externo y la temperatura.

Tissue	0.5 TESLA		1.0 TESLA	
	T1	T2	T1	T2
Brain	600	70	860	70
Muscle	540	50	750	55
Fat	220	60	220	60
CSF	3000	2000	3000	2000
Blood	850	200	900	200
Aqueous Humor	3000	2000	3000	2000

Tabla 2.1: Tiempos de relajación nominal en milisegundos para cada tipo de tejido.

Luego un radio transmisor envía un pulso de onda de radio de frecuencia variable. Cuando la frecuencia de la onda de radio coincide con la frecuencia de resonancia de los átomos orientados por el campo externo, estos absorben la energía de la onda de radiofrecuencia. Esta energía adicional hace que el átomo se aparte de su alineación con el campo magnético externo. Cuando el pulso de onda de radio finaliza, el átomo vuelve a alinearse con el campo magnético, y emite una señal (resonante) de la misma frecuencia que la emitida por el transmisor de radio frecuencias, esta señal es absorbida y decodificada. Esta segunda señal es conocida como T2.

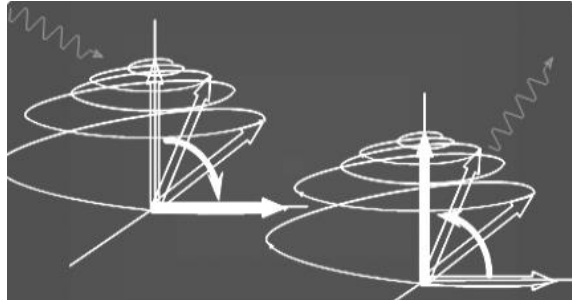


Figura 2.2: Mediante tres pares de bobinas (X, Y, Z) que crean gradientes magnéticos en las tres direcciones del espacio, se pueden lograr imágenes transversales, sagitales o coronales.

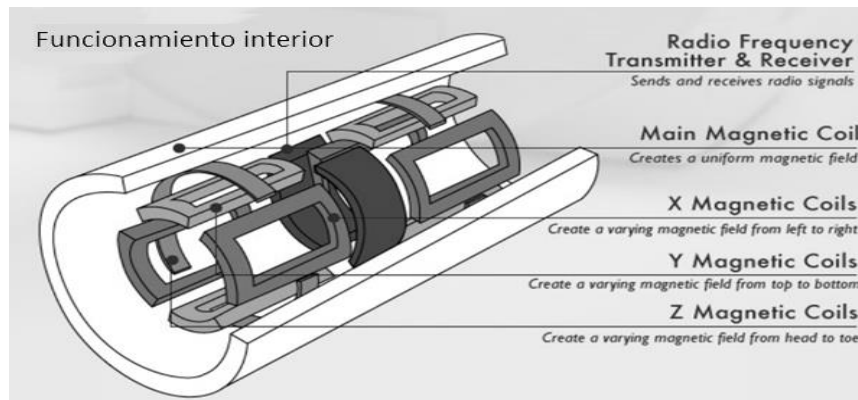


Figura 2.3: Esquema simplificado del funcionamiento interior de un equipo de Resonancia Magnética.

La Bobina magnética Principal (Main Magnetic Coil)

- La Bobina principal del equipo de resonancia magnética crea un campo magnético uniforme alrededor del paciente, que hace que los espines en el cuerpo del paciente se alineen con este campo magnético.

El Transmisor de radio señal variable (Radio Frequency Transmitter)

- El Radio transmisor envía un pulso de onda de radio de frecuencia variable.

Bobina Magnética X, Y y Z (Magnetic Coils X, Y and Z)

- Responsables de obtener cortes en los tres ejes espaciales.

2.4. Radiobiología

Es una rama de la ciencia especializada en estudiar los efectos de las radiaciones ionizantes en los seres vivos. El uso de la radioterapia en el tratamiento contra el cáncer se fundamenta en los efectos de las radiaciones ionizantes sobre las células malignas que traen como consecuencia la muerte celular. Las complicaciones de los tratamientos de radioterapia surgen por la destrucción de células que integran tejidos sanos. Es por esto que los estudios en Radiobiología se fundamentan tanto en las áreas de radioterapia como de protección radiológica, utilizando los principios físicos más que biológicos para la administración de tratamientos que reduzcan al mínimo la posible irradiación de tejido sano conociendo mejor el comportamiento celular sano o tumoral.[5]

2.4.1. Cinética Celular y Tisular

En una población celular normal el número de células debe mantenerse estable de manera que las pérdidas celulares por agresiones sean compensadas por la producción de nuevas células, a este comportamiento se le denomina cinética celular. Solo en los embriones y en los tumores existe un aumento real de células. El cáncer es un trastorno de la proliferación celular. Un tumor está constituido por una población celular que ha logrado de algún modo evadir los procesos naturales de control del organismo, produciendo un crecimiento incontrolado de la zona afectada. Las neoplasias malignas se caracterizan por su habilidad de invadir, destruir y reemplazar los tejidos sanos y producir metástasis. [5]

2.4.2. Ciclo celular

Fase G₀ (etapa de reposo): la célula aún no comienza a dividirse. Las células pasan la mayor parte de sus vidas en esta fase, llevando a cabo sus funciones corporales diarias, sin dividirse y sin prepararse para la división. Dependiendo del tipo de célula, esta etapa puede durar desde unas pocas horas hasta muchos años. Cuando la célula recibe la señal de reproducirse (dividirse), pasa a la fase G₁. [5]

Fase G₁: la célula obtiene información que determina si pasa o no a la próxima fase y cuándo habría de hacerlo. Comienza a sintetizar más proteínas a fin de prepararse para la división. En esta fase también se produce el RNA que se necesita para copiar el ADN. Esta fase dura aproximadamente de 18 a 30 horas. [6]

Fase S: en la fase S, los cromosomas (los cuales contienen el código genético o ADN) se replican para que ambas células nuevas tengan el mismo ADN. Esta fase dura aproximadamente de 18 a 20 horas.

Fase G₂: durante esta fase se obtiene más información sobre si se procede con la división celular y cuándo hacerlo. La fase G₂ ocurre justamente antes de que la célula comience a dividirse en dos células. La fase G₂ dura de dos a diez horas.

Fase M (mitosis): en esta fase, que dura sólo de 30 a 60 minutos, la célula se divide para formar dos células nuevas que son exactamente iguales.[5]



Figura 2.4: Mecanismo de división celular

2.5. Radiofármacos

Los *radiofármacos* son medicamentos que contienen materiales radioactivos, llamados radioisótopos. Se pueden administrar por vena, boca, o se pueden colocar en una cavidad del cuerpo.[7] Dependiendo del medicamento y de su forma de administración, estos materiales viajan a varias partes del cuerpo para tratar el cáncer o aliviar sus síntomas. Emiten radiación, principalmente en forma de partículas alfa y beta, que se dirige a las áreas afectadas. Se emplean con más frecuencia en pequeñas cantidades para estudios por imágenes.

2.5.1. Medios de Contraste

El realce de contraste en imágenes médicas es el principio por el cual se incrementa o disminuye el valor de contraste en uno o varios tejidos haciendo posible su diferenciación del resto de tejidos u órganos que lo rodean, la combinación de nuevos métodos de diagnóstico por imágenes y la mejora tecnológica en estos equipos en los últimos años ayudados con estos medios de contraste hacen más exacto y preciso el diagnóstico médico minimizando el riesgo de error en la administración de tratamientos.[7]

2.5.1.1. Medios de Contraste Yodados (MCI)

Los medios de contraste yodados (MCI) son sales de yodo. Logran un realce en la imagen dependiendo de la concentración de átomos de yodo que contienen. La densidad del tejido Blando es aproximadamente igual a la del agua, entre $0,92$ y $1,06$ g/cm^3 , mientras que la del yodo es $4,94$ g/cm^3 . Utilizan como sustrato básico un anillo de benceno al que se le adhieren los átomos de yodo. [7]

Al incorporar 3 átomos de yodo en las posiciones C-2, C-4 y C-6 de la molécula de benceno se obtiene el ácido triyodobenzoico. El porcentaje de yodo referido a la molécula es responsable de la intensidad del contraste.

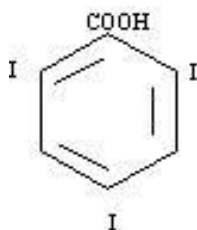


Figura 2.4: Molécula de triyodobenzoico

Dado que los átomos de yodo absorben los rayos X, cuanto mayor es el número de átomos de yodo en la molécula portadora, más alta es la capacidad de absorción del medio de contraste, siendo esto importante para definir la calidad de la imagen. Tras su aplicación endovenosa los MCI tienen una distribución vascular y por difusión capilar hacia el espacio intersticial del organismo, lo que hace estos medios de contraste no organoespecíficos. [7]

2.5.1.2. Contrastes de Gandolino (CG)

El Gandolino es un metal paramagnético que se utiliza para acelerar el tiempo de relajación de los protones, por lo que aumenta en las resonancias magnéticas los tiempos T1 y disminuye los T2 [7]. Usado en estudios del sistema nervioso central, el gadolinio es de gran utilidad para diagnosticar lesiones tumorales o metástasis. También se utiliza en estudios de infartos cerebrales cuando existe dificultad en la diferenciación de las lesiones o para definir la distribución vascular.

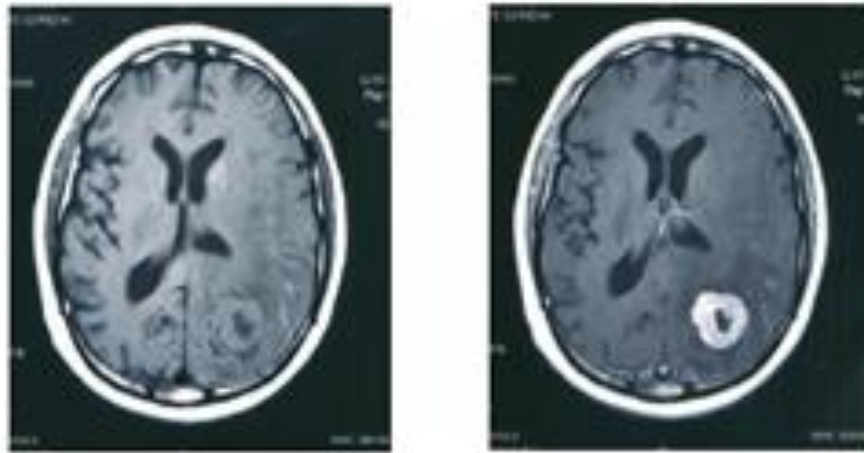


Figura 2.6: Lesión tumoral de cerebro antes y después de la administración de medio de contraste a base de gadolinio.

2.6. Radioterapia.

La radioterapia es un tratamiento que se viene utilizando desde hace un siglo, y ha evolucionado con los avances científicos de la Física, de la Oncología y de los ordenadores, mejorando tanto los equipos como la precisión, calidad e indicación de los tratamientos. La radioterapia sigue siendo en el 2014 junto con la cirugía y la quimioterapia, uno de los tres pilares del tratamiento del cáncer. La radiación en radioterapia es energía que se transmite mediante ondas o mediante una corriente de partículas. Funciona al dañar los genes (ADN) en las células. Los genes controlan la manera en que las células crecen y se dividen. Cuando la radiación daña los genes de una célula cancerosa, ya no puede crecer y dividirse y con el tiempo, la célula muere. [12]

Esto significa que la radiación se puede usar para destruir las células cancerosas y reducir el tamaño de los tumores. La acción biológica de la radioterapia se basa en que las radiaciones ionizantes presentan la capacidad de producir radicales libres al interactuar con la materia y ceder la energía que vehiculizan, produciendo roturas de enlaces en moléculas biológicas, siendo la más sensible el ADN. [6]

2.6.1 Radiocirugía Estereotáctica.

La radiocirugía estereotáctica (RC) es un método para aplicar radiación en un volumen concreto y localizado espacialmente, de forma que se minimice la irradiación de los tejidos circundantes. Se utiliza principalmente en el tratamiento de lesiones intracraneales, ya que la rigidez del cráneo asegura que la localización de su contenido permanece estable.

La radiocirugía estereotáctica (RC) es una modalidad de tratamiento neuroquirúrgico descrita en 1951 por Lars Leksell, neurocirujano del KarolinskaSjukhuset de Estocolmo, quien, en un principio, utilizó rayos X y posteriormente protones de alta energía como fuente de radiación (Larson, 1963; Leksell, 1960). En el año 1968, el mismo Leksell diseñó un equipo específico para radiocirugía, al que llamó Gamma Knife, que utilizaba como fuente radiactiva pastillas de Cobalto 60.

Con todos los sistemas de radiocirugía, cualquiera que sea la fuente de irradiación, se sigue una metodología similar: la lesión a tratarse detecta mediante las técnicas de diagnóstico neurorradiológico comunes, es decir, la tomografía axial computarizada (TAC) y la resonancia magnética (RM), realizados siempre bajo condiciones estereotácticas, con los adecuados marcos de localización.[12] En el caso de la Resonancia Magnética, por las posibles distorsiones que pueden inducir a error en la localización, es hoy habitual utilizarla con sistemas computarizados de fusión de imágenes con las del TAC .

2.6.2 Marco Estereotáctico.

Con la implementación del marco estereotáctico, es posible realizar cirugías abordando cualquier estructura superficial o profunda del encéfalo con mucha exactitud y precisión. Igualmente permite realizar cualquier proceder neuroquirúrgico estereotáctico a cráneo abierto guiado por imagen y asistido por computadora. De forma general, sus principales aplicaciones son:

- Biopsia de Lesiones Intracraneales.
- Implante de Material Radioactivo (Braquiterapia)
- Neurocirugía Funcional Estereotáctica
- Punción y Evacuación de Quistes, Hematomas Intraparenquimatosos y Abscesos Cerebrales.
- Neuroendoscopia Estereotáctica.
- Colocación de sistemas derivativos y sistemas de reservorio.
- Neurotransplantes (Cirugía Restaurativa).

2.6.2.1 Descripción del Sistema.

El sistema Estereotáctico, consta de las siguientes partes fundamentales: Marco estereotáctico, arco, guía y sistema de fijación.



Figura 2.7: Sistema estereotáctico con sus partes fundamentales

2.6.2.2 Diseño del Marco Estereotáctico

El marco estereotáctico está diseñado y construido de forma tal que sea compatible con todas las técnicas imagenológicas actualmente conocidas (TAC y RM). Su forma oblonga permite lograr una alta resistencia y rigidez, a la vez que lo hace ligero y de fácil manipulación.

Está elaborado de una aleación de Aluminio y sus dimensiones interiores son 190 mm de ancho, 120 mm de largo. En todos sus lados cuenta con guías que sirven de referencia para la colocación del arco estereotáctico y los localizadores. Estas guías están diseñadas de forma tal que permite la colocación de los soportes del arco en cualquier posición tanto por encima como por debajo del marco. En su cara superior están grabadas las escalas coordenadas X e Y.

Desde el punto de vista de la conducción eléctrica, el marco estereotáctico no es completamente cerrado y está barnizado con un material que minimiza la interferencia en estudios de imágenes por RM. [9]

Los tornillos de fijación al cráneo están contruidos de una aleación de aluminio y su punta está fabricada de Titanio, lo que asegura una alta resistencia y minimiza la interferencia que provocan los materiales metálicos en las imágenes de TAC o RM. Su diámetro es de 8 mm y su longitud varía desde 30 mm hasta 80 mm.

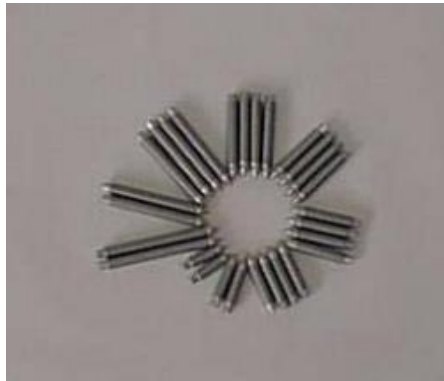


Figura 2.8: Tornillos de Fijación

Como elementos adicionales al sistema de fijación, se cuenta con dos soportes para la ubicación previa del marco a la cabeza, los cuales son utilizados como medio para lograr una mejor orientación y simetría del marco en la cabeza del paciente antes de la fijación definitiva, cada soporte es introducido de forma temporal en la cavidad auditiva del paciente.



Figura 2.9: Soportes de Fijación Temporal

2.6.2.3 Coordenadas estereotácticas.

El Marco Estereotáctico utiliza el sistema cartesiano de coordenadas para definir la posición de cualquier punto en el espacio.

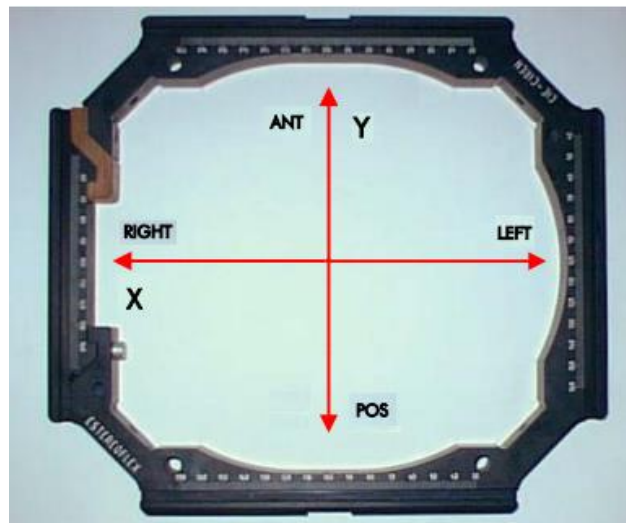


Figura 2.10: Ejes de Coordenadas del Marco

Todas las coordenadas espaciales son positivas para evitar confusiones, es por esto que el centro de coordenadas se localiza en el punto (100, 100,100) y “no en el centro geométrico del marco”.

2.6.2.4 Fijación a la cabeza del paciente.

Para la fijación del marco a la cabeza del paciente se deberán seguir las siguientes instrucciones:

- a) Colocación de los postes en el marco a la altura e inclinación deseadas
- b) Colocación de los soportes de fijación Temporal.

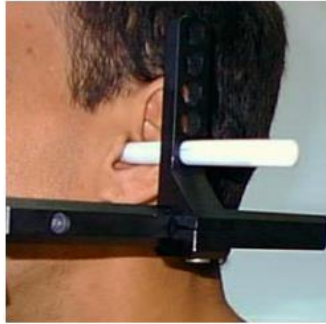


Figura 2.11: Soportes de fijación temporal en paciente

- c) Administración de anestésico local en la zona donde penetrarán los tornillos.
- d) Fijación de los tornillos.

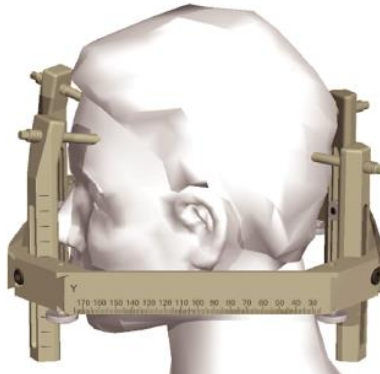


Figura 2.12: Fijación de tornillos en paciente

Es importante que los tornillos de fijación queden fuertemente sujetos al cráneo, ya que cualquier movimiento puede distorsionar los resultados de los estudios e introducir errores tanto en el cálculo de las coordenadas como en el tratamiento. [9]

2.6.3. Gamma Knife

El “Gamma Knife” (GK) fue el primer sistema de radiocirugía comercialmente disponible. Utilizan 201 fuentes de ^{60}Co independientes enfocados a un solo punto dentro de un recubrimiento semiesférico de acero. El recubrimiento, en forma de “cueva” semiesférica, tiene una puerta que se abre para admitir al paciente y una vía de acceso para reemplazar las fuentes. Las fuentes de radiación se alinean de tal manera que sus rayos hagan intersección en un único punto, denominado isocentro. [11]

El punto clave de la radiocirugía es la administración de una dosis de radiación con múltiples pequeños haces, dirigidos desde diferentes puntos o arcos de tratamiento, para que todos hagan intersección en la posición exacta del volumen cerebral que queremos tratar. Estos rayos pueden ser individuales, como en el método del GK, o continuos, como en el método del acelerador lineal.

Las zonas de entrada y de salida de los rayos se encuentran diseminadas en un gran volumen de tejido, de tal manera que la dosis en cualquier localización fuera del volumen de tratamiento es pequeña. La radiación de tejido normal es a veces inevitable y puede originar efectos adversos. Delimitar con exactitud el volumen patológico y limitar al máximo el volumen de tejido normal que es irradiado son las consideraciones clave en la planificación del tratamiento radioquirúrgico.

Para la realización de un tratamiento el paciente es situado en la mesa de tratamiento, y el marco estereotáctico se fija firmemente, para mantener la cabeza inmóvil durante todo el procedimiento. [14]

Las fuentes de radiación (cobalto 60) del GK están fuertemente protegidas dentro de un cuerpo de hierro fundido con puertas de blindaje. Cuando las puertas de blindaje están cerradas el paciente y todo el personal están completamente protegidos de la radiación.

Durante la sesión de tratamiento el paciente se mueve automáticamente a la posición de tratamiento gracias a la camilla. La camilla es una estructura de acero que soporta al paciente y es movida por un motor eléctrico.

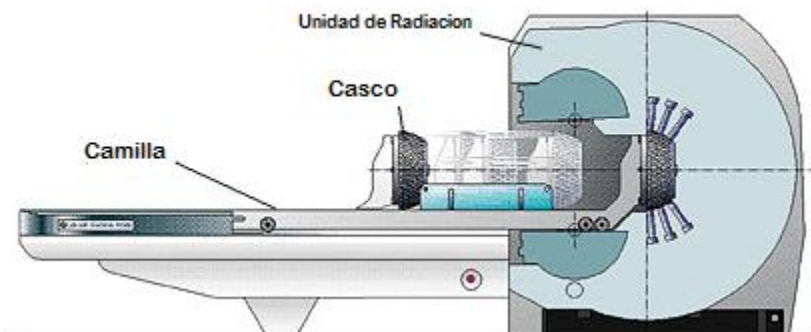


Figura 2.13: Esquema de un equipo de Gamma Knife.

