



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA



TRABAJO DE GRADO DE MAESTRÍA

**EVALUACIÓN DE LAS DESVIACIONES GEOMÉTRICAS
INTRAFRACCIÓN EN TRATAMIENTOS CON SISTEMA DE
RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE**

Lic. Rosmary Guerrero

Tutor: M. Sc. Franklyn Reggio

Caracas, Noviembre 2016



VEREDICTO



Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo de Grado presentado por: LIC. ROSMARY YENLAY GUERRERO GUERRERO, Cédula de identidad N° 17.148.455, bajo el título "EVALUACIÓN DE LAS DESVIACIONES GEOMÉTRICAS INTRAFRACCIÓN EN TRATAMIENTOS CON SISTEMAS DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día 22 de NOVIEMBRE de 2016 a las 11:00 A.M, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en Sala del Centro de Computación, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

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

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado cumple con los objetivos planteados, y representa un aporte a la física médica en Venezuela.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los 22 días del mes de Noviembre del año 2016, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como Coordinador del jurado el M.Sc. Franklyn Reggio (UCV).

M.Sc. Jesús Romero
C.I. 13.309.305
FÍSICA MÉDICA C.A.

M.Sc. Laura Aguirre
C.I. 16.664.340
FISICA MEDICA C.A.

M.Sc. Franklyn Reggio
C.I. 12.962.577
UCV
Tutor

ep. 22/11/2016



AGRADECIMIENTOS

Primeramente, doy gracias a mis padres y esposo ya que siempre he contado con su apoyo y colaboración en cada meta que me he propuesto.

Por otro lado, este trabajo fue realizado con la ayuda y orientación de las siguientes personas e institución, a quien quiero expresar mis más sinceros agradecimientos.

MSc. Franklyn Reggio, tutor de este trabajo.

Álvaro Ruiz, Rocío Viteri y Heyward Solarte, amigos, excelentes compañeros de trabajos y colegas.

Unidad de Radiocirugía Robótica del Complejo Hemato – Oncológico y Radiocirugía del Llanito y a todo su personal, nunca los olvidare.

RESUMEN

El sistema de radiocirugía robótica CyberKnife elimina el uso de la fijación del marco invasivo por la detección y ajuste del movimiento del paciente durante la administración del tratamiento. El uso de una máscara termoplástica no puede eliminar por completo el movimiento intrafracción. Por lo tanto, el sistema CyberKnife utiliza un método de registro 2D-3D que tiene una precisa configuración inicial con ajuste constante de movimiento del paciente durante la radiocirugía intracraneal guiada por imagen. Las imágenes de rayos X adquiridas en tiempo real y las radiografías reconstruidas digitalmente (DRR) se comparan para detectar cualquier cambio en la posición del paciente con respecto a la referencia. El manipulador robótico compensa las traslaciones y rotaciones sobre la base de correcciones obtenidas desde el más reciente par de imágenes adquiridas y el operador puede ajustar el intervalo de imágenes durante el tratamiento.

Los efectos de patrones de movimiento de pacientes sobre la precisión de alineación fueron estudiados, utilizando diferentes tipos de análisis. Los resultados muestran una relación entre el tiempo y los componentes sistemáticos y aleatorios de los movimientos intrafracción, lo que lleva a concluir que el tiempo de adquisición es un factor clave en la administración de una dosis precisa y se recomienda establecer un protocolo de adquisición de imágenes para tratamientos intracraneal.

INDICE GENERAL

RESUMEN	03
CAPÍTULO I	06
1.1 INTRODUCCIÓN	06
1.2 JUSTIFICACIÓN	08
1.3 LIMITACIONES	09
1.4 OBJETIVOS	10
1.4.1 OBJETIVO GENERAL	10
1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	10
CAPÍTULO II	
2. MARCO TEÓRICO	11
2.1 RADIOCIRUGÍA	11
2.2 SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE	11
2.2.1 COMPONENTES DEL SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE	12
2.2.2 ESPACIO DE TRABAJO DEL ROBOT	15
2.2.3 MODOS DE SEGUIMIENTO DEL BLANCO	16
2.3 DESVIACIONES GEOMÉTRICAS	17
2.3.1 TIPOS DE DESVIACIONES	17
2.4 VALORACIÓN DE MÁRGENES	19
2.5 ESTIMACIÓN DE DOSIS DE MÁRGENES PARA SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE	20