2.6.3.1 Imágenes Digitales

Una imagen digital es una función discreta sobre un espacio que representa las características de un objeto en particular. Una imagen bidimensional posee una función $F(x, y)$ que representa una característica específica del objeto estudiado, cada elemento de la imagen es conocido como un Pixel (picture element) y la función F representa el valor de intensidad que se ubica en la coordenada (x, y) . Para referirse a la función F se usan varios nombres, tales como nivel o intensidad de gris, brillo, etc. Las imágenes en dos dimensiones (2D) están formadas por una matriz de valores $G(x, y)$ y las imágenes en tres dimensiones (3D), están formadas por un volumen o conjunto de imágenes 2D y son representadas por una matriz $G(x, y, z)$.

La representación matricial de una imagen digital en 2D de M filas y N columnas de pixeles es de la forma

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

En imágenes médicas se muestran varios cortes del cuerpo, obteniendo diversos segmentos de un paciente o con ayuda de algoritmos de reconstrucción una imagen completa del paciente. En 3D las imágenes tienen un espesor de corte y cada elemento de la imagen se conoce con el nombre de Voxel (volumetric pixel) [18].

Las imágenes con voxeles se usan generalmente en el campo de la medicina y se aplican, por ejemplo, en la tomografía axial computarizada o para las resonancias magnéticas. De este modo, los profesionales pueden obtener un modelo preciso en tres dimensiones del cuerpo humano.

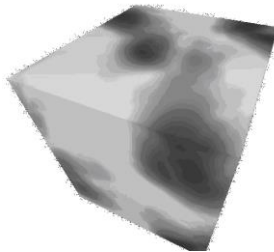


Figura 2.14: Voxel en el que se pueden diferenciar distintos tejidos.

2.6.3.1.1 Imágenes DICOM

DICOM (**D**igital **I**maging and **C**ommunication in **M**edicine) es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de pruebas médicas, pensado para su manejo, visualización, almacenamiento, impresión y transmisión. Toda la información de un estudio, son vistos por DICOM como objetos o atributos. Estos atributos en DICOM se conocen como información de la definición de objetos. Tan pronto como esta información es almacenada como atributos DICOM, esta puede ser transmitida y procesada entre varios equipos y software capaces de procesar esta información. [18]

2.6.3.2 Adquisición de imágenes

Cuando se va a tratar a un paciente, primero se crea un archivo con todas las imágenes que se obtuvieron de los estudios realizados anteriormente, ya sea por Resonancia Magnética o por Tomografía. Todas estas imágenes en formato DICOM, tienen la misma orientación (sagital, coronal o axial) y están ordenadas en una dirección de crecimiento de coordenadas X, Y o Z de un determinado sistema de referencia [15].

Las imágenes tienen una resolución y un tamaño que varía desde 256x256 que es una calidad estándar hasta 1024x768 pixeles que es lo que se conoce como alta definición (HD).

Cada imagen es tomada por separado recaudando información en una orientación en específico, para luego recombinarse y producir una reconstrucción con toda la información recogida del estudio finalizado, esta reconstrucción puede ser en 2D o en 3D, dependiendo del estudio y lo que se quiera observar.

2.6.3.2.1 Imágenes Sagitales

Los planos sagitales, en anatomía, son aquellos planos perpendiculares al suelo y en ángulo recto con los planos frontales, que dividen al cuerpo en mitad izquierda y derecha. En cada imagen de un estudio sagital la coordenada de crecimiento es la X, comenzando en el lado derecho del paciente.

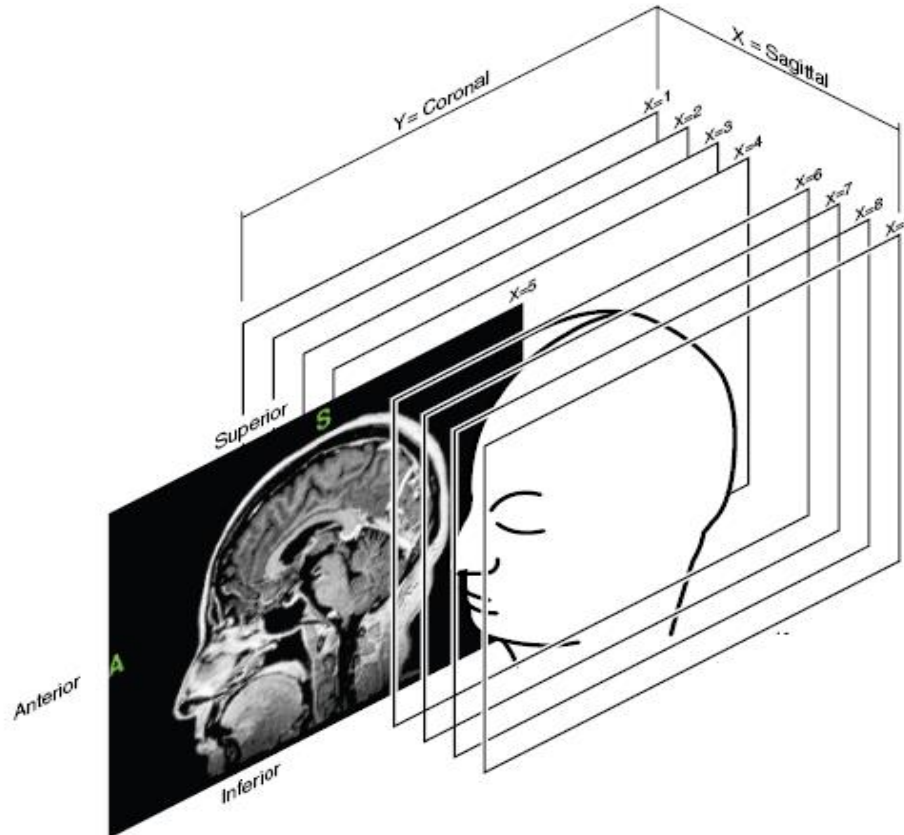


Figura 2.15: Imagen de estudio Sagital

2.6.3.2.2 Imágenes Coronales

En anatomía humana, los planos frontales o planos coronales son cualquier plano vertical que divide el cuerpo en Anterior y Posterior. En cada imagen de un estudio coronal la coordenada de crecimiento es la Y, comenzando desde la parte posterior del paciente.

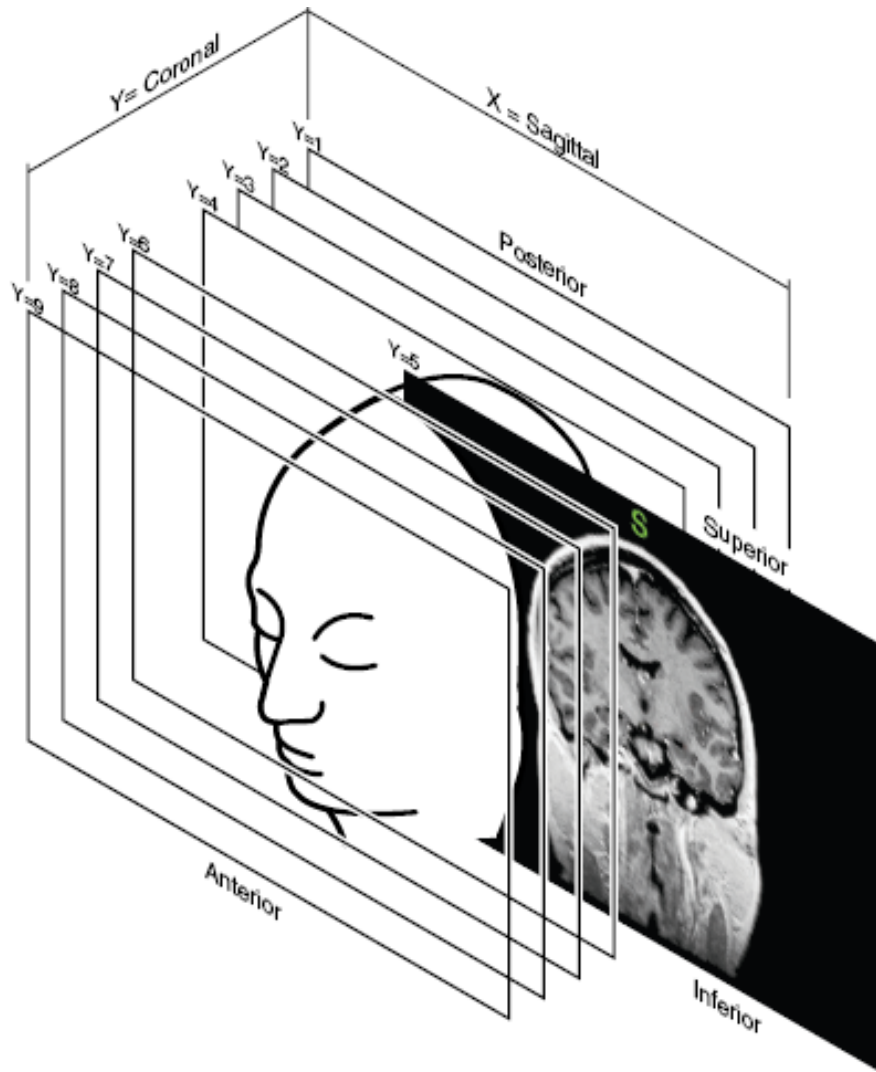


Figura 2.16: Imagen de estudio Coronal

2.6.3.2.3 Imágenes Coronales

En anatomía, los planos transversos, transversales o axiales son aquellos planos que son perpendiculares al eje longitudinal de una estructura. En cada imagen de un estudio coronal la coordenada de crecimiento es la Z, comenzando desde la parte superior del paciente.

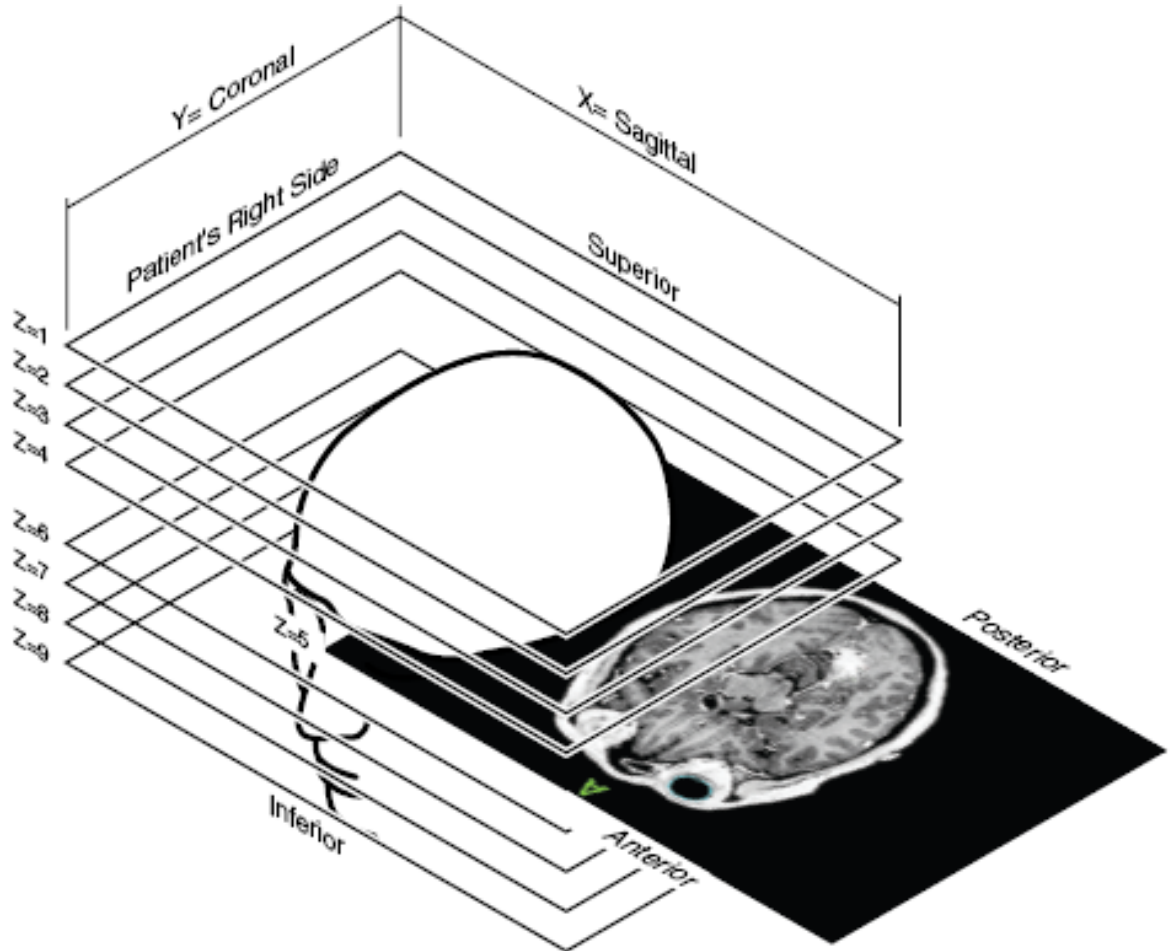


Figura 2.17: Imagen de estudio Axial

2.6.3.3. Sistema de Posicionamiento.

El Sistema de Posicionamiento Automático (APS) es el controlador de datos de tratamiento del Leksell Gamma Knife 4C. El APS mueve la cabeza del paciente en un número determinado de diferentes coordenadas definidas en el plan de tratamiento, esto lo hace por medio de dos unidades de posicionamiento automático, que se ajustan a cada lado del Marco Estereotáctico. Cada unidad de posicionamiento contiene el motor impulsador APS-X, APS-Y y APS-Z. Todas estas unidades contienen sensores para confirmar el correcto montaje.

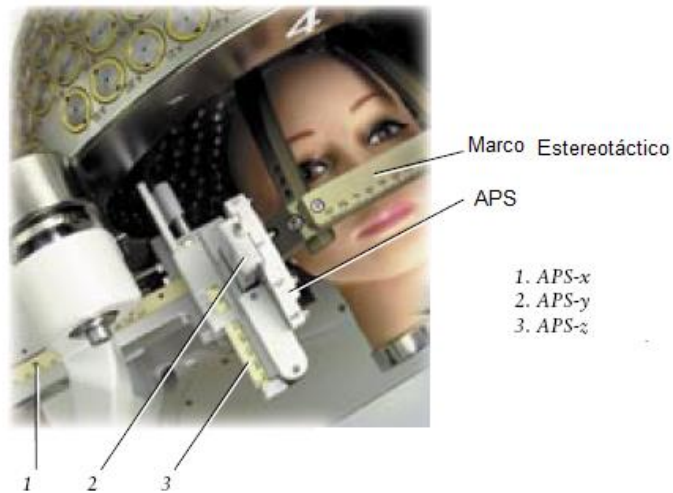


Figura 2.18: Posicionamiento Automático (APS)

2.6.3.4 Guías de alineación.

Si lo exige la planificación de tratamiento se pueden usar guías de alineación en lugar del APS, lo que ofrece un medio para colocar al paciente de forma manual, pero mucho más lento que el sistema de posicionamiento automático, ya que esto se debe hacer por disparo en cada una de las coordenadas que se va a posicionar al paciente.

Estas guías de alineación se utilizan en tratamientos donde la localización de la zona tumoral es muy alejada al centro geométrico del marco estereotáctico, una vez colocado el mismo a la cabeza del paciente. [10]

También existen los extensores de coordenadas que permiten el tratamiento de objetivos cercanos a la parte superior del cráneo.

2.6.3.5 Cascos de Colimadores.

Cada casco contiene 201 canales de haces. Las sustituciones de los colimadores individuales por tapones protectores ofrecen un modo adicional de conformar el haz y proteger las estructuras sensibles. Hay cuatro cascos que facilitan colimadores de 4, 8, 14 y 18 mm, respectivamente.

En la parte posterior del casco se encuentra una tapa desmontable, sujeta por imanes que impide que la cabeza del paciente penetre de forma excesiva en el campo de radiación.



Figura 2.19: Cascos colimadores del Gamma Knife

2.6.4. Procedimientos para los que la radiocirugía supone una alternativa

La radiocirugía permite dar el tratamiento a determinadas lesiones cerebrales. En algunos casos la radiocirugía tiene un papel de complementar el tratamiento de la neurocirugía cuando esta última no ofrece garantía total ante una lesión en específico y en otros casos la radiocirugía pasa de ser una alternativa a una opción más fiable en casos donde las posibilidades de curación, posible mortalidad y morbilidad son de mayor probabilidad ante la neurocirugía. Algunas de estas lesiones que son tratadas con radiocirugía son:

Malformaciones arteriovenosas

Estas malformaciones surgen de defectos congénitos en la vascularización cerebral que conectan anormalmente arterias y venas. Las arterias nutricias de la malformación se expanden a medida que van llevando cada vez un flujo de sangre mayor. [14]

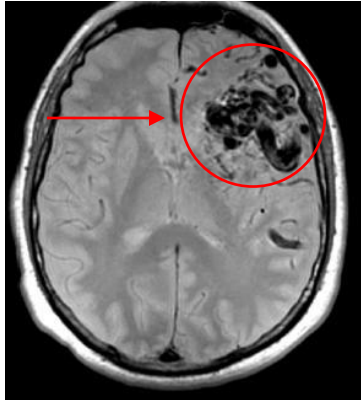


Figura 2.20: Resonancia Magnética de una Malformación Arteriovenosa

Tumores cerebrales

Son crecimientos descontrolados de células en el área del cerebro. Dependiendo de la rapidez de su crecimiento y su comportamiento se pueden clasificar en tumores benignos o malignos que pueden llevar a metástasis.

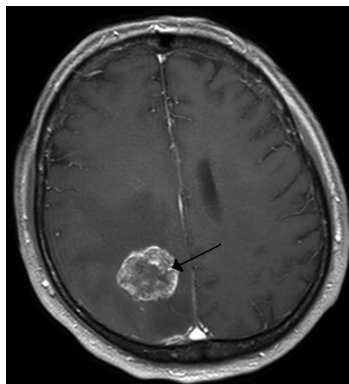


Figura 2.21: Tomografía de un tumor cerebral

Neurinoma del acústico

Es un tumor que surge de células específicas del nervio acústico la mayoría son unilaterales. Se manifiesta con pérdida de la audición lenta y progresiva, aunque en ocasiones puede llegar a ser repentina, por la ubicación de estos tumores la opción

quirúrgica, implica pérdida de la audición del oído involucrado en la mayoría de los casos, con secuelas posteriores como pérdida de la coordinación, trastornos en el nervio facial y menos frecuente el vértigo.

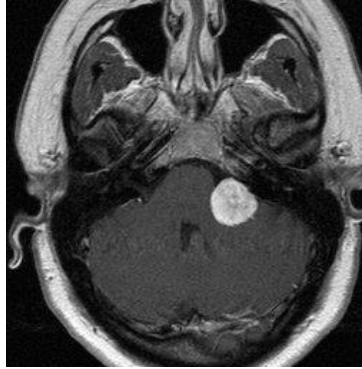


Figura 2.22: Imagen de un neurinoma acústico.

Metástasis cerebrales

La metástasis es el proceso de propagación de un foco canceroso a un órgano distinto de aquel en que se inició. Ocurre generalmente por vía sanguínea o linfática. Un tumor cerebral metastásico es un cáncer que comenzó en otra parte del cuerpo y se diseminó al cerebro que provoca múltiples lesiones. El tratamiento de estos procesos habitualmente es paliativo dentro del entorno general de la enfermedad.

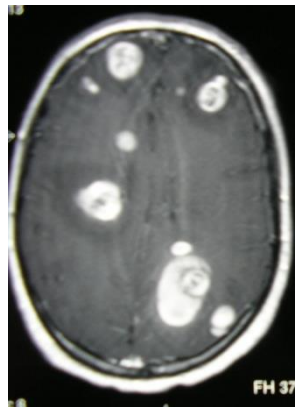


Figura 2.23: Tomografía de una metástasis cerebral.

Meningioma

Un Meningioma es un tumor cerebral usualmente benigno. Se presenta en el tejido aracnoideo de las meninges y se adhiere a la duramadre, es de crecimiento lento. Sólo el 1 o 2% de ellos son malignos. Estos tumores son más frecuentes en mujeres que en hombres.

Algunos meningiomas son asintomáticos y tan sólo son detectados cuando se realiza algún procedimiento diagnóstico de imagen.

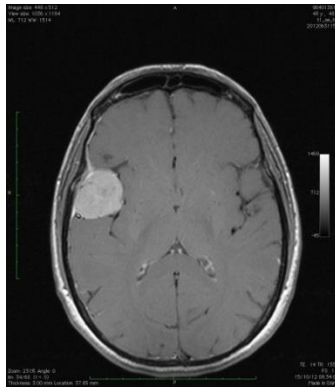


Figura 2.24: Tomografía de un Meningioma.

Tumores pituitarios

Los tumores de la glándula pituitaria son bastante comunes. Cerca de 1 en 10.000 personas los tienen. Crecen lentamente, no se diseminan y generalmente no son cancerosos. El tumor más común es el que produce hormonas e interfiere con el equilibrio de las hormonas en su cuerpo. Esto puede causar trastornos endocrinos como el síndrome de Cushing e hipertiroidismo.

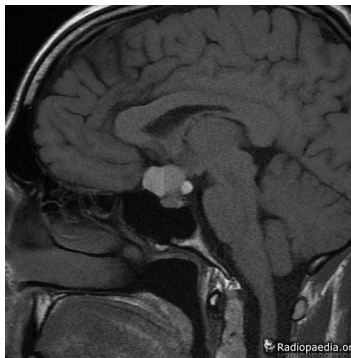


Figura 2.25: Resonancia Magnética de una lesión en la glándula pituitaria.

Gliomas malignos

El glioma es un tipo de neoplasia que se produce en el cerebro o en la médula espinal. Se llama glioma, ya que surge a partir de células gliales. Su ubicación más frecuente es el cerebro. El glioblastoma multiforme y el astrocitoma anaplásico son dos formas frecuentes de gliomas. Los gliomas son tumores invasivos, cuyos márgenes no se encuentran bien delimitados.

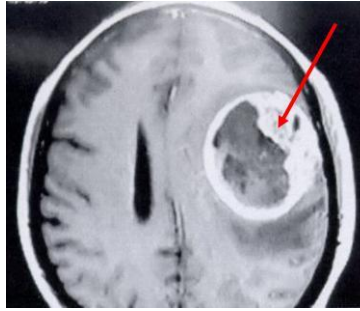


Figura 2.26: Tomografía de un Glioma maligno

2.7. Procesamiento Digital de Imágenes y Morfología matemática.

El procesamiento digital de imágenes son un conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales para mejorar la calidad o facilitar la búsqueda de información en las mismas, sin alterar de manera brusca el contenido de la imagen.[18] Estas técnicas son filtros especializados para determinar funciones como: aumentar o disminuir el brillo o el contraste, filtros de frecuencia pasa altos o pasa bajo, estos filtros suavizan la intensidad entre pixeles vecinos, filtros que eliminan el ruido que se obtiene dependiendo de la técnica de adquisición de la imagen o por desperfectos del equipo. Con estas técnicas se puede extraer la información deseada de una imagen para analizar más fácilmente su frontera, forma o ubicación. [18]

Existen operaciones que permiten definir las relaciones de un pixel con su entorno como lo son:

2.7.1 Vecindad

Es la relación espacial de un pixel con los que los rodean en una determinada ubicación, esta relación puede ser de dos tipos, vecindad tipo 4 que solo toma en cuenta los cuatro pixeles que tocan un lado completo del pixel central o vecindad tipo 8 que toma en cuenta todos los pixeles que rodean al pixel central.