CAPÍTULO III

3	METODOLOGÍA.....	21
3.1	GRUPO DE PACIENTES.....	21
3.2	RECOLECCIÓN DE DATOS	21
3.3	ADQUISICIÓN DE IMÁGENES	21
3.4	ANÁLISIS DE DATOS.....	22

CAPÍTULO IV

4	RESULTADOS.....	23
4.1	AGRUPACIÓN DE FRACCIONES DE TRATAMIENTO.....	23
4.2	MOVIMIENTOS INTRAFRACCIÓN EN TRATAMIENTO INTRACRANEAL	25
4.3	DEPENDENCIA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN CON EL TIEMPO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES	27
4.4	DETERMINACIÓN DEL MARGEN DE TRATAMIENTO PARA COMPENSAR LOS MOVIMIENTOS INTRAFRACCIÓN.....	29
4.5	DOSIS EFECTIVA ENTREGADA POR SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES.....	30
4.6	PROTOCOLO DE VERIFICACIÓN GEOMÉTRICA.....	30

CAPÍTULO V

5	DISCUSIONES	31
---	-------------------	----

CAPÍTULO VI

6	CONCLUSIONES	32
---	--------------------	----

	BIBLIOGRAFÍA	34
--	--------------------	----

	APÉNDICE I.....	36
--	-----------------	----

CAPÍTULO I

1.1 INTRODUCCIÓN

La radiocirugía es un método de tratamiento para la entrega de una dosis de radiación ablativa a un blanco en una sola fracción o hipo-fracción. Este régimen de tratamiento acelerado puede escalar sustancialmente la eficacia biológica de la radiación ya que suprime la reparación y repoblación de las células tumorales expuestas a la radiación. Sin embargo, tales regímenes acelerados también aumentan el riesgo de daño en el tejido normal. Por lo tanto, la radiocirugía requiere una precisión alta en la entrega de dosis a fin de lograr el control del tumor sin afectar el tejido normal. La precisión global recomendada debe estar entre 1-2 mm y dentro de 2% con respecto a las incertidumbres geométricas y dosimétricas, respectivamente.

El sistema de radiocirugía robótica cyberKnife incorpora los avances en tecnología robótica y en procesamiento de imágenes computarizada para realizar radiocirugía guiada por imagen. El Cyberknife ha sido diseñado para aumentar la precisión en lesiones localizadas a nivel intracraneal como extracraneal aplicando Radiocirugía o Radioterapia estereotáxica y está constituido de un acelerador lineal ligero de 6 MV montado en un brazo robótico, 2 tubos de rayos X de radiodiagnóstico instalados en el techo de la sala de tratamiento acoplados a dos detectores de imágenes digitales colocados ortogonalmente con respecto al paciente y una mesa de tratamiento con control a distancia que se mueve entorno a 5 ejes para ajustar la posición del paciente.

En el caso de la radiocirugía intracraneal, el sistema de radiocirugía cyberknife elimina el uso de la fijación del marco invasivo por la detección y ajuste del movimiento del paciente durante la administración de tratamiento haciendo uso de una máscara termoplástica, la cual no puede eliminar por completo el movimiento intrafracción.

En el presente trabajo se analizaron las desviaciones geométricas del movimiento intrafracción usando los registros de tratamientos intracraneal. En base a su análisis, se determinó estadísticamente la magnitud del movimiento intrafracción en tratamientos intracraneal con radiocirugía robótica y su relación con la precisión global.

1.2 JUSTIFICACIÓN

La frecuencia de adquisición de imágenes, los márgenes y tolerancias de planificación varían de acuerdo a las técnicas de tratamiento, procesos, sitio anatómico, equipo y sistemas de inmovilización. Por lo tanto, cada departamento de radioterapia debe determinar sus propios márgenes de planificación y protocolos de verificación geométrica, y así garantizar que los pacientes se tratan con un margen mínimo requerido sin perder el objetivo.

1.3 LIMITACIONES

- No se evaluarán los movimientos interfacción. Con las técnicas de imagen avanzadas en la sala de tratamiento, las incertidumbres inter fracción del paciente son reducidas a milímetros o incluso a rango sub milimétricos.
- Se evaluarán los movimientos en modo de seguimiento de cráneo 6D.
- No se evaluarán las desviaciones de forma del blanco.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar las desviaciones geométricas intra-fracción en tratamientos intracraneal con el sistema de radiocirugía robótica cyberknife ubicado en el Complejo Hemato-Oncológico y de Radiocirugía del Llanito.