Para la vecindad tipo 4 y tipo 8 se utilizan las siguientes relaciones:

$$V4 (p(y, x)) = \{p(y, x-1), p(y, x+1), p(y-1, x), p(y+1, x)\} \quad (2.12)$$

$$V8(p(y, x)) = \{p(y, x-1), p(y, x+1), p(y-1, x), p(y+1, x), p(y+1, x+1), p(y-1, x+1), p(y+1, x-1), p(y-1, x-1)\} \quad (2.13)$$

2.7.2 Conectividad

Es una sucesión de píxeles que están conectados de alguna manera a un píxel P identificado por su posición (x_p, y_p) en la matriz de píxeles que conforman una imagen.

Se define conectividad como:

$$C(P(x_p, y_p)) = \sum_0^i P_0(x_0, y_0) \dots \dots P_i(x_i, y_i) \quad (2.14)$$

2.7.3 Distancia Euclidiana

Es la distancia ordinaria entre dos píxeles de una imagen en 2D, $P(x_p, y_p)$ y $Q(x_q, y_q)$ es:

$$D(P, Q) = \sqrt{(x_p - x_q)^2 + (y_p - y_q)^2} \quad (2.15)$$

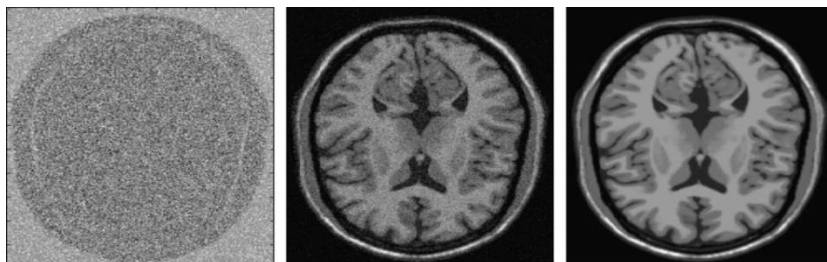


Figura 2.27: Imagen pasada por filtros que elimina el ruido y suavizan la intensidad entre píxeles.

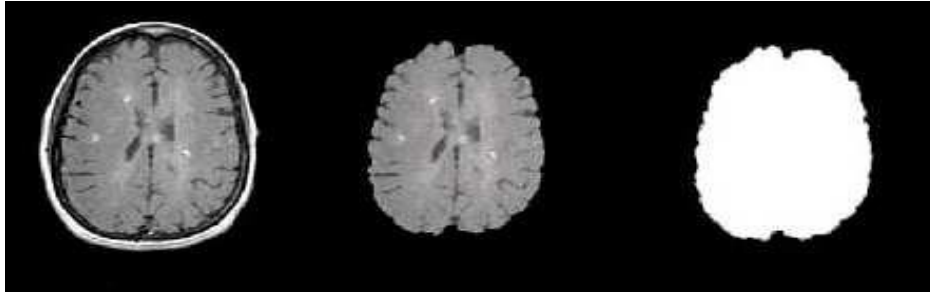


Figura 2.28: Ejemplo de extracción de una zona para delimitar el borde utilizando conectividad.

2.7.4 Morfología matemática

Son un conjunto de herramientas matemáticas fundamentadas en la teoría de conjuntos y la topología de redes, para el análisis de imágenes digitales donde el aspecto geométrico de los objetos presentes en ella constituye el parámetro primordial para su caracterización. [19]

El objetivo de las transformaciones morfológicas en la extracción de estructuras geométricas en los conjuntos sobre los que se está trabajando, utilizando un conjunto conocido que se llama elemento estructural (EE), el cual podemos escoger sus dimensiones de acuerdo a la extracción de formas que se va a realizar. Desplazando el EE sobre la imagen, el operador analiza típicamente su posición en relación al plano de la imagen, proceso que repite al desplazarse a la siguiente posición de trabajo en la misma imagen. Se usa en aplicaciones como la detección de bordes, análisis de texturas, compresión o extensión, etc.

Operaciones Básicas de morfología matemática

2.7.4.1 Erosión

Es el resultado de comprobar si el elemento estructural Y está totalmente incluido dentro del conjunto X , es decir, la erosión de un conjunto X por un EE Y se define como el conjunto de puntos o elementos x , pertenecientes a X , de forma que cuando el EE Y se traslada a ese punto, el EE queda totalmente incluido en X .

Lo rige la siguiente ecuación:

$$\varepsilon_Y(X) = \{x \mid Y_x \subseteq X\} \quad (2.16)$$

2.7.4.2 Dilatación

Es la operación contraria a la erosión. La dilatación es el conjunto de puntos del EE Y, tales que el EE contiene algún elemento del conjunto X, cuando el EE se desplaza por el espacio del conjunto X.

Está representado por la siguiente ecuación

$$\delta_Y(X) = \{x \mid Y_x \cap X \neq \emptyset\} \quad (2.17)$$

2.7.4.3 Apertura

La apertura de una señal f por un EE Y se define como la erosión de f por el EE Y, seguida de la dilatación por el mismo EE.

$$\gamma_Y(f) = \delta_Y(\varepsilon_Y(f)) \quad (2.18)$$

2.7.4.4 Cierre

El cierre de una señal f se define por la dilatación de f por un EE Y, seguida de la erosión por el mismo EE.

$$\phi_Y(f) = \varepsilon_Y(\delta_Y(f)) \quad (2.19)$$

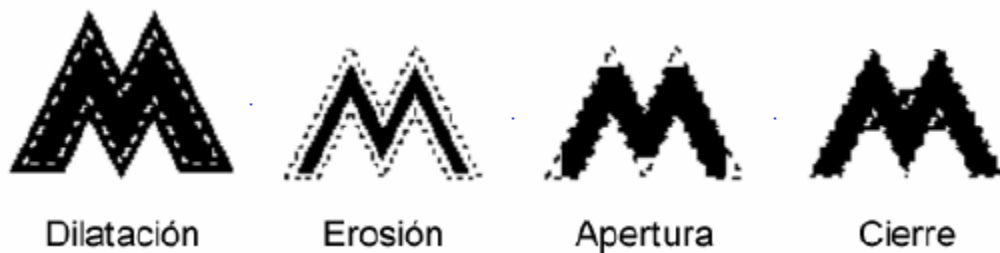


Figura 2.29: Efectos más comunes en morfología matemática

2.8 Ángulos de Euler

Los ángulos de Euler conforman un conjunto de tres coordenadas angulares, que tienen la finalidad de especificar la orientación de un sistema de referencia de ejes ortogonales, generalmente móvil, con respecto a otro eje de referencia ortogonal normalmente fijo.

Fueron introducidos por Leonhard Euler en mecánica del sólido rígido para describir la orientación de un sistema de referencia solidario con un sólido rígido en movimiento.

Definición:

Dados dos sistemas de coordenadas xyz y XYZ con origen común, es posible especificar la posición de un sistema en términos del otro usando tres ángulos α , β y γ .

Las rotaciones dadas por los ángulos de Euler α , β y γ son:

1. La primera rotación es por un ángulo α a través del eje z del sistema de coordenadas xyz .

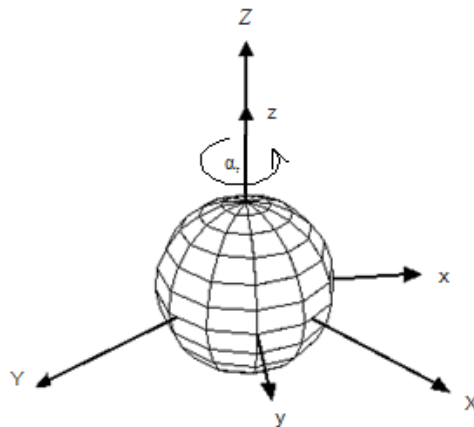


Figura 2.30: Primera Rotación en el eje Z de un cuerpo

2. La segunda rotación es por un ángulo $\beta \in [0, \pi]$ sobre el nuevo eje y del sistema anteriormente rotado.

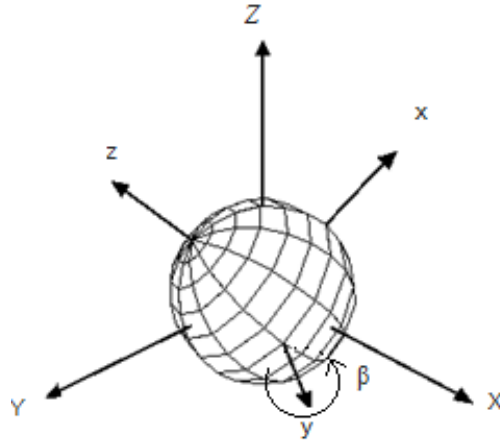


Figura 2.31: Segunda Rotación en el eje Y de un cuerpo

3. La tercera y última rotación es por un ángulo γ sobre el eje z nuevamente del sistema rotado.

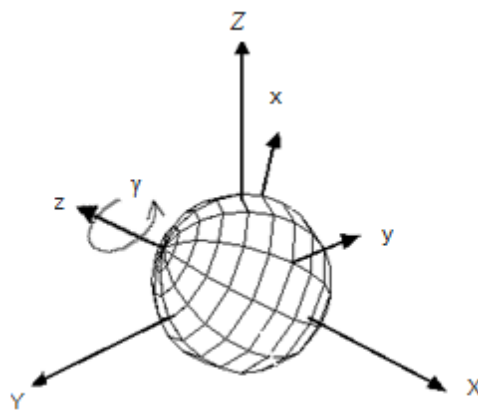


Figura 2.32: Tercera y última Rotación en el eje Z de un cuerpo.

Una demostración matricial es posible teniendo en cuenta que una rotación se representa por una matriz ortogonal, es decir una tal que:

$$\mathbf{R}^T \mathbf{R} = \mathbf{R} \mathbf{R}^T = \mathbf{E}, \quad (2.20)$$

Donde \mathbf{E} es la identidad y T indica la traspuesta. Una matriz ortogonal tiene determinante ± 1 , siendo el +1 el característico de las de rotación.

$$\begin{aligned} 1 &= \det(\mathbf{E}) = \det(\mathbf{R}^T \mathbf{R}) = \det(\mathbf{R}^T) \det(\mathbf{R}) \\ &= \det(\mathbf{R})^2 \implies \det(\mathbf{R}) = \pm 1. \end{aligned} \quad (2.21)$$

La matriz de rotación \mathbf{R} tiene al menos un autovector \mathbf{n} con autovalor $\lambda = 1$.

$$\det(-\mathbf{R}) = (-1)^3 \det(\mathbf{R}) = -\det(\mathbf{R}) \quad (2.22)$$

Tenemos

$$\begin{aligned} \det(\mathbf{R} - \mathbf{E}) &= \det((\mathbf{R} - \mathbf{E})^T) = \det((\mathbf{R}^T - \mathbf{E})) \\ &= \det((\mathbf{R}^{-1} - \mathbf{E})) = \det(-\mathbf{R}^{-1}(\mathbf{R} - \mathbf{E})) \\ &= -\det(\mathbf{R}^{-1}) \det(\mathbf{R} - \mathbf{E}) = -\det(\mathbf{R} - \mathbf{E}) \\ &\implies \det(\mathbf{R} - \mathbf{E}) = 0 \end{aligned} \quad (2.23)$$

Luego $\lambda = 1$ es raíz de la ecuación

$$\det(\mathbf{R} - \lambda \mathbf{E}) = 0 \quad \text{Para } \lambda = 1. \quad (2.24)$$

Habrà al menos un vector \mathbf{n} , para el que

$$(\mathbf{R} - \mathbf{E})\mathbf{n} = \mathbf{0} \iff \mathbf{R}\mathbf{n} = \mathbf{n} \quad (2.25)$$

La línea dada por el espacio de todos los autovectores del autovalor 1 es el eje de Euler.

Entonces, si las rotaciones pueden ser escritas en términos de matrices de rotación para cada ángulo α , β y γ , podemos escribir una matriz de rotación general \mathbf{A} , descrita de la siguiente manera:

$$\mathbf{A} = \mathbf{BCD} \quad (2.26)$$

Donde \mathbf{B} , \mathbf{C} y \mathbf{D} representan las matrices de rotaciones específicas para cada ángulo.

Los componentes de cada rotación están dados por:

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & \sin \beta \\ 0 & -\sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \quad \mathbf{D} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA

3.1 Tratado y Procesamiento de las imágenes digitales

Las imágenes con las que se trabajaron, fueron obtenidas por el equipo de Resonancia Magnética (RM) del Centro de Diagnóstico Docente de las Mercedes (CDD). Las imágenes utilizadas para el desarrollo de este trabajo son las tomadas a cada paciente que se realizaron un procedimiento de Radiocirugía con el equipo Leksell Gamma Knife® 4C.

Dichas imágenes son los cortes axiales del cráneo, que incluían tanto la lesión tumoral, como las marcas que se pueden observar al colocar el marco estereotáctico. Esto con la finalidad de identificar y diferenciar, en cada caso fue colocado el marco y las dimensiones y ubicación de la lesión tumoral. La resolución de las imágenes es de 256x256 pixeles, con espesor de cortes de 1 mm y tamaño de pixel entre 0,625 hasta 1.25 mm y con una cantidad de imágenes por pacientes entre 100 y 246 cortes axiales.

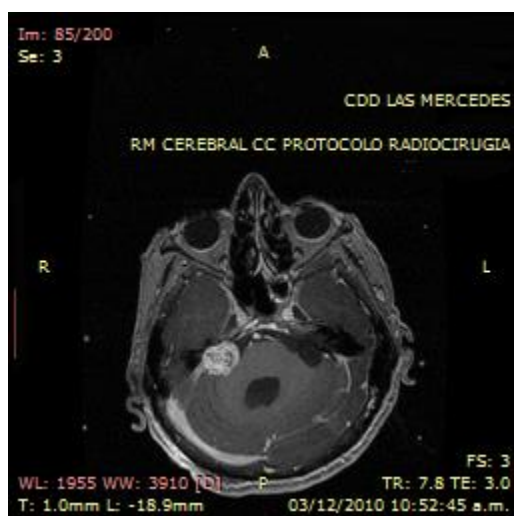


Figura 3.1: Imagen de RM de un paciente con protocolo de Radiocirugía.

El análisis de las imágenes fue realizado por algoritmos creados en el programa MATLAB (matrix-laboratory) ya que es un software que cuenta con herramientas muy útiles para trabajar con imágenes DICOM.

Para la realización del presente estudio se crearon varios códigos dirigidos a funciones específicas del procesamiento y el tratado de las imágenes que serán explicados a continuación:

Búsqueda y diferenciación de los puntos de referencia del marco estereotáctico.

Análisis geométrico de las marcas introducidas por el marco estereotáctico.

Determinación del centro geométrico del marco estereotáctico.

Segmentación de la lesión tumoral y medida de distancias entre la lesión y el marco estereotáctico.

3.1.1 Búsqueda y diferenciación de los puntos de referencia del marco estereotáctico.

En las imágenes con las que se trabajaron de RM tomadas a cada paciente se observan seis marcas equidistantes una de otras fuera de la anatomía craneal del paciente. Esto se debe a que estas imágenes son tomadas momentos después que es fijado el marco estereotáctico al paciente. Para diferenciar estas marcas se desarrolló un código que busca la ubicación de las 6 marcas, da información del tamaño del pixel para cada estudio, numero de cortes, espesor entre los cortes y la ubicación en pixeles de cada marca del marco estereotáctico para los cortes analizados de todo el estudio de RM.

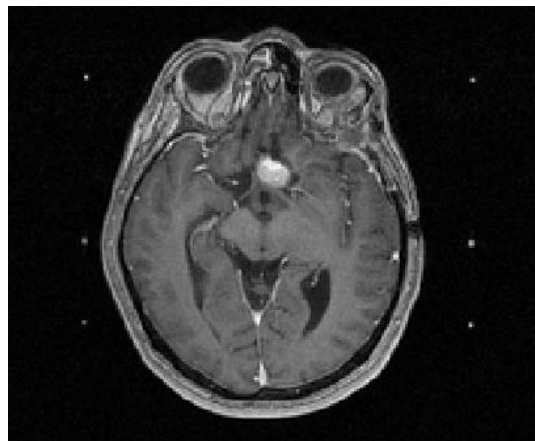


Figura 3.2: Imagen de RM axial mostrando las marcas introducidas por el marco estereotáctico.

3.1.2 Análisis geométrico de las marcas introducidas por el marco estereotáctico.

Utilizando las coordenadas de las seis marcas obtenidas previamente en las imágenes de RM, se realizó un análisis geométrico de cada punto, para obtener medidas de las dimensiones proyectadas del marco estereotáctico en dichas imágenes y poder compararlas con las medidas reales de dicho marco, sabiendo que este no altera sus dimensiones sin importar a que paciente sea colocado o de qué forma sea colocado, de igual manera se pueden obtener los tres ángulos de al momento de realizar la Resonancia Magnética.

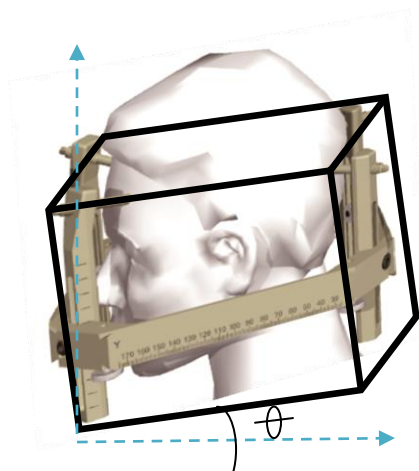


Figura 3.3: Posicionamiento con desviación θ .

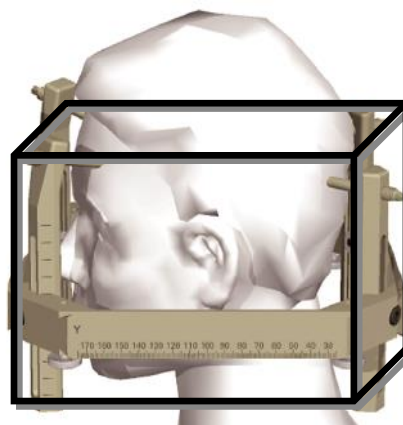


Figura 3.4: Posicionamiento perfecto.

Entonces utilizando los resultados anteriormente mencionados tenemos del análisis geométrico que:

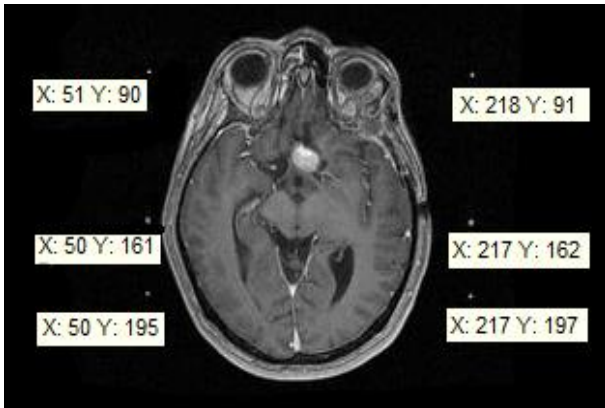


Figura 3.5: Imagen de RM corte 100.

Punto	Coordenada X (pixel)	Coordenada Y (pixel)	Numero de corte de RM
1	50	161	100
2	50	195	100
3	51	90	100
4	217	162	100
5	217	197	100
6	218	91	100

Tabla 3.1: Coordenadas de la imagen 100 de RM mostrada a la izquierda.

Utilizando las coordenadas de los puntos 2 y 3 que llamaremos R_2 y R_3 respectivamente podemos obtener la distancia en milímetros entre estos puntos y el primer ángulo de desviación en esta imagen de RM.

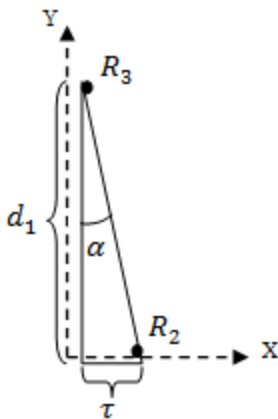


Figura 3.6: imagen del ángulo α .

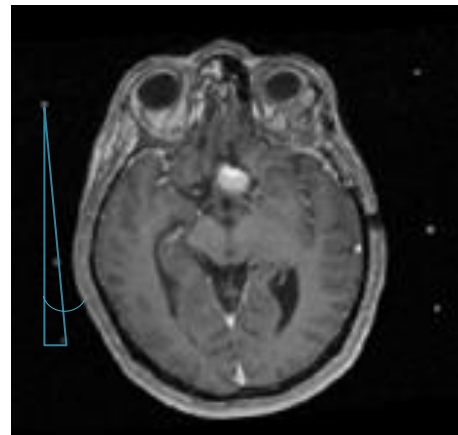


Figura 3.7: Ángulo α de desviación en imagen de RM.

$$R_2 = (R_{2x}, R_{2y}) \quad (3.1)$$

$$R_3 = (R_{3x}, R_{3y}) \quad (3.2)$$

$$d_1 = R_{3y} - R_{2y} \quad (3.3)$$

$$\tau = R_{2x} - R_{3x} \quad (3.4)$$

$$\alpha = \sin^{-1} \left(\frac{\tau}{d_1} \right) \quad (3.5)$$

$$d_1 = (118.17 \pm 1.13) \text{ mm} \quad (3.6)$$

Este error de 1.13 mm es el tamaño del pixel en esta imagen de RM.

$\tau = 1.13 \text{ mm}$ (Esta alineación es casi perfecta ya que la diferencia es de un pixel y cae dentro del error de la medida).

Utilizamos aproximación de ángulos pequeños (3.7)

$$\alpha = 0.54^\circ$$

Aplicando un análisis similar y utilizando d_1 junto con el valor nominal de la medida del marco estereotáctico que es de 190 mm, podemos calcular el segundo ángulo de desviación en el posicionamiento del paciente cuando se realizó este estudio, ángulo que llamaremos β .

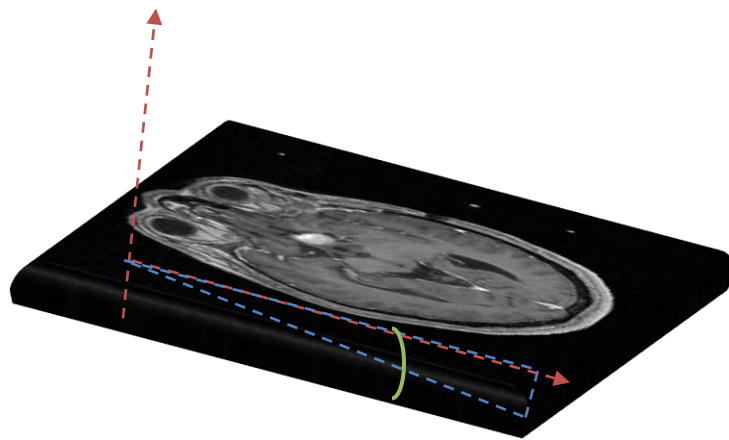


Figura 3.8: Angulo de desviación β en imagen de RM

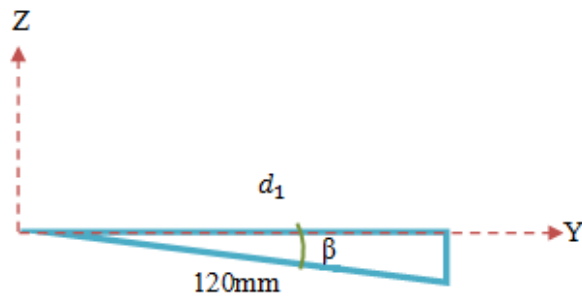


Figura 3.9: Angulo de desviación β en el plano YZ

Para este ángulo tenemos que:

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{d_1}{120}\right) \quad (3.8)$$

Resolvemos

$$\beta = 7.61^\circ \quad (3.9)$$

Finalmente utilizando las coordenadas de los puntos 3 y 6 que llamaremos R_3 y R_6 respectivamente y haciendo un análisis similar al anterior podemos encontrar el tercer ángulo de desviación, este ángulo lo llamaremos θ .

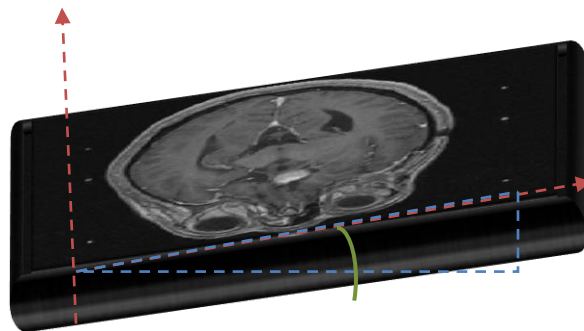


Figura 3.10: Angulo de desviación θ en imagen de RM.

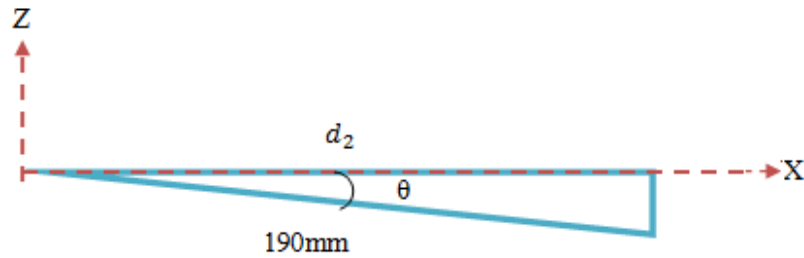


Figura 3.11: Ángulo de desviación θ en el plano XZ

Para calcular θ usamos:

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{d_2}{190}\right) \quad (3.10)$$

Y obtenemos d_2 de las coordenadas de los puntos R_2 y R_6

Tenemos que $d_2 = (189.17 \text{ mm} \pm 1.13) \text{ mm}$

Resolvemos

$$\theta = 5.33^\circ \quad (3.11)$$

Con estos tres ángulos que determinamos (α , β y θ) hemos logrado detectar la desviación al momento de la colocación del paciente para realizarse el tratamiento de Radiocirugía con el Gamma Knife y a partir de estos resultados podemos establecer un valor de tolerancia en cuanto a que tanto puede estar desviado la colocación de un paciente en una determinada dirección.

3.1.3. Determinación del centro geométrico del marco estereotáctico.

Utilizando como referencia los puntos más extremos de las marcas introducidas por el marco estereotáctico y sus coordenadas en la imagen de Resonancia Magnética, podemos calcular el centro geométrico del marco en el plano XY.

Para esto podemos plantearnos el problema como el de cuatro masas colocadas en las esquinas de un rectángulo, suponemos que el valor de las masas de cada esquina del rectángulo es igual a 1 y podemos calcular el centro de masa de este rectángulo.

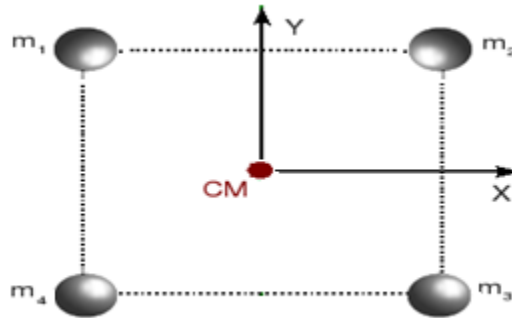


Figura 3.12: Sistema de 4 masas en las esquinas de un rectángulo.

Como previamente calculamos las posiciones de las cuatro masas tenemos que:

Masas	Coordenada X	Coordenada Y
m1	51	90
m2	218	91
m3	217	196
m4	50	195

Tabla3.1: Posición de las masas

Con estos valores calculamos el Centro de Masa (CM) suponiendo que todas las masas son igual a 1.

$$\vec{r}_{cm} = \frac{\sum_i m_i \vec{r}_i}{\sum_i m_i} \quad (3.12)$$

$$\vec{r}_{cm} = \frac{m_1\vec{r}_1 + m_2\vec{r}_2 + m_3\vec{r}_3 + m_4\vec{r}_4}{m_1 + m_2 + m_3 + m_4} \quad (3.13)$$

Resolvemos

$$r_{cm} = (134, 143) \quad (3.14)$$

Para encontrar el centro en la coordenada Z es necesario saber el ancho de cada corte de RM (en este caso y en la mayoría el ancho de corte es igual a 1 mm) y buscar que la marca central de ambos lados de la imagen de Resonancia Magnética a una distancia lo más cercana a 60mm de cada extremo.

Una vez que ubicamos este punto podemos decir que estamos en la coordenada Z=0 y que cada corte que nos desplazemos suma o resta a la coordenada Z 1 mm.



Figura 3.13: Imagen de RM con Z=0 corte 56

Finalmente hemos encontrado el valor central de las tres coordenadas X, Y y Z lo que significa que tenemos el centro geométrico del marco estereotáctico.

3.1.4. Segmentación de la lesión tumoral y medida de distancias entre la lesión y el marco estereotáctico.

Luego de tener el centro geométrico del marco estereotáctico se procede a la segmentación de la lesión. Esto se hace ubicando el corte donde se encuentra la lesión y se escoge un rango que será el valor de gris que identifica el más bajo o el más alto que se halla dentro de la lesión, con la finalidad de crear un filtro que me eliminará la mayor parte de los tejidos sanos y me dejará la zona de interés. Este método se puede realizar ya que en la mayoría de los casos al paciente previamente se le ha colocado un radiofármaco que eleva los valores del nivel de gris de la zona tumoral lo que sirve para resaltar y estudiar la lesión.

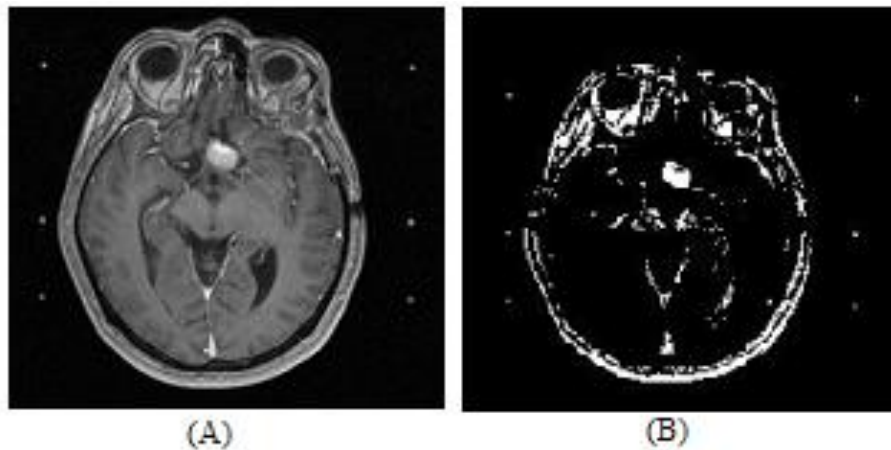


Figura 3.14: (A) Corte de RM de un paciente donde se encuentra la lesión. (B) Imagen luego de pasar por el filtro de intensidad creado en matlab.

Luego procedemos a sembrar una semilla en la zona de interés en este caso la lesión y realizamos otro procedimiento llamado conectividad de morfología matemática, lo cual nos dejará solo el contorno de la lesión tumoral para poder analizar más fácilmente su frontera y delimitar los bordes. Seguidamente escogemos un elemento estructurante que será un cuadrado de 3x3 píxeles, que recorrerá la imagen para realizar un procedimiento más llamado erosión, lo que genera una máscara de la lesión más pequeña que el tamaño de la lesión original para finalmente realizar una resta entre estas dos imágenes y obtener el contorno de la lesión del grosor de un píxel, con lo que podremos fácilmente identificar su frontera.



Figura 3.15: (C) imagen del contorno de la lesión después de sembrar la semilla y realizar conectividad 4. (D) imagen de la frontera de la lesión.

Una vez delimitada la frontera de la lesión y con el punto central del marco estereotáctico identificado previamente podemos calcular la distancia entre el punto más lejano y el punto más cercano entre la lesión y el centro del marco estereotáctico.

Utilizando también el registro médico del paciente podemos ver la cantidad de disparos que tomó el tratamiento, así como su localización. Como estamos seguros de que todos los disparos realizados en el tratamiento están dentro de la lesión del paciente, cada coordenada del disparo nos proporciona una medida desde el centro del marco a un punto que está dentro de la lesión, además en el historial médico podemos encontrar en que condición se realizó un disparo, es decir si fue de forma automática utilizando el sistema de posicionamiento del Gamma Knife (APS) o tuvo algún tipo de contratiempo o alerta de colisión. Con todos estos datos podemos diferenciar distintas zonas, en las cuales un tratamiento podría facilitarse con una colocación distinta del marco estereotáctico en el cráneo del paciente.

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A2	100.5	111.5	77.0	90	8	None	1.00	2.31	
1-2	A7	94.0	114.5	78.5	90	8	None	1.00	2.32	
1-3	A1	93.0	120.5	82.0	90	8	None	1.00	2.32	
1-4	A3	94.0	115.0	87.0	90	8	None	1.00	2.36	
1-5	A8	96.0	109.5	83.0	90	8	None	0.90	2.12	
1-6	A4	103.0	110.0	83.5	90	8	None	1.00	2.34	
1-7	A14	104.0	117.0	85.0	90	8	None	1.00	2.33	
1-8	A5	101.5	110.5	89.5	90	8	None	1.00	2.37	
1-9	A13	97.5	114.0	95.0	90	8	None	1.30	3.10	
2-1	A9	97.0	116.0	75.5	90	4	None	1.00	2.52	
2-2	A10	97.5	117.0	77.0	90	4	None	1.00	2.54	
2-3	A11	97.0	120.5	83.0	90	4	None	1.00	2.55	
2-4	A12	103.5	117.5	77.0	90	4	None	1.00	2.57	
2-5	A6	99.5	116.0	92.0	90	4	None	1.10	2.86	

Figura 3.16: Parte del reporte médico que especifica las coordenadas de disparos del Gamma Knife. Podemos observar en este caso que no hubo alertas de ningún tipo lo que se traduce en un tratamiento posicionado por el APS o tratamiento automático.

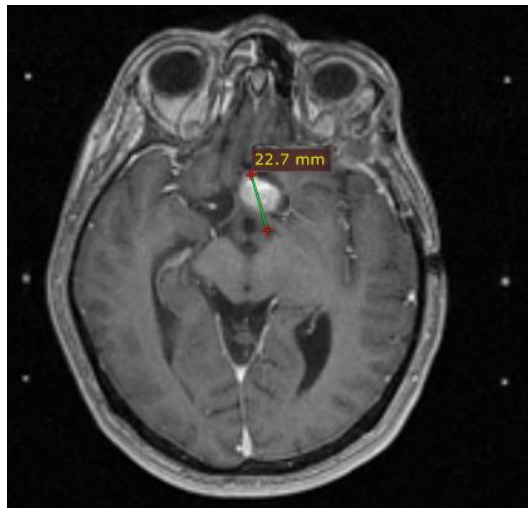


Figura 3.17: Imagen de RM que señala el punto más lejano de la lesión medido desde el centro geométrico del marco.

Recordemos que en el historial médico las coordenadas de los disparos tienen un agregado de 100 mm a cada coordenada, esto se explicó anteriormente, que es con el fin de evitar confusiones a la hora de planificar el tratamiento y no cometer errores al confundir un signo en una de las coordenadas lo que provocaría un disparo en una zona de tejido sano, es por esta razón que tienen este agregado lo que asegura que todas las coordenadas de disparos sean siempre positivas. Por esta razón hay que traducir todas estas coordenadas al sistema de referencia con centro en el marco estereotáctico que es el sistema de referencia que estamos utilizando.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
100,5	111,5	77	0,5	11,5	-23	11,5
94	114,5	78,5	-6	14,5	-21,5	15,7
93	120,5	82	-7	20,5	-18	21,7
94	115	87	-6	15	-13	16,2
96	109,5	83	-4	9,5	-17	10,3
103	110	83,5	3	10	-16,5	10,4
104	117	85	4	17	-15	17,5
101,5	110,5	89,5	1,5	10,5	-10,5	10,6
97,5	114	95	-2,5	14	-5	14,2
97	116	75,5	-3	16	-24,5	16,3
97,5	117	78,5	-2,5	17	-21,5	17,2
97	120,5	83	-3	20,5	-17	20,7
103,5	117,5	88	3,5	17,5	-12	17,8
99,5	116	92	-0,5	16	-8	16,0

Tabla 3.2: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico. Nótese que el tercer disparo corresponde a un radio medido desde el centro del marco estereotáctico de 21.7 mm, un milímetro menos que el borde más lejano de la lesión que encontramos anteriormente.

Con este análisis podemos intuir que cualquier lesión de un futuro paciente a tratar con el equipo de Gamma Knife que tenga una localización similar, no presentará ningún problema a la hora de realizar el posicionamiento, ya que el sistema de posicionamiento automático (APS) podrá realizar esta tarea sin inconveniente.

Cabe resaltar que el tiempo de un tratamiento posicionado automáticamente por el APS dependiendo de la cantidad de disparos realizados puede tomar entre unos 10 minutos si se trata de pocos disparos a unos 50 minutos si fuese un tratamiento con mayor cantidad de disparos. En el caso expuesto anteriormente el tiempo de tratamiento reflejado en el historial médico fue de 35 minutos. Por otra parte, un tratamiento de posicionamiento manual, es decir donde el APS, no pueda realizar el posicionamiento del paciente, puede tardar varias horas ya que en cada disparo además del tiempo de tratamiento hay que sumar

el tiempo que el personal médico tarda en posicionar al paciente manualmente, lo que puede ser unos 5 minutos con un personal con experiencia por cada disparo.

Esto significa que si suponemos el mismo paciente pero con el marco colocado de tal forma que todos sus posicionamientos por cada disparo sea de forma manual el tratamiento pasaría de 35 minutos a 175 minutos lo que se traduce en casi 3 horas de tratamiento. Esto obviando cualquier tipo de contratiempo que podría surgir durante el posicionamiento del paciente, como molestias, dolor, etc.

CAPÍTULO

4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Este capítulo expondrá los resultados obtenidos del análisis de todos los casos estudiados, un total de 75 pacientes, con diferentes ubicaciones de la lesión y haciendo diferencia en cada uno de los casos, como la dificultad del tratamiento y finalmente mostrará el umbral que existe entre un caso y otro dependiendo de la ubicación entre el centro del marco estereotáctico y la lesión.

En este trabajo se segmentaron las imágenes de Resonancia Magnética de todos los pacientes y se extrajeron los datos de todos los reportes médicos de cada paciente, en algunos casos un solo paciente podía tener 2 reportes médicos, debido a que tal vez una segunda planificación facilitara un poco el tratamiento del paciente.

Para el proceso de estudio de las imágenes, se utilizaron todos los cortes axiales de los pacientes después de que se le colocara el marco estereotáctico y un medio de contraste para facilitar en muchos casos la ubicación de la lesión. Los pacientes fueron clasificados según la dificultad para tratar la lesión, diferenciando entre un tratamiento automático de posicionamiento con el APS, un tratamiento con alertas de colisión, donde el equipo intenta posicionar al paciente de forma automática pero no siempre es posible, un tratamiento manual, donde el posicionamiento del paciente es realizado por el personal médico, los casos que no pudieron ser tratados por encontrarse fuera de los límites de tratamiento del equipo y los casos mixtos donde existen combinación de los casos mencionados anteriormente. También se estudió los ángulos de desviación (α , β y θ) como una forma de evaluar la calidad del posicionamiento de los pacientes al momento de realizar la Resonancia Magnética.

Es importante resaltar que se examinó por separado la coordenada Z de las coordenadas XY ya que la coordenada Z da un tipo de alerta distinta en algunos casos y permite la colocación de un extensor para algunas lesiones y solo da las alertas de posicionamiento automático, manual o de que es necesario el uso de un extensor para realizar el tratamiento.

A continuación expondremos un paciente de cada caso para ilustrar mejor las diferencias entre cada uno.

4.1. Paciente 1

Paciente femenina con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento de este paciente fue de 10 disparos en la zona de la lesión, todos los puntos de disparos fueron posicionados por el APS del equipo, es decir fue un tratamiento completamente automático.

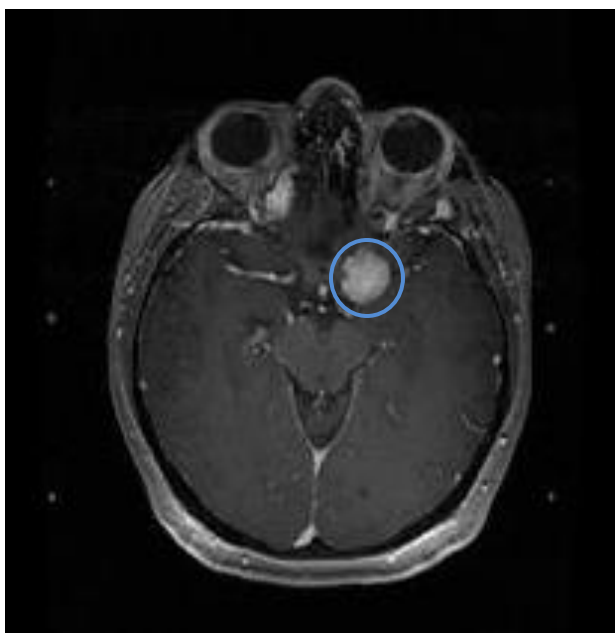


Figura 4.1: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento automático.

Promedio de la ubicación central en cada corte (pixel)		Promedio de los ángulos de desviación (grados)		
Valor promedio en X	Valor promedio en Y	α	β	Θ
(125,2 \pm 0.5)	(140,0 \pm 0,5)	(0,008 \pm 0,002)	(5,55 \pm 1,30)	(6,51 \pm 1,72)

Tabla 4.1: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α , β y θ .

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A1	98.0	104.5	105.5	90	8	None	1.00	4.81	
2-1	A10	99.5	110.0	100.0	90	4	None	0.70	3.68	
2-2	A8	100.0	110.5	103.5	90	4	None	0.80	4.22	
2-3	A2	100.0	110.0	106.5	90	4	None	0.70	3.70	
2-4	A6	99.0	109.0	110.5	90	4	None	0.80	4.24	
2-5	A11	95.5	111.5	104.0	90	4	None	0.70	3.67	
2-6	A4	98.5	105.5	100.5	90	4	None	1.00	5.26	
2-7	A9	94.0	102.0	104.5	90	4	None	0.80	4.21	
2-8	A3	89.5	101.0	105.5	90	4	None	0.90	4.71	
2-9	A7	94.0	102.0	109.5	90	4	None	0.90	4.75	
2-10	A5	96.5	105.0	111.0	90	4	None	1.00	5.30	

Tabla 4.2: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 1.

En este plan de tratamiento podemos observar que en la columna de notas (NOTES) aparece en blanco, lo que significa que el equipo no dio ningún tipo de alerta y que todo el tratamiento fue posicionado por el APS sin problemas. Además en la columna de tiempo (TIME) sale reflejado la duración en minutos que tardó cada disparo lo que al sumar da un aproximado de 49 minutos entre todos los disparos.

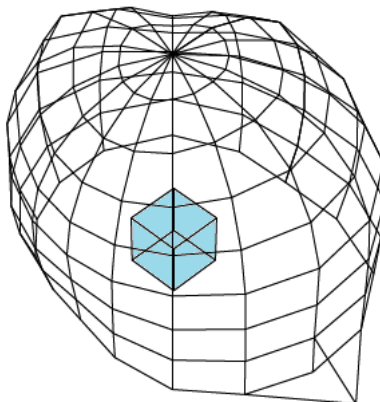
Ubicación de la lesión modelada en el paciente.

Figura 4.2: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.

En el modelado podemos observar que es una lesión que se ubica casi en el centro del cráneo y por la forma como se colocó el marco estereotáctico, su centro geométrico está muy cercano de la lesión.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
98	104,5	105,5	-2	4,5	5,5	4,9
99,5	110	100	-0,5	10	0	10,0
100	110,5	103,5	0	10,5	3,5	10,5
100	110	106,5	0	10	6,5	10,0
99	109	110,5	-1	9	10,5	9,1
95,5	111,5	104	-4,5	11,5	4	12,3
98,5	105,5	100,5	-1,5	5,5	0,5	5,7
94	102	104,5	-6	2	4,5	6,3
89,5	101	105,5	-10,5	1	5,5	10,5
94	102	109,5	-6	2	9,5	6,3
96,5	105	111	-3,5	5	11	6,1

Tabla 4.3: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.