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Cuantificar los movimientos intrafracción en tratamientos intracraneal.
2. Evaluar la dependencia de las correcciones de movimientos intrafracción con el tiempo de adquisición de imágenes.
3. Conocer la dosis efectiva entregada por el método de guía de imágenes durante los tratamientos intracraneal.
4. Determinar los márgenes de tratamientos adecuados para compensar los movimientos intrafracción.
5. Establecer un protocolo de verificación geométrica.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

2.1 RADIOCIRUGÍA

El origen de la radiocirugía se debe al neurocirujano sueco Lars Leksell y al radiobiólogo y radiofísico Börje Larsson, que buscaron un sistema mínimamente invasivo y de baja morbilidad, para poder tratar algunas patologías funcionales y orgánicas intracraneales¹.

En el año 1994 se instala para uso clínico el primer modelo prototipo del CyberKnife. En el año 2001 se distribuye una nueva generación de Cyberknife que incorpora el software dinámico Dynamic Tracking Software, para procesamiento de imágenes. En este mismo año es aprobado por la Administración de Fármacos y Alimentos (FDA) de USA el tratamiento de radiocirugía con CyberKnife para las lesiones en cualquier parte del cuerpo que requieran radiación.

La radiocirugía permite entregar una dosis de radiación mediante la emisión de múltiples haces pequeños no coplanares, dirigidos desde diferentes puntos o arcos de tratamiento, de forma que hagan intersección en la posición exacta del volumen blanco y minimizar la dosis fuera del volumen a tratar. Su objetivo es producir la destrucción de poblaciones celulares para detener el crecimiento o reducir el volumen de un tumor benigno o maligno, provocar cambios tisulares que conduzcan a la oclusión de los vasos en las malformaciones arteriovenosas y/o a la disminución de una alteración funcional determinada.

2.2 SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE

El sistema cyberknife utiliza un acelerador lineal compacto adherido a un brazo robótico controlado por un ordenador para dirigir una cantidad exacta de haces de radiación a una lesión desde distintas direcciones. La tecnología de guía

de imagen semicontinua monitorea la posición del blanco durante cada fracción de tratamiento. La posición del blanco se determina radiográficamente en tres dimensiones usando un par de imágenes de rayos X. El intervalo de tiempo entre adquisición de imágenes intrafracción puede variar de segundos a minutos, dependiendo de la movilidad del paciente y otros factores. Después de cada adquisición de la imagen, el haz se vuelve a alinear automáticamente a la ubicación observada del blanco.

2.2.1 COMPONENTES DEL SISTEMA CYBERKNIFE

Los principales componentes del sistema de radiocirugía robótica cyberknife G4 incluyen un acelerador lineal compacto incorporado en un robot, mesa de tratamiento, un par de tubos de rayos X de diagnóstico, dos detectores de silicio amorfo y una cámara de video² (ver Figura 1).