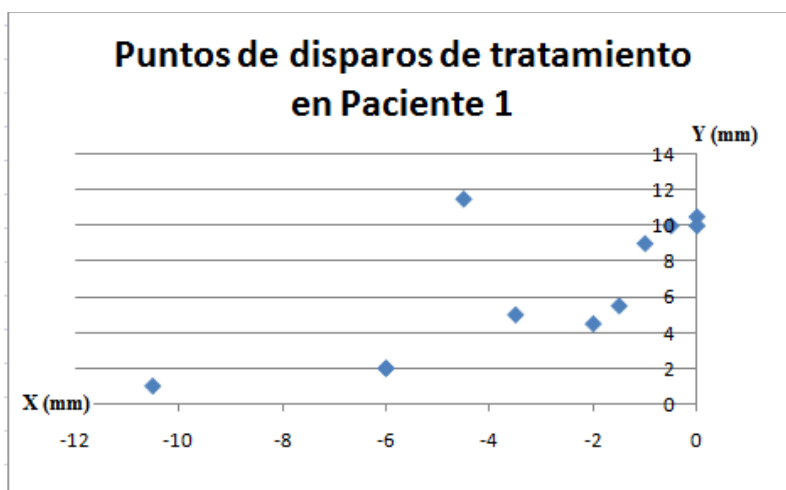


Figura 4.3: Gráfica de los diez disparos del tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico en el plano XY.

En esta gráfica se muestra la ubicación de cada disparo con respecto al centro del marco estereotáctico y como todos estos disparos fueron de forma automática podemos asegurar que cualquier otro disparo que se realice en este u otro paciente con características iguales o menores respecto a su ubicación en el plano XY será definido como automático.

4.2. Paciente 2

Paciente femenina con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento de este paciente fue de 8 disparos en la zona de la lesión, en todos los puntos de disparos hubo alerta de colisión, lo que quiere decir que el equipo intentó posicionarlo de forma automático pero no asegura que lo pudiera hacer, así que tendría que pasar a modo manual.

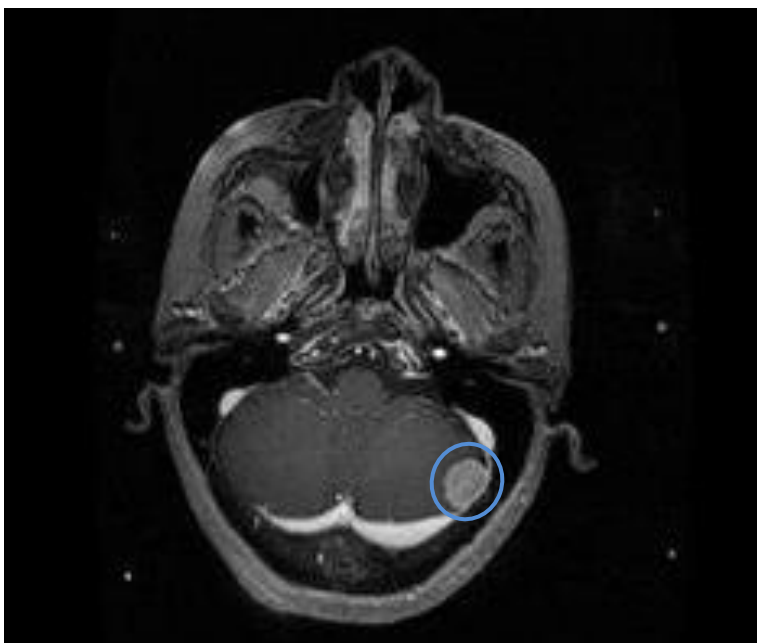


Figura 4.4: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alertas de colisión.

Promedio de la ubicación central en cada corte (pixel)		Promedio de los ángulos de desviación (grados)		
Valor promedio en X	Valor promedio en Y	α	B	θ
(129,1 \pm 0,5)	(169,2 \pm 0,5)	(2,18 \pm 1,16)	(7,41 \pm 2,32)	(5,91 \pm 1,92)

Tabla 4.4: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α , β y θ .

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-2	A10	130.5	67.0	116.5	125	8	None	0.40	1.33	C
1-3	A8	126.0	63.0	114.5	125	8	None	0.70	2.34	C
1-4	A1	120.5	69.0	114.5	125	8	None	1.00	3.47	C
1-5	A4	125.0	73.0	119.0	125	8	None	1.00	3.46	C
1-6	A7	128.0	69.0	122.0	125	8	None	1.00	3.37	C
1-7	A9	126.5	62.5	125.5	125	8	None	0.60	1.98	C
1-8	A5	121.5	62.0	120.0	125	8	None	1.00	3.37	C
1-9	A2	120.5	66.5	123.0	125	8	None	1.00	3.43	C

Tabla 4.5: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 2.

En este plan de tratamiento podemos observar que en la columna de notas (NOTES) aparece la letra C, lo que significa que el equipo dio la alerta de colisión en todos los disparos lo que quiere decir que tal vez no todos los disparos se pudieron posicionar de forma automática con el APS y se tuvo que pasar a modo de posicionamiento manual para realizar algunos disparos. Además en la columna de tiempo (TIME) sale reflejado la duración en minutos que tardó cada disparo lo que al sumar da un aproximado de 30 minutos entre todos los disparos, pero hay que agregar el tiempo que tomó posicionar al paciente de forma manual cuando el equipo no lo pudo realizar automáticamente, esto se traduce en un agregado de más o menos 5 minutos más por disparo, que si lo aplicamos a la mitad de los disparos para suponer que el 50% del tratamiento fue automático y el otro 50% fue manual el tiempo de tratamiento aumenta a unos 50 minutos.

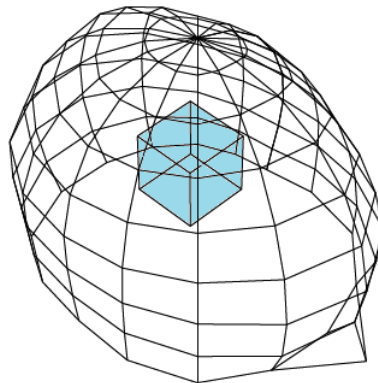
Ubicación de la lesión modelada en el paciente.

Figura 4.5: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.

En el modelado podemos observar que es una lesión que se ubica más alejada del centro del cráneo y que el centro geométrico del marco está más retirado de la lesión que en el caso anterior.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
130,5	67	116,5	30,5	-33	16,5	44,9
126	63	114,5	26	-37	14,5	45,2
120,5	69	114,5	20,5	-31	14,5	37,2
125	73	119	25	-27	19	36,8
128	69	122	28	-31	22	41,8
126,5	62,5	125,5	26,5	-37,5	25,5	45,9
121,5	62	120	21,5	-38	20	43,7
120,5	66,5	123	20,5	-33,5	23	39,3

Tabla 4.6: coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotático.

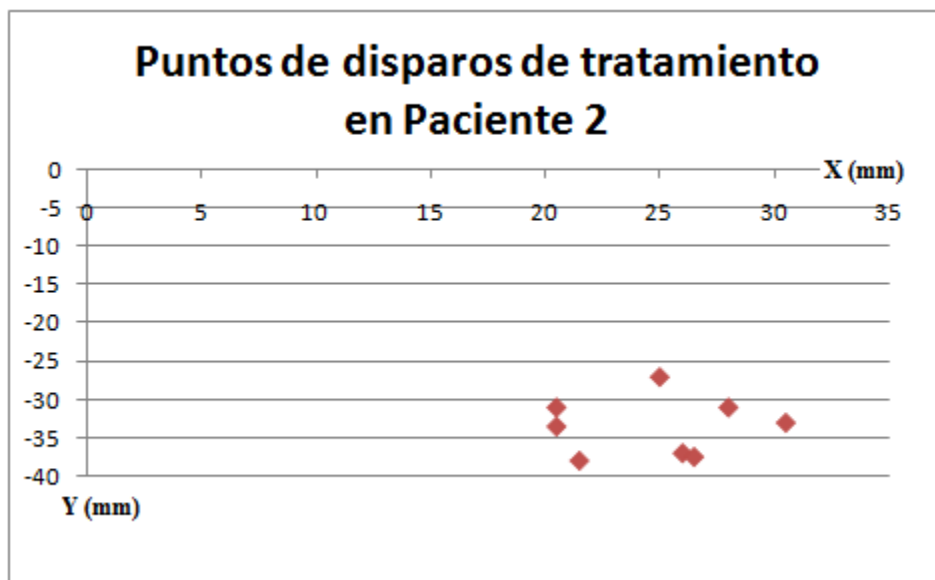


Figura 4.6: Gráfica de los ocho disparos que tomó el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotático en el plano XY.

En esta otra gráfica se muestra la ubicación de cada disparo con respecto al centro del marco estereotáctico en el plano XY a diferencia de la anterior podemos notar que están más retirados de la posición (0,0) que sería el centro del marco estereotáctico y ya podemos ir estableciendo que cualquier disparo realizado que tenga dimensiones similares, dará como resultado una alerta de colisión.

4.3. Paciente 3

Paciente femenina con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento de este paciente fue de 6 disparos en la zona de la lesión, en todos los puntos de disparos hubo alerta de posicionamiento manual, alerta T (TRUNNIONS significa muñones, que son las herramientas utilizadas para el posicionamiento manual) lo que quiere decir que el equipo no puede posicionarlo de forma automático con el APS así que tendría que pasar a modo manual.

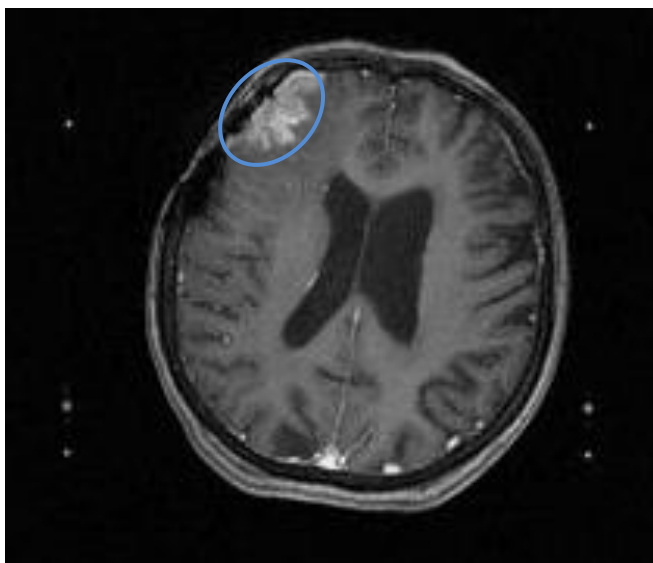


Figura 4.7: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alertas T.

Promedio de la ubicación central en cada corte (pixel)		Promedio de los ángulos de desviación (grados)		
Valor promedio en X	Valor promedio en Y	α	β	θ
(123,5 \pm 0,5)	(143,2 \pm 0,5)	(0,54 \pm 0,09)	(7,64 \pm 2,31)	(5,33 \pm 1,87)

Tabla 4.7: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α , β y θ .

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A6	74.5	128.0	75.5	72	18	None	0.40	1.12	T
2-1	A5	85.0	134.0	82.0	72	18	None	0.80	2.29	T
3-1	A4	82.0	147.0	84.5	72	18	None	1.00	2.75	T
4-1	A2	62.0	140.5	82.0	72	18	None	1.20	3.16	T
5-1	A3	67.0	134.0	93.0	72	18	None	1.00	2.81	T
6-1	A1	71.5	138.5	95.5	72	18	None	1.00	2.82	T

Tabla 4.8: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 3.

En este otro plan de tratamiento podemos observar que en la columna de notas (NOTES) aparece la letra T, lo que significa que el equipo dio la alerta de posicionamiento manual en todos los disparos. Además en la columna de tiempo (TIME) sale reflejado la duración en minutos que tardó cada disparo lo que al sumar da un aproximado de 15 minutos entre todos los disparos, pero hay que agregar el tiempo que tomó posicionar al paciente de forma manual que son más o menos 5 minutos más por disparo, esto aumenta el tiempo de tratamiento a 45 minutos, esto si no hubo alguna complicación con el paciente como dolor o incomodidad.

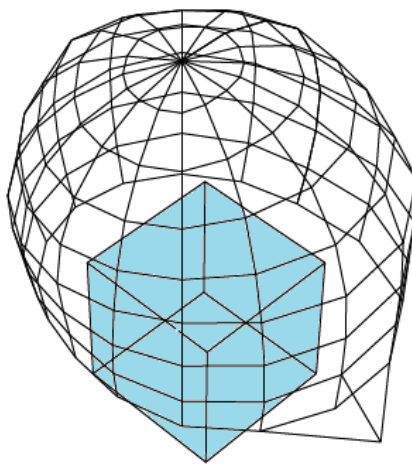
Ubicación de la lesión modelada en el paciente.

Figura 4.8: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.

En el modelado podemos observar que es una lesión mucho más retirada que las anteriores del centro del cráneo y se ubica más alejado del centro del marco que el caso anterior.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
74,5	128	75,5	-25,5	28	-24,5	37,9
85	134	82	-15	34	-18	37,2
82	147	84,5	-18	47	-15,5	50,3
62	140,5	82	-38	40,5	-18	55,5
67	134	93	-33	34	-7	47,4
71,5	138,5	95,5	-28,5	38,5	-4,5	47,9

Tabla 4.9: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.

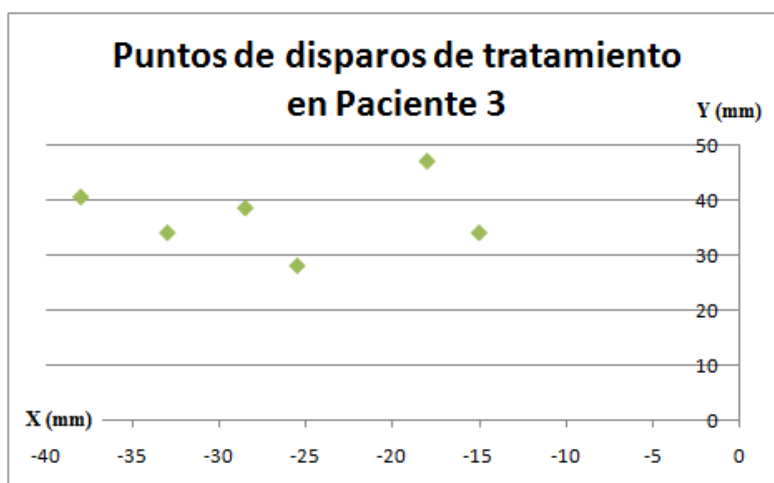


Figura 4.9: Gráfica de los seis disparos que tomó el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico.

En esta gráfica se muestra la ubicación de cada disparo con respecto al centro del marco estereotáctico en el plano XY, estos disparos están aun más retirados del la posición (0,0) que sería el centro del marco estereotáctico y también podemos establecer que cualquier disparo realizado que tenga dimensiones similares dará como resultado una alerta de posicionamiento manual o alerta T.

4.4. Paciente 4

Paciente masculino con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento de este paciente consto de 18 disparos en la zona de la lesión, con este paciente hubo disparos con variadas alertas así como disparos automáticos.

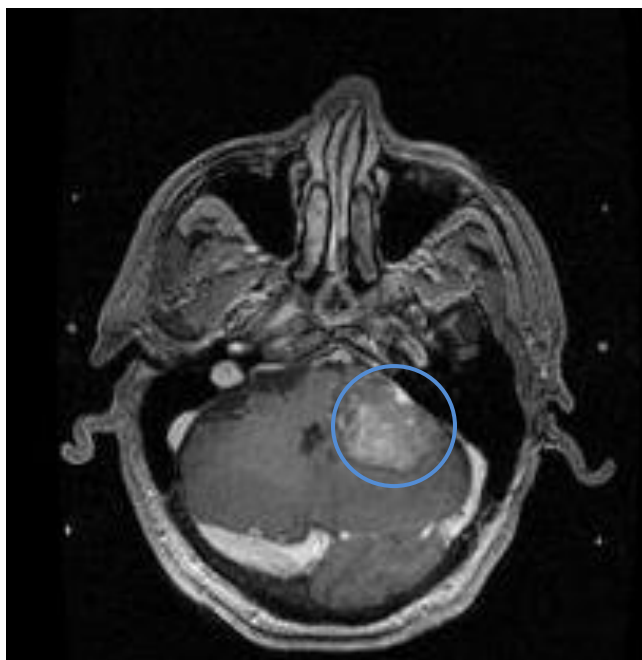


Figura 4.10: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con múltiples alertas.

Promedio de la ubicación central en cada corte (pixel)		Promedio de los ángulos de desviación (grados)		
Valor promedio en X	Valor promedio en Y	α	β	θ
$(123,5 \pm 0,5)$	$(126,0 \pm 0,5)$	$(1,08 \pm 0,13)$	$(4,90 \pm 1,61)$	$(2,60 \pm 1,27)$

Tabla 4.10: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α , β y θ .

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A1	126.0	73.5	108.0	125	18	None	1.30	2.06	C
2-1	A6	111.0	86.5	99.5	90	14	None	1.20	2.06	
2-2	A4	115.0	78.5	106.5	90	14	None	1.00	1.71	C
2-3	A7	126.5	85.0	106.0	90	14	None	1.00	1.68	C
2-4	A5	107.0	91.5	114.5	90	14	None	1.00	1.75	
2-5	A15	107.5	91.0	123.5	90	14	None	1.20	2.10	
3-1	A3	111.5	70.5	118.0	125	14	None	1.20	1.97	C
4-1	A11	109.0	87.5	97.0	90	8	None	1.00	1.77	
4-2	A14	117.5	96.5	102.5	90	8	None	1.00	1.76	
4-3	A13	115.5	95.0	108.5	90	8	None	0.70	1.24	
4-4	A9	107.0	98.0	107.5	90	8	None	1.00	1.79	
4-5	A10	102.0	88.0	107.5	90	8	None	0.80	1.43	
4-6	A8	110.5	71.5	110.0	90	8	None	1.00	1.76	C
5-1	A16	131.0	83.5	116.0	125	8	None	0.60	1.00	C
5-2	A18	104.5	80.0	116.5	125	8	None	0.70	1.21	C
5-3	A17	117.5	91.0	116.5	125	8	None	0.60	1.04	C
6-1	A2	123.0	77.0	121.5	140	18	None	1.50	2.41	TC
7-1	A12	121.5	76.5	125.5	140	14	None	1.00	1.64	T

Tabla 4.11: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 4.

En este plan de tratamiento podemos observar que en la columna de notas (NOTES) aparecen las letras C y T, en algunos disparos lo que significa que el equipo dio todas las alertas, este es un tratamiento muy complicado. En la columna de tiempo (TIME) sale reflejado la duración en minutos que tardo cada disparo lo que al sumar da un aproximado de 31 minutos entre todos los disparos, pero realmente el tiempo de tratamiento fue mucho mayor por lo complicado de la situación.

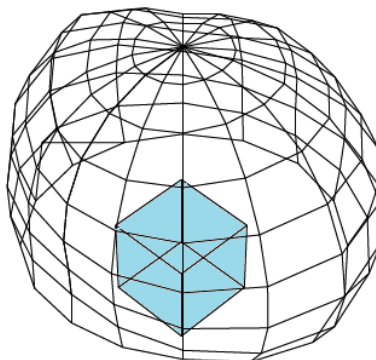
Ubicación de la lesión modelada en el paciente.

Figura 4.11: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.

En el modelado la lesión parece estar bastante centrada, sin embargo los extremos están lejos del centro geométrico del marco estereotáctico lo que dificulta el tratamiento y da como resultado las alertas C y T.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
107	91,5	114,5	7	-8,5	14,5	11,0
107,5	91	123,5	7,5	-9	23,5	11,7
109	87,5	97	9	-12,5	-3	15,4
117,5	96,5	102,5	17,5	-3,5	2,5	17,8
115,5	95	108,5	15,5	-5	8,5	16,3
107	98	107,5	7	-2	7,5	7,3
102	88	107,5	2	-12	7,5	12,2
111	86,5	99,5	11	-13,5	-0,5	17,4
111,5	70,5	118	11,5	-29,5	18	31,7
126	73,5	108	26	-26,5	8	37,1
115	78,5	106,5	15	-21,5	6,5	26,2
126,5	85	106	26,5	-15	6	30,5
110,5	71,5	110	10,5	-28,5	10	30,4
131	83,5	116	31	-16,5	16	35,1
104,5	80	116,5	4,5	-20	16,5	20,5
117,5	91	116,5	17,5	-9	16,5	19,7
123	77	121,5	23	-23	21,5	32,5
121,5	76,5	125,5	21,5	-23,5	25,5	31,9

Tabla 4.12: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotáctico.

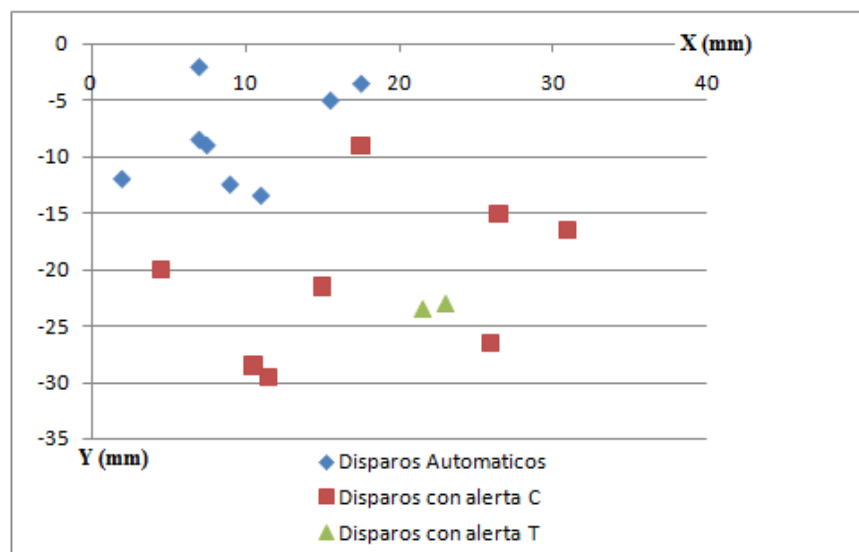


Figura 4.12: Gráfica de los seis disparos que tomo el tratamiento con origen en el Centro del Marco Estereotáctico.