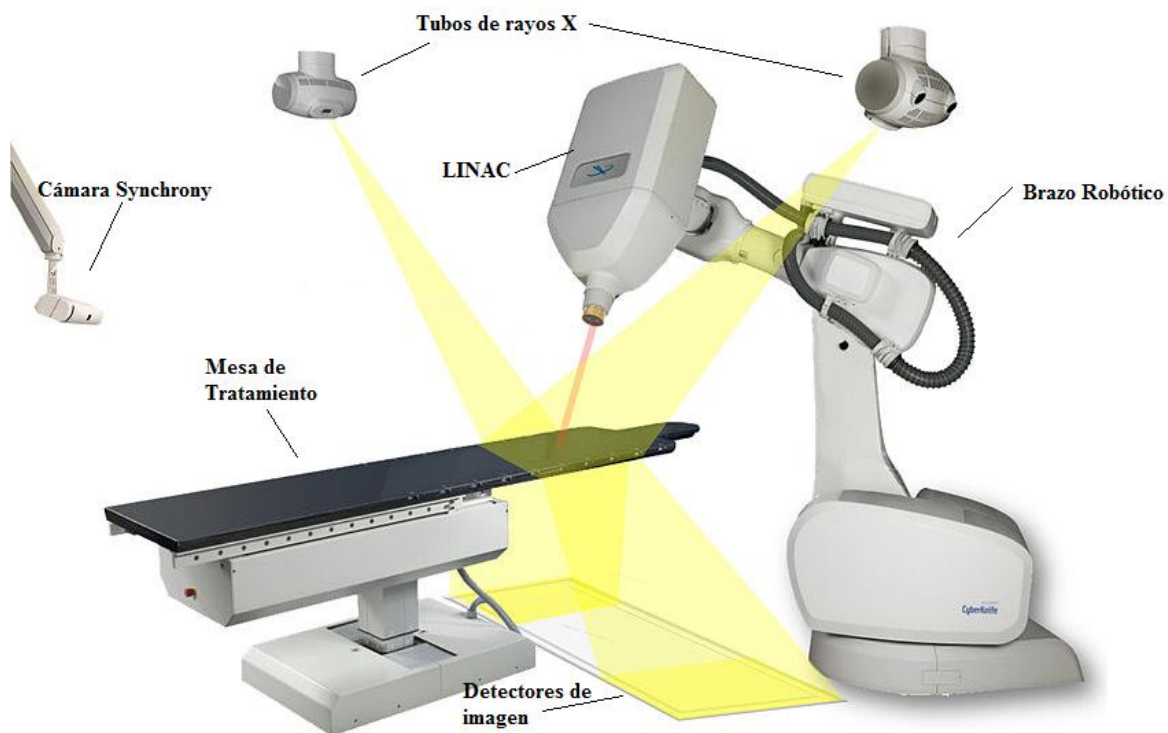


Figura 1. Sistema de radiocirugía robótica Cyberknife.

a) ACELERADOR LINEAL (LINAC)

El LINAC utiliza un magnetrón para producir microondas de banda X para acelerar un haz de electrones a una energía nominal de 6 MeV. Este haz impacta en un blanco de tungsteno donde se producen los rayos X. Mediante dos cámaras de ionización se evalúa la tasa de dosis del haz de rayos X y se reduce a un haz estrecho por medio de un colimador principal fijo y después por medio de un colimador secundario intercambiable. El diseño compacto y altamente eficaz del LINAC proporciona una tasa de dosis de 800 unidades monitor (MU) por minuto y permite una configuración que no requiere de electroimanes y filtro aplanador de haz.

El colimador secundario puede variar entre doce colimadores fijos con diámetros (en milímetros) de 5; 7,5; 10; 12,5; 15; 20; 25; 30; 35; 40; 50; 60 a 800 mm de SAD. Estos colimadores pueden instalarse manualmente o automáticamente utilizando el cambiador de colimador robótico Xchange.

b) ROBOT Y MESA DE TRATAMIENTO

El robot KR 240-2 (Kuka Roboter GmbH, Augsburg, Alemania) se caracteriza por tener una repetibilidad de posición menor que 0,12 mm y seis grados de libertad, lo que permite posicionar el LINAC dentro de un gran espacio de trabajo en tres dimensiones alrededor del paciente con alta precisión.

La mesa de tratamiento estándar permite mover al paciente bajo el control del ordenador en tres direcciones de traslación (Inferior/Superior, Izquierda/Derecha, Anterior/Posterior) y dos direcciones de rotación (roll y pitch) (Figura 2). Las correcciones en la dirección de rotación yaw son realizadas de manera manual por el operador.

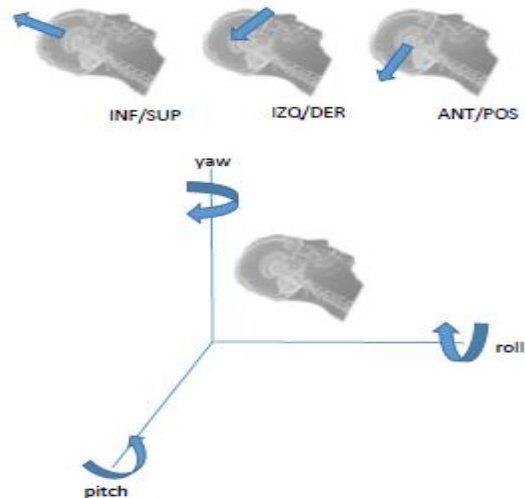


Figura 2. Sistema de coordenada aplicado en centro formación de imágenes.

c) SISTEMA DE IMÁGENES

El sistema de imágenes consta de dos tubos de rayos X montados en el techo y dos detectores de rayos X en el suelo (ver Figura 3). Los tubos de rayos X se encuentran a cada lado de la mesa de tratamiento. Los detectores de rayos X consisten en dos paneles planos de silicio amorfo en los cuales se generan imágenes digitales de alta resolución.

Las imágenes en vivo se comparan con las imágenes sintetizadas que surgen de la tomografía computarizada TC (radiografía reconstruida digitalmente o DRR) del paciente, lo cual permite realizar el posicionamiento del paciente y las correcciones automáticas o manuales necesarias para compensar los movimientos del blanco durante la administración del tratamiento.

d) CÁMARA DE VIDEO

La cámara de video se encuentra montado sobre un brazo articulado fijado al techo de sala de tratamiento y mide de forma continua la posición de los marcadores ópticos que se adjuntan al paciente. En combinación con el sistema de imágenes, este permite que el brazo robótico realice un rastreo del blanco que se mueve con la respiración utilizando el sistema de seguimiento respiratorio synchrony.

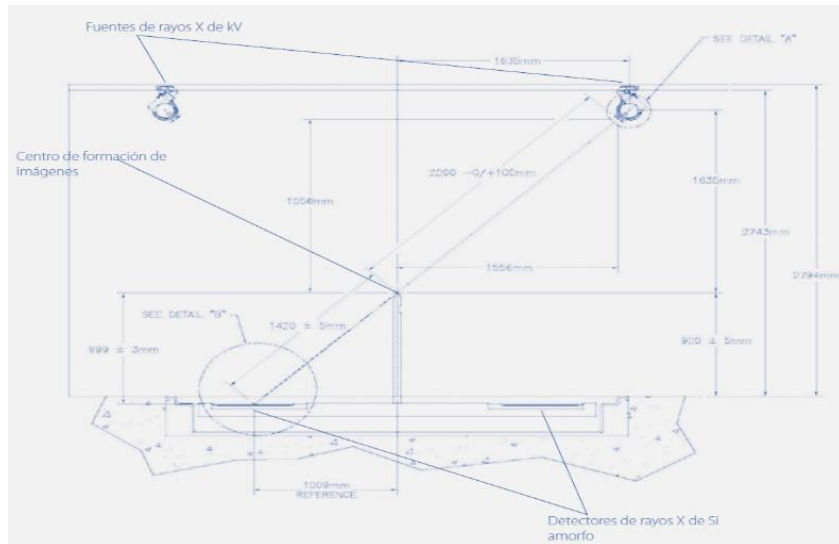


Figura 3. Sistema de adquisición de imágenes.

2.2.2 ESPACIO DE TRABAJO EL ROBOT

El espacio de trabajo está compuesto de puntos preasignados en el espacio, denominados nodos, donde el robot puede detenerse con el propósito de administrar una dosis de radiación (ver Figura 4). En cada nodo, el linac puede administrar radiación desde múltiples ángulos del haz. Los caminos de tratamiento adoptados por el robot dependen de la ubicación del blanco y de la anatomía del paciente que se esté tratando.

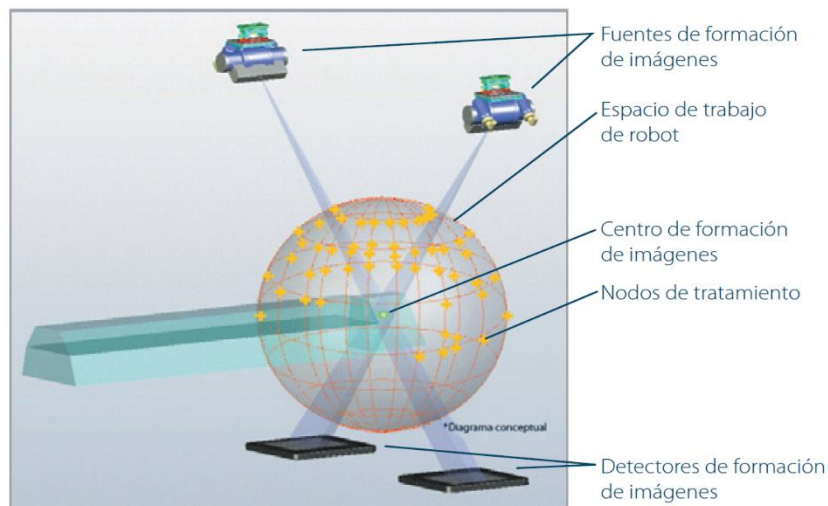


Figura 4. Espacio de trabajo del robot.