De la gráfica anterior podemos diferenciar claramente las áreas de disparo automático de las áreas de disparo con alertas C o T. En la gráfica existe un punto que tiene alerta C y está más allá de las alertas de disparos T, eso quiere decir que ese disparo tiene muchas probabilidades que se halla posicionado manualmente.

4.5. Paciente 5

Paciente femenina con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento de este paciente fue de 8 disparos en la zona de la lesión, debido a la posición de la lesión fue necesario la colocación de un extensor para poder tratarla, en este caso el equipo dio la alerta H (HIGH que significa alto) en el plan de tratamiento. Esta alerta solo ocurre en la coordenada Z.

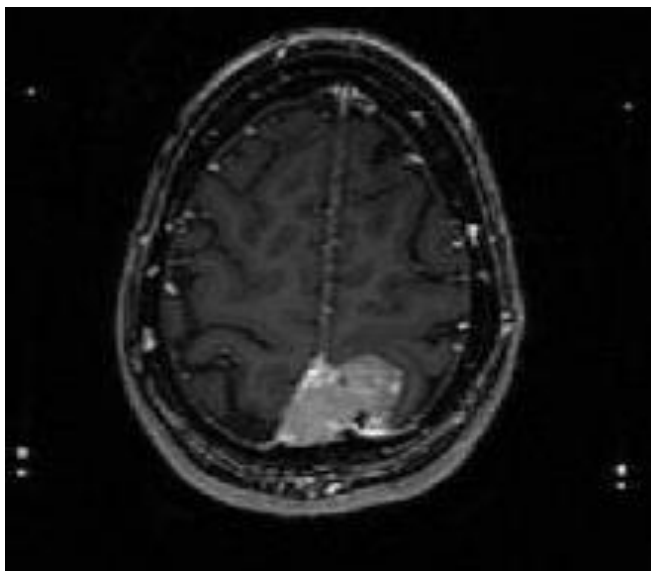


Figura 4.13: Resonancia Magnética que ilustra una lesión de tratamiento con alerta H.

Promedio de la ubicación central en cada corte (pixel)		Promedio de los ángulos de desviación (grados)		
Valor promedio en X	Valor promedio en Y	α	β	θ
$(257,5 \pm 0,5)$	$(239,2 \pm 0,5)$	$(1,96 \pm 0,13)$	$(3,21 \pm 1,03)$	$(3,55 \pm 1,30)$

Tabla 4.13: Ubicación del Centro del marco estereotáctico y valores de los ángulos α , β y θ .

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A2	100.5	73.5	38.5	90	18	None	1.00	2.12	H
1-2	A3	118.5	74.5	42.5	90	18	None	1.00	2.15	H
1-3	A1	117.0	75.5	54.0	90	18	None	1.20	2.79	H
1-4	A4	95.5	61.5	46.0	90	18	None	1.10	2.39	H
1-5	A7	92.5	54.5	56.0	90	18	None	1.10	2.49	HC
2-1	A10	100.5	77.5	33.5	90	14	None	0.50	1.04	H
2-2	A6	119.0	78.5	39.0	90	14	None	1.00	2.15	H
2-3	A5	104.0	70.0	52.0	90	14	None	1.00	2.34	H

Tabla 4.14: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 5.

En este plan de tratamiento se observa que en la columna de notas (NOTES) aparecen las letras H, que significa que la lesión está ubicada en una zona alta del cráneo y es necesario la utilización del extensor para poder realizar el tratamiento. En la columna de tiempo (TIME) sale reflejado la duración en minutos que tardó cada disparo lo que al sumar da un aproximado de 23 minutos entre todos los disparos.

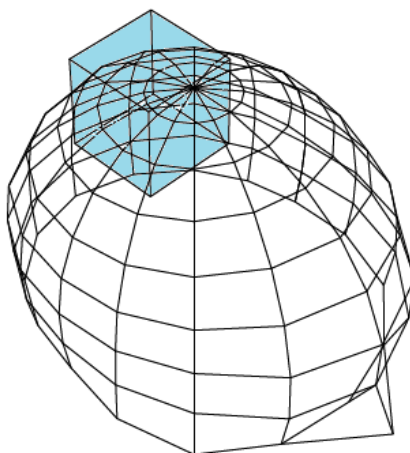
Ubicación de la lesión modelada en el paciente.

Figura 4.14: Modelado de la anatomía del paciente y la ubicación de la lesión.

En este modelo se ilustra claramente la altura en la que está situada la lesión dentro del cráneo.

Coordenadas del historial medico (mm)			Coordenadas con respecto al marco estereotactico (mm)			
X	Y	Z	X	Y	Z	Radio XY
100,5	73,5	38,5	0,5	-26,5	-61,5	26,5
118,5	74,5	42,5	18,5	-25,5	-57,5	31,5
117	75,5	54	17	-24,5	-46	29,8
95,5	61,5	46	-4,5	-38,5	-54	38,8
92,5	54,5	56	-7,5	-45,5	-44	46,1
100,5	77,5	33,5	0,5	-22,5	-66,5	22,5
119	78,5	39	19	-21,5	-61	28,7
104	70	52	4	-30	-48	30,3
101,5	52	57	1,5	-48	-43	48,0

Tabla 4.15: Coordenadas de disparos en coordenadas del historial médico y en coordenadas del marco estereotático.

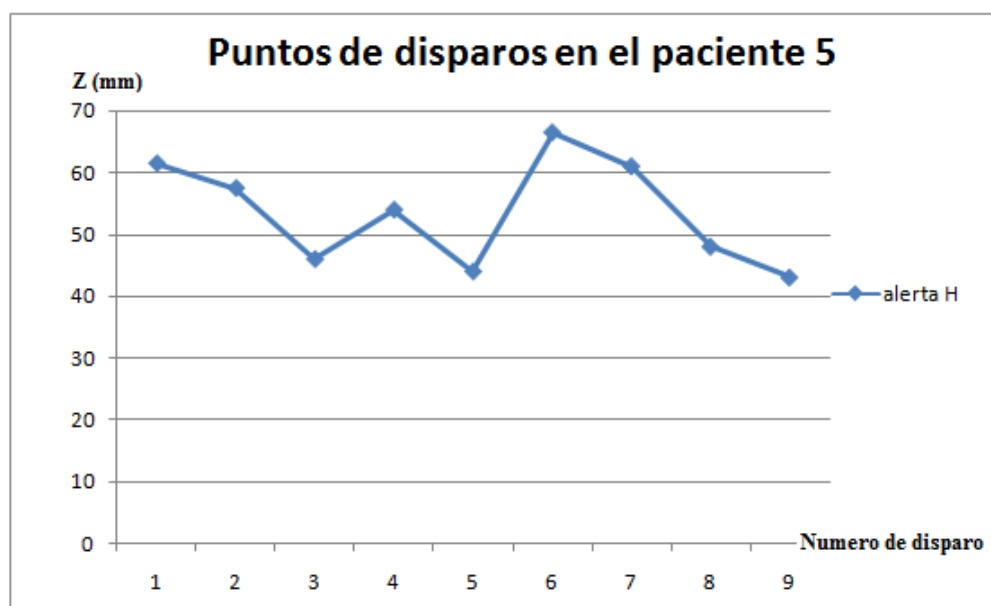


Figura 4.15: Gráfica de los nueve disparos que tomó el tratamiento reflejada en la coordenada Z.

En la gráfica se muestra todos los puntos en la coordenada Z que necesitan el extensor para poder realizar el tratamiento. Podemos deducir que cualquier disparo que se realice superior a los 40 mm medidos desde el centro geométrico del marco estereotático en la coordenada Z, será necesario implementar el extensor.

4.6. Resultados generales

En esta sección mostraremos la información recopilada de todos los pacientes analizados y presentaremos los radios de tratamiento que producen los diferentes tipos de alertas (automático, C, T, H y los tratamientos que no son posibles con este equipo).

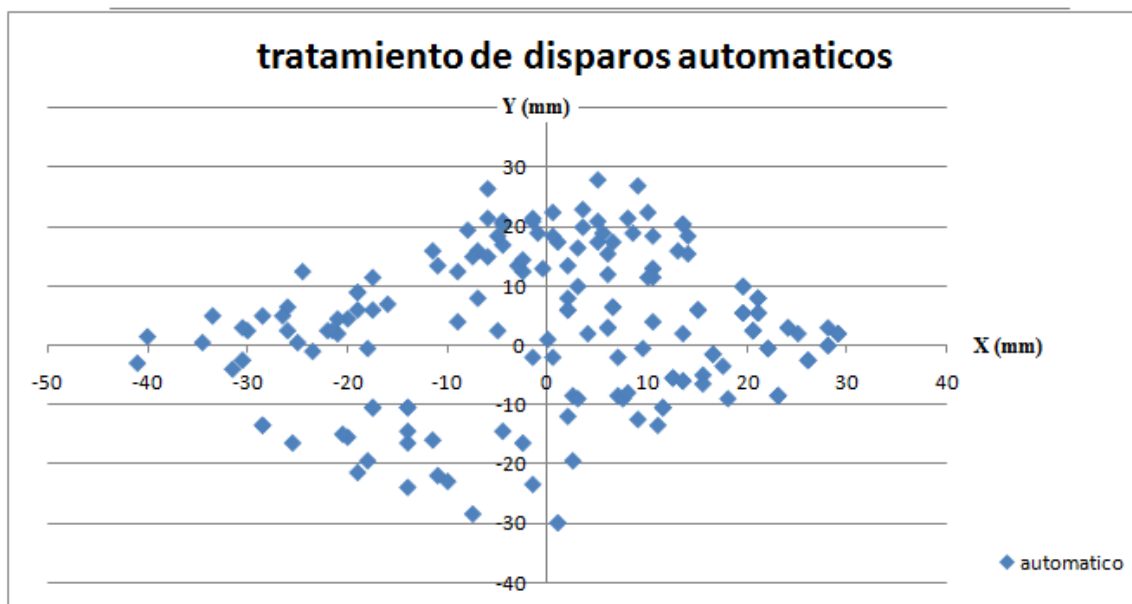


Figura 4.16: Gráfica X vs Y de todos los puntos de tratamientos automáticos medidos desde el centro del marco estereotáctico

En esta gráfica observamos el área de tratamiento automático, todo punto de tratamiento que se ubique dentro de esta área será un tratamiento automático para cualquier paciente con cualquier tipo de lesión a tratar en el futuro con el equipo de Gama Knife.

Con este resultado podemos predecir que cualquier lesión cuyo punto más lejano de la lesión al centro del marco estereotáctico este ubicado en esta zona será un tratamiento simple donde el sistema de posicionamiento automático del equipo (APS) se encargará de llevar a su posición acada disparo que tome realizar el tratamiento.

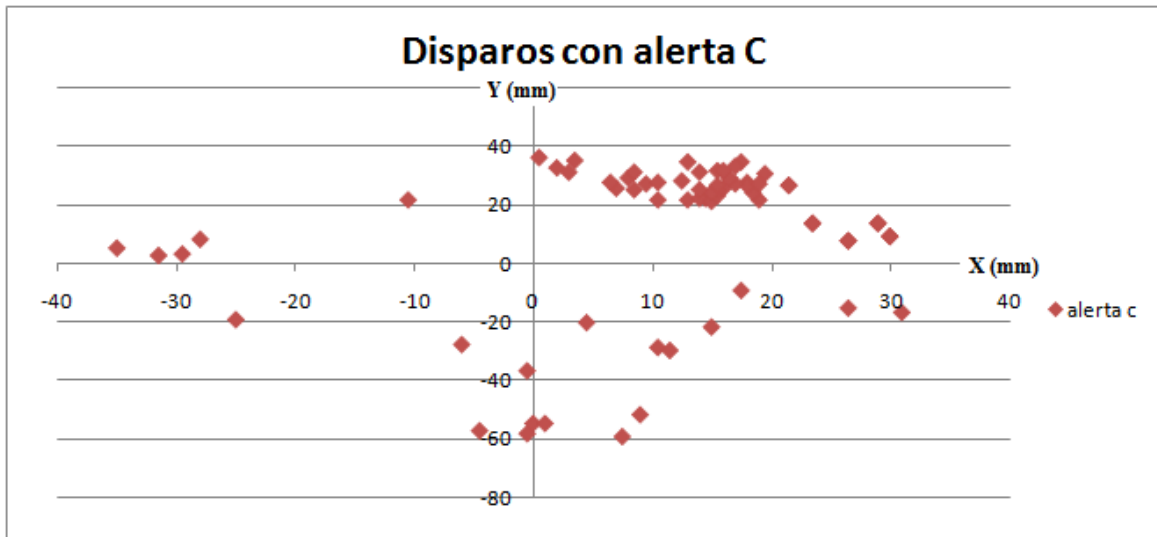


Figura 4.17: Gráfica X vs Y de todos los puntos de tratamientos con alerta de colisión (C) medidos desde el centro del marco esterotático.

Es esta gráfica se muestra una zona más alejada del centro donde comienza la frontera entre lo que son disparos de posicionamiento automático y disparos de posicionamiento manual.

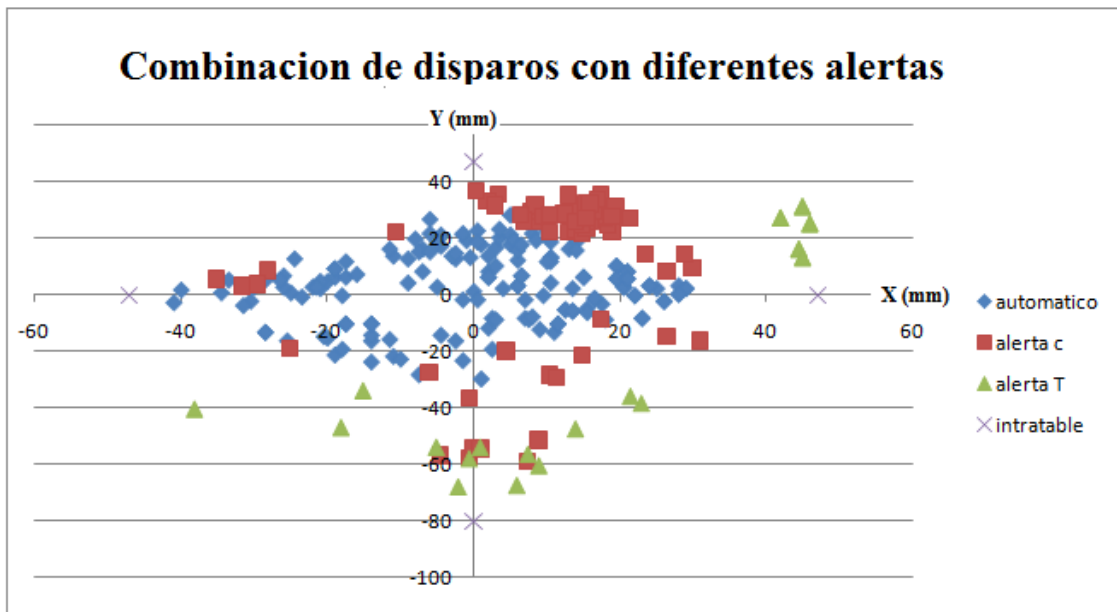


Figura 4.18: Gráfica X vs Y de todos los disparos realizados con sus distintas alertas.

Con la gráfica anterior se observa una frontera que delimita los diferentes tipos de tratamientos según su ubicación, a la hora de realizar un tratamiento. Con este resultado podemos caracterizar mejor una lesión de un futuro paciente que se va a tratar, midiendo la distancia entre el centro del marco estereotáctico y el punto más lejano a la lesión. También tenemos una zona que si la lesión está más alejada de ella, no será posible realizar el tratamiento con este equipo.

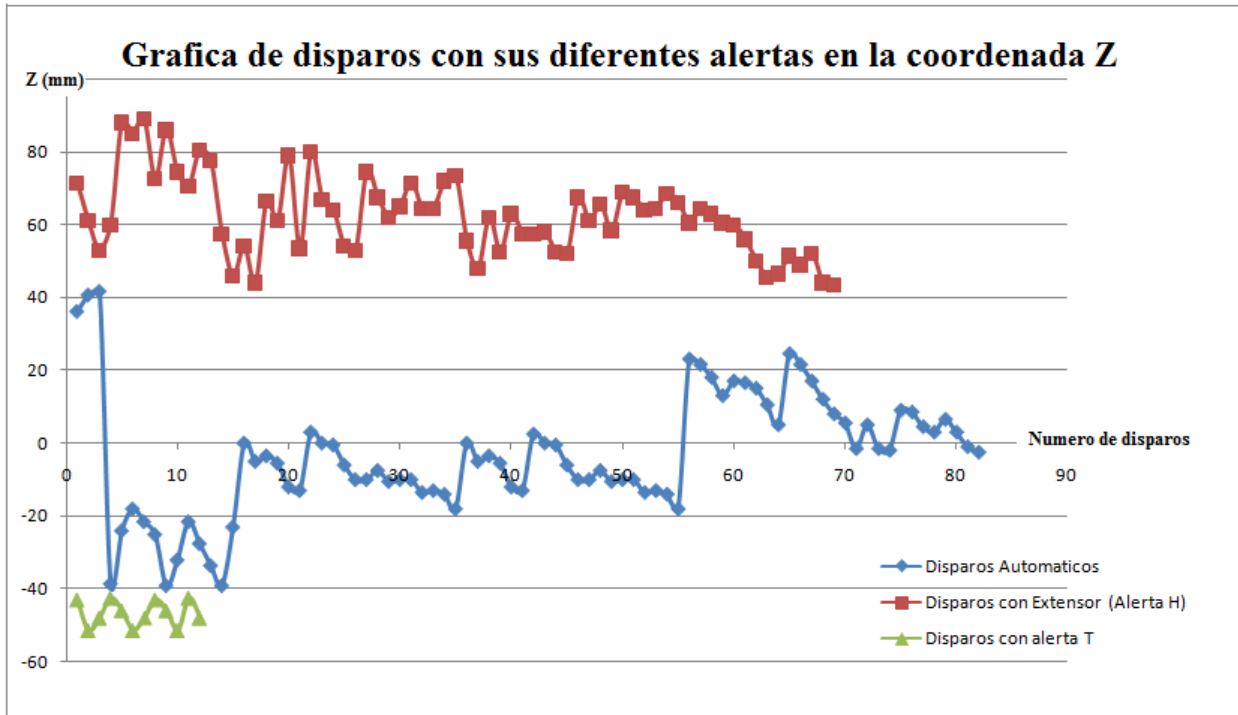


Figura 4.19: Gráfica de disparos en la coordenada Z

Con esta gráfica representamos la tolerancia del eje Z, de ella podemos ver que todos los disparos que se realicen a ± 40 mm del centro del marco estereotáctico en la coordenada Z serán de manera automáticos, es decir posicionados por el APS dentro de un rango de -40 hasta 40 mm, si tenemos disparos que son a mas de 40 mm será necesario implementar el Extensor pues el equipo dará la alerta H y si hay que realizar disparos a una distancia menor a los -40 mm el equipo dará la alerta T de posicionamiento manual.

Para ejemplificar mejor estos resultados analizaremos otro paciente.

4.7. Paciente 6

Paciente femenino con múltiples lesiones en la zona intracraneal, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. El tratamiento completo fue de 24 disparos.

Primero utilizaremos un programa llamado Amira que es un sistema de software extensible para la visualización científica, análisis de datos y presentación de los datos 3D. Con este programa haremos una reconstrucción del paciente en 3D e iremos mostrando la ubicación de cada lesión

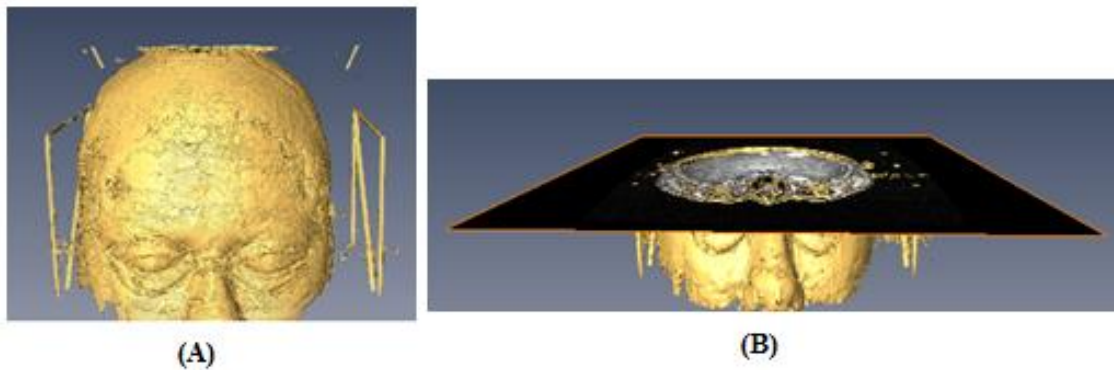


Figura 4.20: (A) Reconstrucción completa en 3D del paciente estudiado con el software de Amira. (B) Reconstrucción en 3D del mismo paciente hasta el corte 46 donde se visualiza la primera lesión.

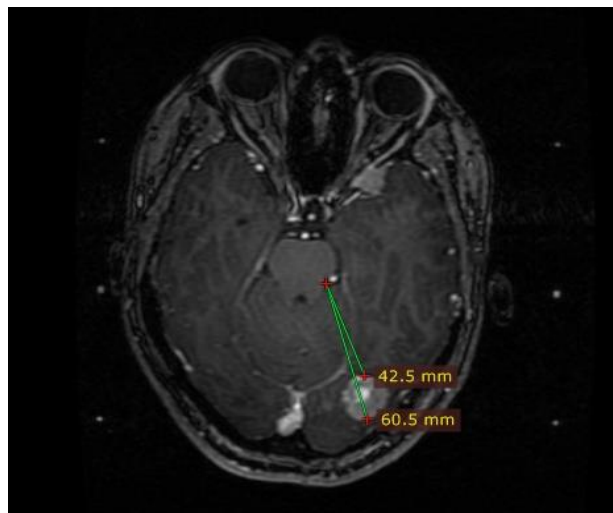


Figura 4.21: Imagen de RM corte 46 con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano y más lejano de la lesión.

En la figura anterior podemos observar que el punto más cercano al centro del marco estereotáctico se encuentra a 42.5 mm y el más lejano a 60.5 mm, con estas medidas y en base a los resultados anteriormente expresados, podemos predecir que será un tratamiento en el cual los disparos tendrán alertas de tipo C y T, ya que se encuentra fuera del área de disparos automáticos.