2.2.3 MODOS DE SEGUIMIENTO DEL BLANCO

El blanco se rastrea durante todo el tratamiento y la compensación de su movimiento se logra por medio del sistema de imágenes. El seguimiento del blanco en el sistema de radiocirugía robótica cyberknife se logra mediante los siguientes modos: seguimiento de cráneo, seguimiento de columna, seguimiento con fiducial, seguimiento con fiducial - sincronía y seguimiento de blancos en pulmón. En este trabajo solo se evaluarán los movimientos en modo de seguimiento de cráneo 6D.

SEGUIMIENTO DE CRÁNEO (SKULL 6D)

El rastreo de cráneo habilita el seguimiento de blancos intracraneales sin la necesidad de usar marcos estereotáxicos. El modo de rastreo de cráneo 6D calcula el desplazamiento entre las imágenes en vivo y las imágenes DRR al identificar y hacer coincidir la estructura ósea del cráneo. La compensación del movimiento se logra identificando y rastreando la anatomía rígida del cráneo (ver Figura 5).

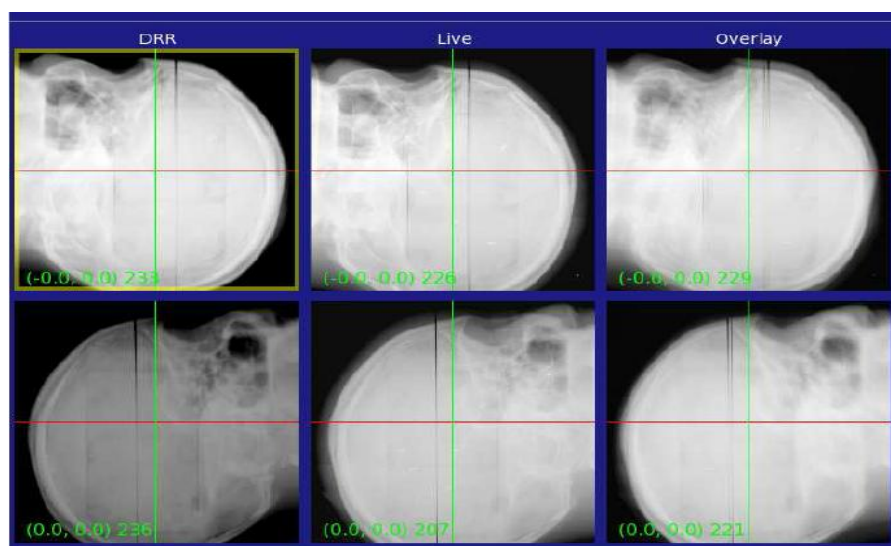


Figura 5. Seguimiento de cráneo 6D.

2.3 DESVIACIONES GEOMÉTRICAS

Se denomina desviaciones geométricas a las diferencias de forma y posición entre los volúmenes de interés del paciente en la unidad de irradiación y en la de referencia³.

2.3.1 TIPOS DE DESVIACIONES

Según se admite en el documento de la Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación, ICRU 62, las diferentes variaciones e incertidumbres podrían ser de dos tipos diferentes, A o B (“aleatorias” o “sistemáticas”); las cuales pueden ser independientes unas de otras o estar relacionadas de diferente forma⁶.

La **desviación sistemática** depende del paciente y en principio es la misma en todas las fracciones³. Es consecuencia de la diferencia entre el posicionamiento del paciente durante la simulación y el posicionamiento durante el tratamiento.

La **incertidumbre aleatoria** o inter-fracción, depende del paciente y no es la misma en cada fracción³. Por lo tanto, se debe a variaciones día a día en el posicionamiento del paciente durante el transcurso del tratamiento.

a) DESVIACIONES EN LA POSICIÓN Y ALINEACIÓN DE UN PACIENTE

En una fracción f de un paciente p , la diferencia entre la posición relativa al isocentro y la correspondiente en la CT de planificación, puede expresarse como:

$$d(p, f) = S(p) + r(p, f) \quad (1)$$

siendo:

$d(p, f)$: Desplazamiento del paciente p en la fracción f ,

$f \in F\{1, 2, \dots, N_F\}$,

$S(p)$: Desplazamiento sistemático en el paciente p ,

$r(p, f)$: Desplazamiento aleatorio en la fracción f del paciente p ; no es función de f .