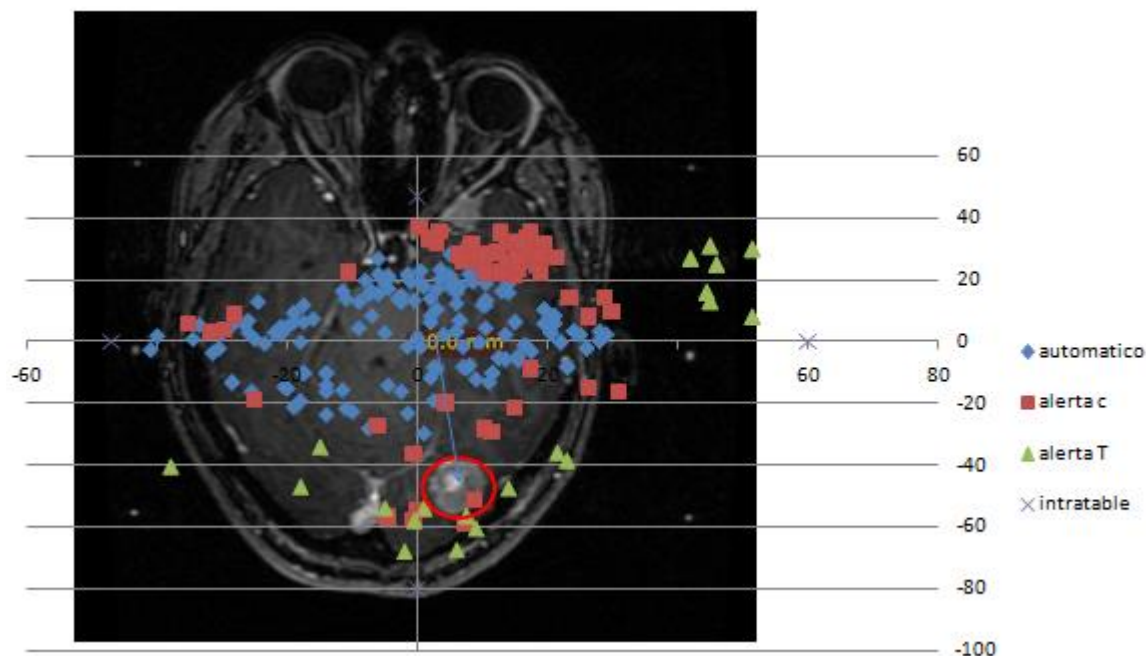


Figura 4.22: Imagen combinada de la RM del paciente junto a la gráfica de resultados de disparos con diferentes alertas.

Con la imagen anterior comprobamos lo antes mencionado, todos los disparos que se realicen en la zona de la lesión darán alertas de colisión y alertas de posicionamiento manual (alertas C y T). En la coordenada Z la lesión medida desde el centro del marco estereotáctico no superaba el límite para necesitar la colocación del extensor para su tratamiento.

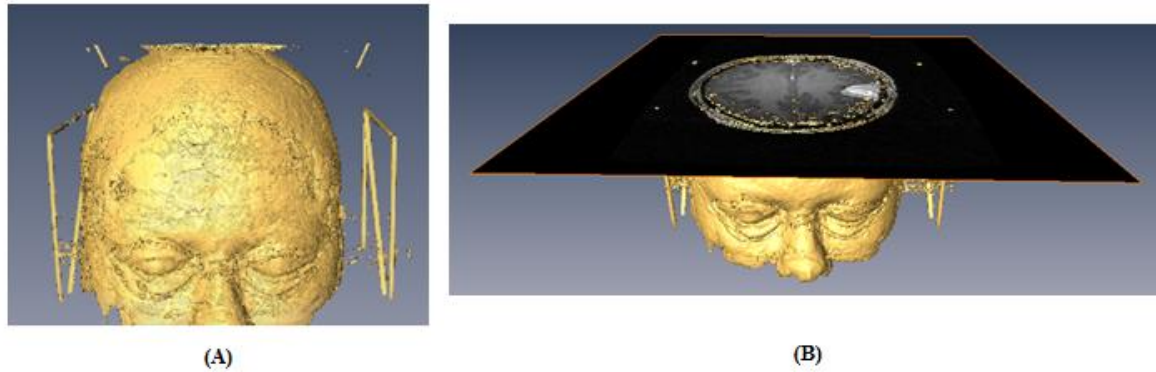


Figura 4.23: (A) Reconstrucción completa en 3D del paciente estudiado con el software de Amira. (B) Reconstrucción en 3D del mismo paciente hasta el corte 98 donde se visualiza la segunda lesión.

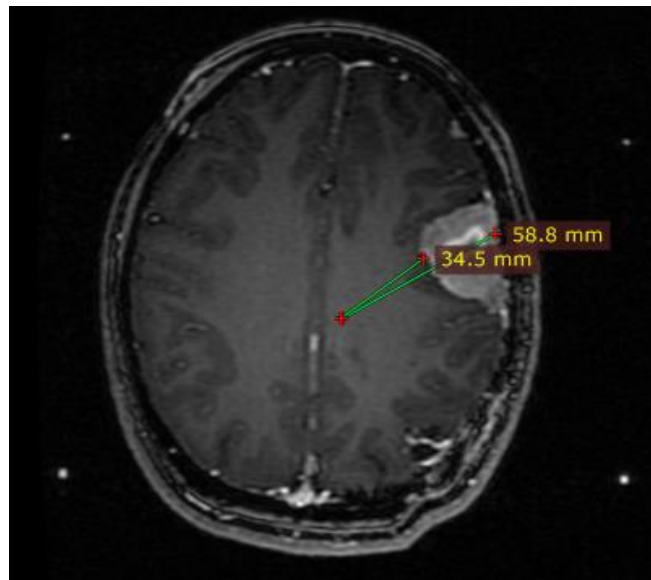


Figura 4.24: Imagen de RM corte 98 con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano y más lejano de la lesión.

En la figura anterior podemos observar la segunda lesión del paciente la cual está en un corte superior a la primera, esto hace que por su ubicación en la coordenada Z sea necesario implementar el Extensor, ya que supera el límite superior de los 40 mm de disparos automáticos para este eje y cae en los disparos de alerta H. Por otra parte en el plano XY las medidas entre el centro del marco estereotáctico a los puntos más lejano y más cercano de la lesión son de 34.5 mm y 58.8 mm, lo que significa que parte de estos disparos será posicionado de forma automática por el APS y otra parte dará la alerta de colisión.

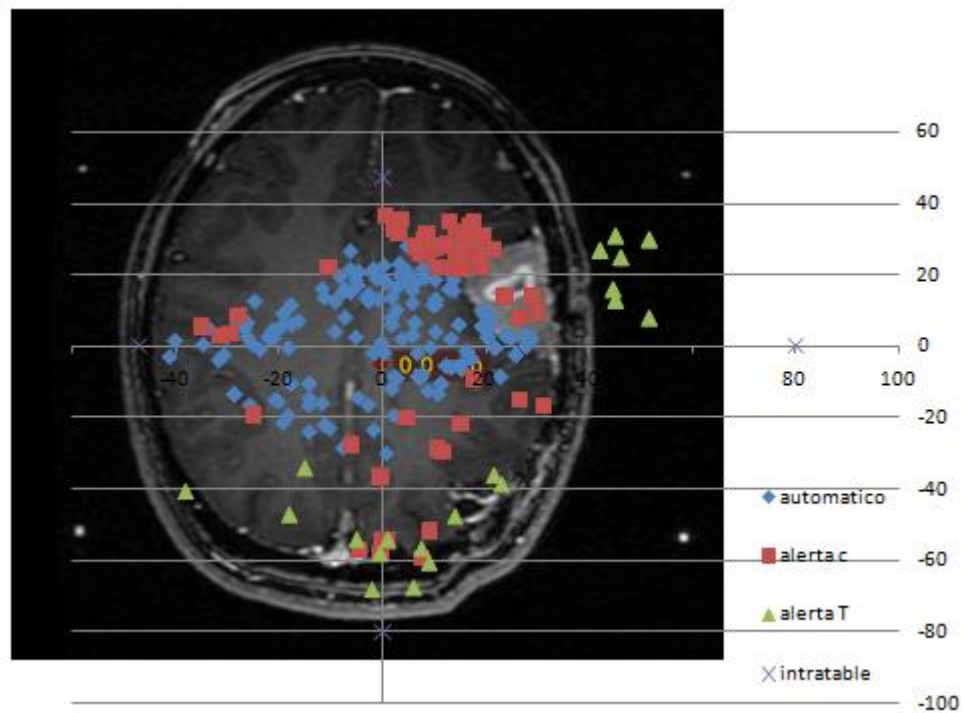


Figura 4.25: Imagen combinada de la RM del paciente junto a la gráfica de resultados de disparos con diferentes alertas.

En la imagen anterior corroboramos lo antes expuesto donde algunos disparos serán posicionados automáticamente con el APS y otro tendrán a la alerta de colisión C y tal vez se tenga que pasar a modo manual para el posicionamiento del paciente.

4.8. Ángulos de desviación α , β y θ .

Como a cada paciente se le evaluó la calidad del posicionamiento al realizar las imágenes de Resonancia Magnética, podemos establecer una cantidad de valores posibles que pueden tomar cada uno de los ángulos (α , β y θ), ya que todos los tratamientos fueron aceptados por el sistema de planificación, esto quiere decir, que los valores mostrados a continuación, pueden servir como punto de referencia a la hora de realizar el posicionamiento de nuevos pacientes, ya que si se mantienen dentro del rango mostrado en las siguientes gráficas no debe haber problemas con el sistema de planificación.

Ángulo de Desviación α .

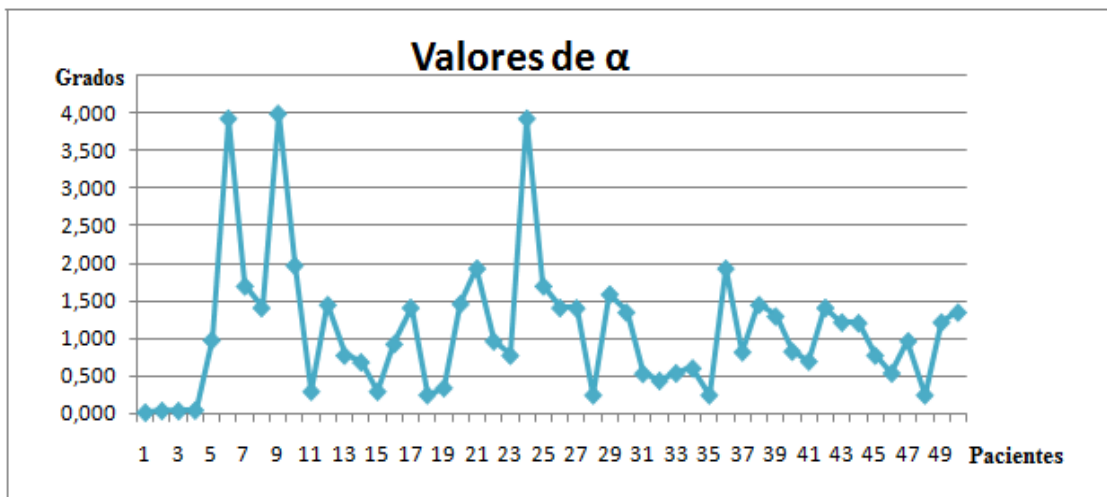


Figura 4.26: Gráfica de valores del ángulo de desviación α de 50 pacientes diferentes.

En la gráfica anterior se muestra el rango de valores que toma el ángulo α , estos valores oscilan entre 0° lo que sería el posicionamiento perfecto, hasta un máximo de 4° . De los tres ángulos, el ángulo α parece ser el más fácil de posicionar según los resultados.

Con este resultado deducimos, que para futuras capturas de imágenes de Resonancia Magnética en pacientes nuevos, mientras la desviación para el ángulo α se mantenga por debajo de 4° , el sistema de planificación aceptara las imágenes y podrá procederse con la planificación del tratamiento.

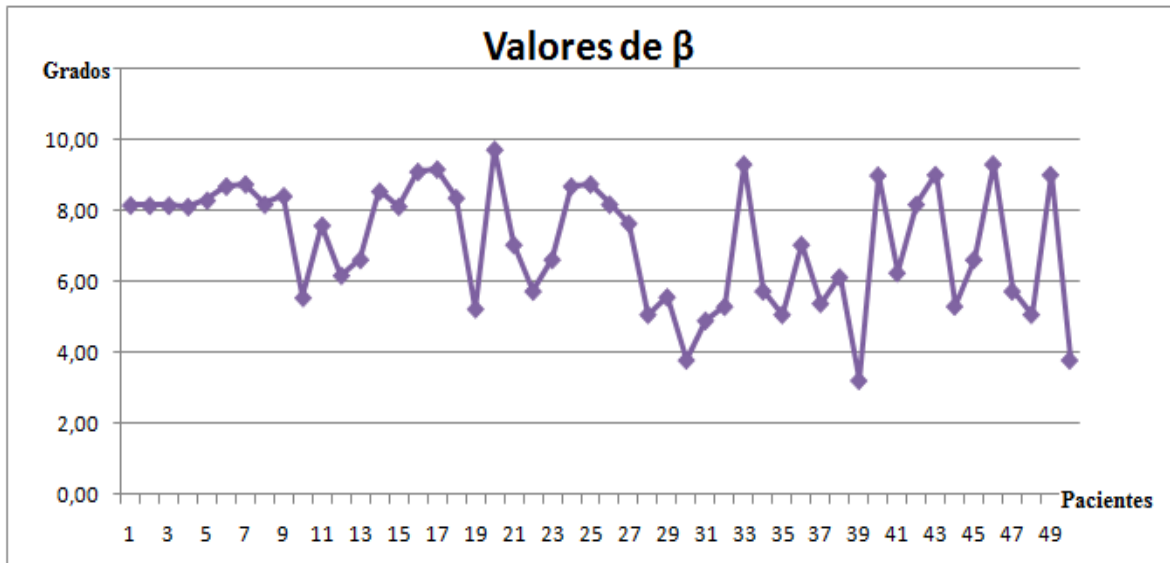
Ángulo de Desviación β .

Figura 4.27: Gráfica de valores del ángulo de desviación β de 50 pacientes diferentes.

En esta otra gráfica, se presenta los valores que fueron aceptados del ángulo de desviación β , estos valores, a diferencia del ángulo α , no comienzan en 0° , sino que su valor mínimo es de $3,22^{\circ}$, y su valor máximo, es de $9,72^{\circ}$, lo que sugiere que su posicionamiento es más complejo ya que no se pudo lograr la perfección del posicionamiento en ningún caso, pero también, su rango de posibles valores es mayor, lo que permite más libertad a la hora del posicionamiento.

Igual que en el caso con el ángulo α , en futuros posicionamientos de nuevos pacientes, mientras no se supere el valor máximo reflejado en la gráfica anterior, es decir los 9° de desviación tolerada para β , el sistema de planificación aceptará las imágenes.

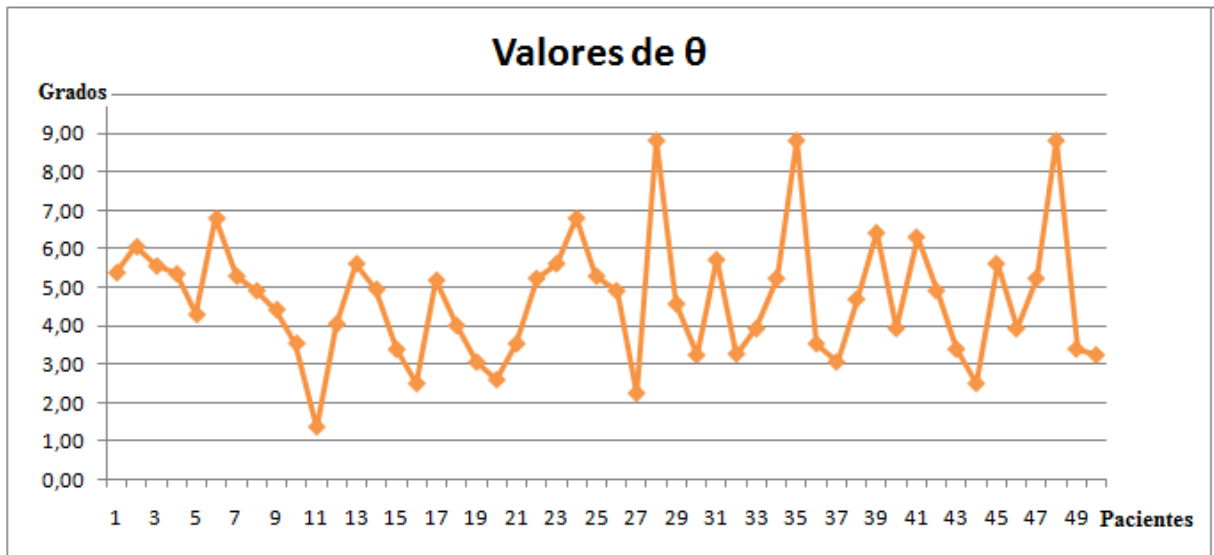
Ángulo de Desviación θ .

Figura 4.28: Gráfica de valores del ángulo de desviación ϑ de 50 pacientes diferentes.

En esta gráfica representamos los valores de θ , igual que con β , no se logró un posicionamiento perfecto, es decir un valor de 0° , pero si su valor mínimo es menor que el valor mínimo de β , en este caso el rango de valores que toma θ es de 1.37° y su valor máximo si es similar al alcanzado con β , en este caso es de 8.84° , lo que hace suponer que, este ángulo también tiene una banda más ancha de posibles valores y es más tolerante ante desviaciones como lo es β .

Haciendo el análisis de los anteriores ángulos (α y β), podemos suponer que para futuros pacientes, al momento de realizar la captura de imágenes de Resonancia Magnética, mientras se mantenga en valores menores a los 8° de desviación para el ángulo θ , el sistema de planificación también aceptara las imágenes.

4.9. Clasificación de lesiones según ubicación.

En esta sección, clasificaremos las lesiones dependiendo de cuál tipo de alertas tendrán lugar al momento de aplicar el tratamiento, para ello nos basamos en los resultados obtenidos y establecemos un rango de posibles valores, que será el que nos identificará cuando una lesión será posicionada automáticamente, cuando tendremos alertas de tipo C y cuando tendremos alertas del tipo T o posicionamiento manual.

Para realizar esta clasificación debemos tomar en cuenta dos medidas por lesión, una que va desde el centro del marco estereotactico, hasta el punto más cercano de la lesión y otra, que va de nuevo desde el centro del marco estereotactico, pero esta vez, hasta el punto más lejano de la lesión.

Con estas dos medidas ya podemos hacer una suposición de que tan complicado será el tratamiento por los tipos de alertas que se nos presentara y si es posible colocar una nueva posición del marco estereotactico para simplificar y evitar alertas del tipo C o T.

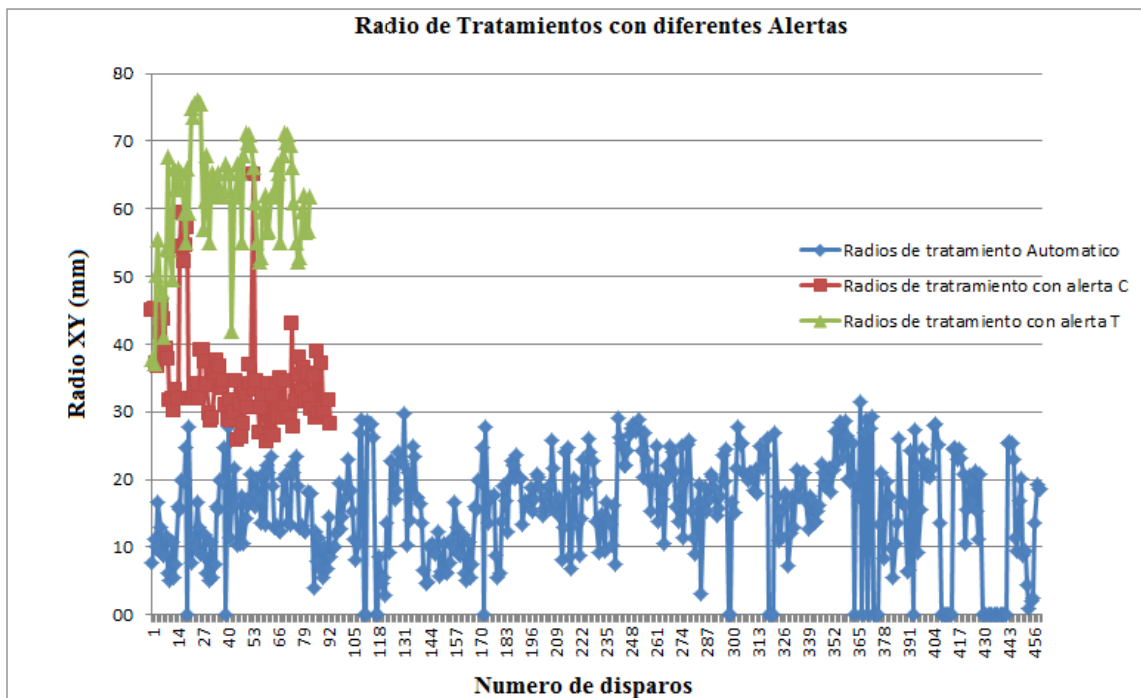


Figura 4.29: Grafica de radios XY con sus diferentes alertas.

Con la gráfica anterior podemos establecer los límites de los radios para cada tipo de tratamiento, podemos ya crear zonas de posicionamiento automático, zonas con alerta de colisión C y por último las zonas del posicionamiento manual o alerta T.

Radios Promedios de fronteras entre una alerta y otra.

Radios desde 0 mm hasta (26.73 ± 1.00) mm serán tratamientos completamente automáticos.

Radios desde $(27,52 \pm 1,00)$ mm hasta $(39,65 \pm 1,00)$ mm tendrán alerta de colisión (alerta C).

Radios de $(40,21 \pm 1,00)$ mm en adelante serán posicionados manualmente por que darán alerta T.

Esto lo podemos ejemplificar con la siguiente tabla.

Pacientes	Radio Mínimo ± 1 (mm)	Radio Maximo ± 1 (mm)	Clasificación hecha por nosotros	Alarma reflejada en el reporte
1	10,5	37,6	automatico y C	automatico y C
2	13,2	24,1	automatico	automatico
3	20,8	43,3	automatico, C y T	automatico, C y T
4	14,6	39,3	automatico y C	automatico, C y T
5	34,2	59,2	C, T y H	C, T y H
6	41,7	59,8	T	C y T
7	23,5	41,7	automatico, C y T	automatico, C y T
8	3,6	16,2	automatico	automatico
9	25,1	61,7	automatico, C, T y H	automatico, C, T y H
10	5,6	23,1	automatico y H	automatico y H
11	6,5	27,3	automatico	automatico y C
12	10,9	37,6	automatico y C	automatico y C
13	22,1	42,6	automatico, C y T	automatico, C y T
14	13,4	50,6	automatico, C y T	automatico, C y T
15	2,5	16,8	automatico	automatico
16	1,4	26,6	automatico	automatico
17	24,8	48,8	automatico, C, T y H	automatico, C, T y H
18	32,1	52,9	C, T y H	C, T y H
19	49,5	78,1	T	C y T
20	4,7	22,3	automatico y H	automatico y H
21	15,1	29,8	automatico	automatico
22	16,2	36,4	automatico y C	automatico y C
23	9,4	11,3	automatico	automatico
24	12,9	26,2	automatico	automatico

Tabla 4.16: Clasificación de tratamientos en pacientes según las distancias entre la lesión y el centro del marco estereotáctico.

En la tabla anterior se muestran el análisis hecho a 24 pacientes, se clasificó su lesión según los valores de sus radios máximo y mínimos respecto al centro del marco estereotactico y se comparó con las alertas reflejadas en el reporte médico de cada paciente.

En la mayoría de los casos se muestran que las alertas predichas por nosotros, son las que se muestran en el reporte médico, salvo lesiones cuyos radios están en las fronteras entre una alarma y otra, como es el caso del paciente 6 analizado, donde su radio mínimo está donde comienza la alerta T, pero en el plan observamos que se dan los dos tipos de alerta, alertas C y alertas T.

Esto lo podemos comprobar, igual que como hicimos en el caso del paciente 6, evaluaremos en otros pacientes los radios máximos y mínimos desde el centro del marco esterotáctico, hasta la lesión, utilizando el programa para segmentar las imágenes que diseñamos en Matlabe intentaremos predecir las alertas que tendrán lugar en esos tratamientos, luego los compararemos con las alertas arrojadas en el plan de tratamiento de dichos pacientes.

Paciente 7

Paciente Masculino con diagnóstico de Neurinoma del acústico, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes. Este tipo de lesiones, se caracteriza por estar generalmente cerca del centro geométrico del marco estereotáctico.

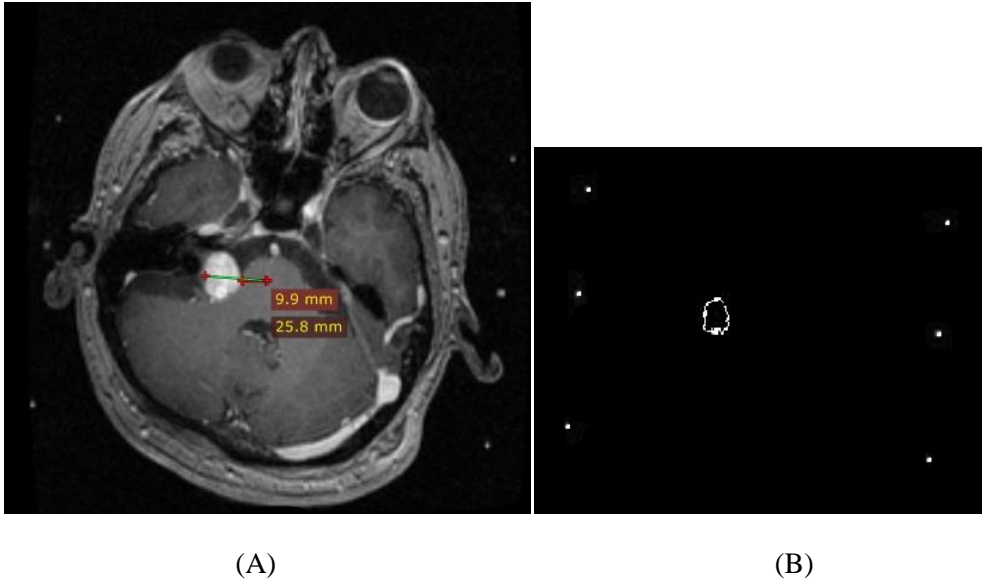


Figura 4.30: (A) Imagen de RM con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano (9.9 mm) y más lejano de la lesión (25.8 mm). (B) Imagen segmentada donde se muestra el borde de la lesión y los puntos del marco estereotáctico.

En la figura (4.30), vemos que el valor de los radios máximos y mínimo, no supera el valor de (26 ± 1) mm que establecimos como frontera para los disparos con el APS o posicionamiento automático. De los resultados anteriores podemos deducir que todos los disparos que se realicen sobre esta lesión serán posicionados con el APS, es decir este sería un tratamiento de los más simples de realizar.

Podemos comprobar lo mencionado anteriormente viendo el historial médico de este paciente.

Plan de Tratamiento

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A3	77.5	97.0	92.5	90	14	None	1.20	3.32	
1-2	A1	77.5	97.5	108.5	90	14	None	1.20	3.35	
2-1	A8	83.0	102.0	100.0	90	8	None	0.60	1.73	
2-2	A5	82.0	96.5	101.5	90	8	None	0.70	2.02	
2-3	A7	77.0	93.0	100.5	90	8	None	0.60	1.71	
2-4	A4	78.0	106.0	100.5	90	8	None	1.00	2.87	
2-5	A2	78.5	106.0	106.5	90	8	None	1.00	2.88	
3-1	A6	71.5	108.5	103.5	90	4	None	1.00	3.12	

Tabla 4.17: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 7.

Como pudimos observar el plan de tratamiento corrobora la suposición hecha para el paciente 7, el tratamiento fue llevado a cabo con 8 disparos, todos obviamente en el área de la lesión y todos fueron posicionados automáticamente, esto lo sabemos ya que en la columna de notas (NOTES) no aparece ninguna alarma reflejada, es decir que todos los posicionamientos fueron llevados a cabo con el APS.

Haremos otro análisis con un paciente diferente.

Paciente 8

Paciente femenina con diagnóstico de meningioma, tratada con el equipo de Gamma Knife del Centro de Diagnóstico Docente las Mercedes.

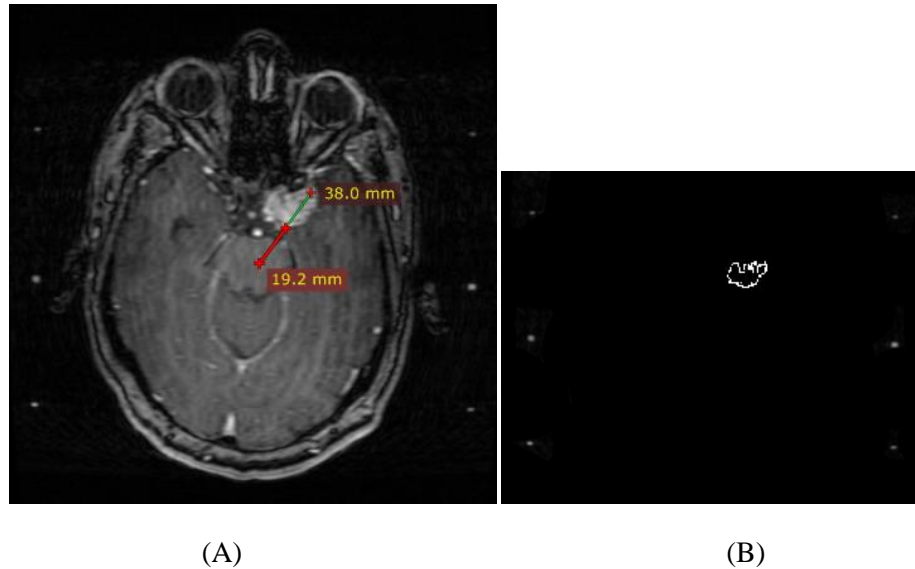


Figura 4.32(A) Imagen de RM con medidas desde el centro geométrico del marco estereotáctico hasta los puntos más cercano (19.2 mm) y más lejano de la lesión (38.0 mm). (B) Imagen segmentada donde se muestra el borde de la lesión y los puntos del marco estereotáctico.

De la figura (4.32), vemos que el radio mínimo de tratamiento está dentro de los valores del posicionamiento automático, pero que el radio máximo sobrepasa dicho valor y se sitúa entre los disparos con alertas C. Podemos decir en este caso, que los disparos que se realizarán en este tratamiento tendrán dos posibilidades, que sean de posicionamiento automático con el APS y que tendrá disparos con alerta de colisión C, los cuales habrá que revisar a la hora de aplicar el tratamiento.

Examinemos el plan de tratamiento de este paciente, para comparar los resultados.

Plan de tratamiento.

Run-Step	Shot	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	G [deg]	Coll	Plug	Weight	Time [min]	Notes
1-1	A14	122.5	131.5	93.5	72	8	None	1.00	2.38	
1-2	A15	120.0	131.5	101.0	72	8	None	1.00	2.41	
1-3	A23	113.5	134.0	104.5	72	8	None	1.00	2.43	
2-1	A7	119.0	122.0	88.0	90	8	None	1.00	2.44	C
3-1	A12	114.0	131.5	88.5	90	8	None	1.00	2.43	C
4-1	A8	118.5	124.5	97.0	90	8	None	1.20	2.96	C
5-1	A21	109.5	127.5	105.0	90	8	None	1.30	3.26	C
6-1	A16	120.5	131.5	86.5	72	4	None	1.00	2.60	
6-2	A18	120.0	135.0	90.0	72	4	None	1.00	2.60	
6-3	A17	119.0	131.5	103.0	72	4	None	1.00	2.66	
7-1	A20	118.0	128.0	84.5	90	4	None	0.70	1.86	C
8-1	A25	121.5	127.0	89.0	90	4	None	1.00	2.66	C
9-1	A4	113.5	120.5	87.5	90	4	None	1.00	2.71	
10-1	A1	110.0	122.5	87.0	90	4	None	1.00	2.71	
11-1	A3	108.5	125.5	86.5	90	4	None	1.00	2.70	C
12-1	A6	108.0	129.5	88.5	90	4	None	1.00	2.70	C
13-1	A13	108.5	131.5	92.5	90	4	None	1.00	2.71	C
14-1	A5	107.0	126.0	91.5	90	4	None	1.00	2.73	C
15-1	A2	108.0	121.5	91.5	90	4	None	1.00	2.74	
15-2	A24	113.5	120.5	91.5	90	4	None	1.00	2.73	
15-3	A9	113.0	122.0	95.5	90	4	None	1.00	2.74	C
15-4	A11	110.5	122.0	100.0	90	4	None	1.00	2.76	C
16-1	A10	114.5	122.5	102.0	90	4	None	1.00	2.75	C
17-1	A19	118.0	127.0	103.0	90	4	None	1.00	2.72	C
18-1	A22	114.0	122.5	106.5	90	4	None	1.00	2.76	C

Tabla 4.18: Coordenadas de los disparos realizados en el tratamiento del paciente 8.

Con el plan de tratamiento podemos confirmar lo dicho sobre el paciente 8, como podemos ver existen disparos que están posicionados automáticamente por el APS y otros disparos que dieron la alerta de colisión C.

En el tratamiento se realizaron 25 disparos, de los cuales hubo solo 9 disparos posicionados automáticamente y el resto dio alerta de colisión C como era de esperarse.

CAPÍTULO

5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

- Se verificó la calidad de las imágenes tomadas del equipo de Resonancia Magnética, encontrando en la mayoría de los casos una excelente nitidez que permite identificar las zonas de interés, sea la lesión tumoral o las seis marcas introducidas por el marco estereotáctico.
- Se logró crear un método para revisar la alineación del paciente a la hora de realizar las Resonancia Magnética, de manera que se pueda evaluar los ángulos de desviación α , β y θ con los que se podría corregir si fuese necesario el posicionamiento del paciente.
- Se determinó una forma simple de segmentar la lesión para verificar los bordes de la misma y diferenciar lo que son tejidos sanos de la lesión.
- Se pudo evaluar los límites en las tres coordenadas (X, Y y Z), en los que se puede realizar disparos de manera automática con el APS, y las zonas en las que el equipo dará alertas de colisión, alertas de posicionamiento manual y la necesidad de implementar los extensores, este método podría ser utilizado por el personal médico, como un sistema de pre planificación a la hora de realizar un procedimiento de radiocirugía con el Gamma Knife.
- Con estos resultados se estaría optimizando la jornada laboral del personal médico a la hora de predecir la complicación que supondría tratar a un paciente con el equipo Gamma Knife, por la posición de su lesión y sería una herramienta más a la hora de colocar el marco estereotáctico al paciente.
- Finalmente serviría para informarle al paciente que tan complicado va a resultar el tratamiento, en el sentido de si será un tratamiento de corta duración o si por el contrario el tratamiento llevará un tiempo considerable o en un caso más extremo si la lesión no está dentro de los límites para ser tratada con este equipo y tendría que ser implementada otra técnica para su tratamiento.

5.2 Recomendaciones

- Agregar más datos de pacientes a medida que se van realizando más procedimientos de radiocirugía con el Gamma Knife, para completar mejor algunas aéreas en las que no se tiene información.
- Hacer modificaciones en el código para detectar mejor las seis marcas del marco estereotáctico en las imágenes de Resonancia Magnética, ya que no se pudo hacer en todos los casos debido a ruido en la imagen que confundía el código como otra marcas más.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] James E. Turner. (2007). Atoms, Radiation, and Radiation Protection.
- [2] Kenneth S. Krane. (2007). Introductory nuclear physics.
- [3] R. A. POWSNER AND E. R. POWSNER. (2006). Essential nuclear medicine physics. Blackwell Publishing.
- [4] Stephen Baiter, Ph.D. An Introduction to the Physics of Magnetic Resonance Imaging.
- [5] Nelson Urdaneta. (1989). Manual de Radioterapia Oncológica.
- [6] Beatriz Pinar Sedeño y Pedro C. Lara Jiménez. (2004). Generalidades en Oncología Radioterápica.
- 1 [7] Jesús Mallo. (1995). Medicamentos radiactivos: radiofármacos y productos radiofarmacéuticos
- 2 [8] L.D. Lunsford. D. Kondziolka. J.C. Flickinger. (1998). Gamma Knife Brain Surgery.
- [9] Centro Internacional de Restauración Neurológica. ESTEREOFLEX Sistema para cirugía estereotáxica
- [10] ELEKTA. Leksell Gamma Knife® 4C. System Description.
- [11] O. DEMIRKAYA, M. H. ASYALI Y P. K. SAHOO. (2008). Image processing with MATLAB: Applications in medicine and biology. CRC Press.
- [12] GEOFF DOUGHERTY. (2009). Digital image processing for medical applications. Cambridge.
- [13] ELEKTA. Leksell Gamma Knife®. (2008). Accuracy report.
- [14] Sinesio Delgado (1997). Cirugía Estereotáctica: Indicaciones y situación en España.
- [15] ELEKTA. Leksell Gamma Knife®. 4C. (2008). Reference Manual
- [16] Javier García de Jalón. José Ignacio Rodríguez. Jesús Vidal (2005) Aprenda Matlab 7.0 como si estuviera en primero.

- [17] Herbert Goldstein. (1987). *MecánicaClásica*.
- [18] O. DEMIRKAYA, M. H. ASYALI Y P. K. SAHOO. (2008). *Image processing with MATLAB: Applications in medicine and biology*. CRC Press.
- [19] O. OLEG S. PIANYKH. (2008). *Digital imaging and communication in medicine (DICOM): A practical introduction and survival guide*. Springer.

APÉNDICE A CÓDIGO FUENTE DEL PROGRAMA

- Código para renombrar las imágenes de Resonancia Magnética.

```
folder = uigetdir('dirección/carpeta de imágenes original');
cd(folder)
d = dir;
[N M] = size(d);
NN = N - 2;
direccion='dirección/carpeta de destino';

for k=3:N
info = dicominfo(d(k).name);
i = info.InstanceNumber;
disp(k)
copyfile([folder '\\' d(k).name],[direccion num2str(i) '.dcm'])
I=dicomread(info);
End
```

- Código de ubicación de puntos del marco estereotáctico.

```
path2 = 'Carpeta de imágenes de paciente';
d = dir (fullfile(path2, '*.dcm'));
arch = fullfile(path2,d(1).name );

inf = dicominfo(arch);
NA2 = inf.Rows;
NB2 = inf.Columns;
NC2 = numel(d);
espac_pix2 = inf.PixelSpacing; % Tamaño pixel en cada corte
ancho_cort2 = inf.SliceThickness;%Ancho de corte

imag2 = zeros(NA2, NB2, NC2, 'int16');
for k =1:NC2
arch = fullfile(path2,d(k).name );
inf = dicominfo(arch);
pos = inf.InstanceNumber;
imag2(:, :, pos) = dicomread(arch);
end
```

Apéndice A: Código Fuente de Programas

```
%% Identificación de puntos de referencia
ptos_im2= puntos_ref(imag2);

Npuntos = 25; % Numero de puntos de control a ser repartidos entre
los cortes
imag(imag<0) = 0;
[NA, NB, NC] = size(imag);
corte = round(NC/2);
% Paso entre cortes
paso = floor(NC*.5/Npuntos);
im = imag(:, :, corte);
im_marc = false(size(im));
im_marc(1:10, 1:10) = true;
im_marc(1:10, end-10:end) = true;
im_marc(end-10:end, end-10:end) = true;
im_marc(end-10:end, 1:10) = true;
centro = round(size(im_marc)/2);
im_marc(centro(1)-10:centro(1)+10, centro(2)-10:centro(2)+10) =
true;
% figure(100), imshow(im_marc)
im_m = im;
im_m(~im_marc) = 0;
im_r = imreconstruct(im_m, im);
% figure(105), imshow(im_r)

umbral = graythresh(im_r);
im_bw = im2bw(im_r, umbral);
im_bw = imfill(im_bw, 'holes');
% figure(107), imshow(im_bw)

sel = ~im_bw&im> 0;
im_eq = zeros(size(im), 'int16');
im_eq(sel) = im(sel);

%% Filtrado y selección de puntos
h = ones(5,5)*-1;
h(3,3) = 24;
ima_fil = imfilter(im_eq, h);
ima_fil(ima_fil< 0) = 0;
umb = 99.9;
np = 0;
while np< 6
p = prctile(ima_fil(ima_fil> 0), umb);
ima_p = ima_fil> p;
[~, np] = bwlabel(ima_p);
umb = umb-.1;
end
f1 = round(.2* NA); f2= round(.8* NA);
```

Apéndice A: Código Fuente de Programas

```
ima_p(1:f1,:) = 0;
ima_p(f2:end,:) = 0;
% figure(200), imshow(ima_p)
kp = 1;
s =regionprops(ima_p, 'centroid');
puntos_c = sortrows(round(cat(1, s.Centroid)));

punto = posmax(imag(pos_y-2:pos_y +2, pos_x-2:pos_x+2,k));
puntos_c2(k1,1,kp)= pos_x + punto(2);
puntos_c2(k1,2,kp)= pos_y + punto(1);
puntos_c2(k1,3,kp)= k;
end
p = proporcion(puntos_c2(:,:,kp));
puntos_c2(:,4,kp)= p(1);
if p(1) < .1 ,break, end
end
puntos_c = cat(3, puntos_c, puntos_c2(:,:,2:end));
ptos = [];
for k =1:size(puntos_c,3)
ptos = cat(1, ptos, puntos_c(:,:,k));
end
puntos_c = sortrows(ptos, [3 1 2]);

function punto = posmax(im)
% punto: fila y columna del píxel con valor máximo.
N = round((size(im)+1)/2);
[~, p] = max(im(:));
[punto(1), punto(2)] = ind2sub(size(im),p(1));
punto = punto - N;

function p = proporcion(punto)
w = sortrows(punto);
w1 = sortrows(w(1:3,2));
p = (w1(3) - w1(2))/(w1(3) - w1(1));
w1 = sortrows(w(4:6,2));
p(2) = (w1(3) - w1(2))/(w1(3) - w1(1));
```

Apéndice A: Código Fuente de Programas

- Código para determinar α , β y θ

```
% Determinar Angulo 1, 2, 3
gg=ptos_im2;
g1=gg(115:117,1); % los tres primeros valores
g2=max(g1);
g3=min(g1);
g4=gg(115:117,2); % los tres primeros valores
g5=max(g4);
g6=min(g4);
ggg=gg(118:120,1); % los tres últimos valores
g7=max(ggg);
g8=min(ggg);
%medidas del Marco esterotactico
lado1=(g5-g6)*espac_pix2(1);
lado2=(g7-g2)*espac_pix2(1);

h1=gg(118:120,1); % los tres últimos valores
h2=max(h1);

h3=min(h1);
h4=gg(118:120,2); % los tres últimos valores
h5=max(h4);
h6=min(h4);
centrox=(g2+g3+h2+h3)/4;
centroy=(g5+g6+h5+h6)/4;
%Centro geometrico del marco estereotactico
pixelcentral=[centrox,centroy]

% ángulos de desviación
angulo1=asind((g2-g3)*espac_pix2(1)/lado1);
angulo2=acosd(lado1/120);
angulo3=acosd(lado2/190);
matrizdangulos=[angulo1,angulo2,angulo3]
```

- Código para segmentar la lesión.

```

b=dicomread('imagen con la lesion');
figure(1),imshow(b,[])

%%seleccion del rango de valores

imag_sel=b>1000&b<2100;
figure(2),imshow(imag_sel)

%%conectividad
im_conn4=bwselect(imag_sel,131,131,4);
figure(3),imshow(im_conn4,[])
I=im_conn4;

%%elemento estructurante

se= strel ('square',3);

%%erocion

I2 = imerode (I, se);
figure(4),imshow(I2,[])

%%borde de la lecion

I3=I-I2;
figure(5),imshow(I3,[])

%% centro del marco Columnas, Filas

k= pixelcentral;

%%coordenadas de los pixeles de borde

[cor(:,1),cor(:,2)] = find(I3); %filas, columnas

%%distancias del centro a los bordes

D = pdist2(cor,k);

```

Apéndice A: Código Fuente de Programas

```
%%mayor distancia

[C,P] = max(D); %% C me da la cantidad de pixeles entre K y A
%%punto mas alejado del centro (k)
A=cor(P,:) %columnas filas

E2=k(1)-A(2);
E3=k(2)-A(1);
E4=[E2,E3];
E4* inf.PixelSpacing[1]
E1=sqrt((A(2)-k(1))*(A(2)-k(1))+(A(1)-k(2))*(A(1)-
k(2)))*inf.PixelSpacing[1]
```