Del desplazamiento medido en una fracción no se pueden discernir la componente sistemática y aleatoria, pero sí se puede estimar lo que se conoce como el error efectivo en un tratamiento de F fracciones:

$$S_{eff} = \langle d(p, f) \rangle_F = S(p) + \langle r(p, f) \rangle_F \quad (2)$$

siendo:

$S_{eff}(p)$ desplazamiento sistemático efectivo para el paciente p en el número finito F de fracciones del tratamiento.

Por otro lado, los desplazamientos aleatorios del paciente, pueden caracterizarse por la desviación típica:

$$\sigma_p = SD(d(p, f))_F \quad (3)$$

El valor de este error efectivo o desplazamiento sistemático es el primero a determinar y es mostrado en el apéndice I como promedio del desplazamiento para los tres grupos estudiados. En el apéndice I también se encuentran los desplazamientos aleatorios como desviación estándar del desplazamiento para los diversos grupos.

b) DESVIACIONES EN LA POSICIÓN Y ALINEACIÓN DE UNA POBLACIÓN

Entendemos por población, un conjunto de personas que se tratan un tumor o lesión en la misma localización, con el mismo procedimiento de inmovilización, simulación, contorno, y colocación en la misma unidad de tratamiento.

Una población P , se puede caracterizar según de Boer *et al.* 2001, con los siguientes parámetros:

μ : Desviación sistemática media de la población.

Σ : Dispersión sistemática de la población.

σ : Desviación típica media de la población.

Definidos según las siguientes expresiones:

$$\mu = \langle S_p \rangle_P^{(a)} \quad \Sigma = SD_P(S_p)^{(b)} \quad \sigma = \sqrt{\langle \sigma_p^2 \rangle_P}^{(c)} \quad (4)$$

- a. $\mu \rightarrow 0$, Si no es así hay una desviación sistemática en el procedimiento, independiente de la población. Si $\mu > 1$ se debe investigar e intentar subsanar.
- b. Por ser F finito, se define la dispersión sistemática efectiva para la población como:

$$\Sigma_{eff} = SD(S_{p,eff})_P \quad (5)$$

si el número de fracciones es elevado, se asume $S_{p,eff} \cong S_p$

- c. Según de Boer *et al.* 2007, se puede asumir que la distribución de probabilidad σ_p en la población, es normal.

2.4 VALORACIÓN DE MÁRGENES

El informe ICRU 62 1999, recomienda estimar un margen de configuración (SM) alrededor del CTV por desviaciones externas (de configuración)⁶. No especifica cómo calcular el margen total a partir de éstos, pero sí que si se suman linealmente para obtener el PTV, éste volumen resulta demasiado extenso. Se propone estimar las desviaciones típicas de carácter sistemático y las desviaciones típicas de carácter aleatorio y combinarlas cuadráticamente.

Las desviaciones típicas de carácter sistemático y aleatorio influyen de distinta manera en la dosis absorbida. Las primeras tienen un impacto mayor en la distribución de dosis absorbida que las segundas, que simplemente la desplazan.

En concreto, Stroom *et al.* 1999, 2002 y Van Herk *et al.* 2004, defienden que el margen total por desviaciones geométricas se ha de calcular:

- Stroom et al. 1999, 2002

$$M = 2\Sigma + 0.7\sigma \quad (6)$$

M: margen para cubrir el 99% del CTV, en promedio poblacional, con al menos el 95% de la dosis prescrita.

- Van Herk et al. 2000, 2004

$$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad (7)$$

M: margen para que el 90% de la población reciba una dosis mínima en el CTV del 95% de la dosis absorbida prescrita.

2.5 ESTIMACIÓN DE DOSIS EFECTIVA POR IMÁGENES DE SEGUIMIENTOS PARA SISTEMA DE RADIOCIRUGÍA ROBÓTICA CYBERKNIFE.

La dosis, E (mSv), se puede obtener a partir de las mediciones de dosis absorbidas por el método de TG-75 como sigue⁷:

$$E = D * A * F \quad (8)$$

donde, D = dosis absorbida (mGy) en el centro del campo, A = el área del haz de rayos X (cm²) y F es un factor de conversión de producto dosis-área a dosis eficaz. Un estudio realizado en varios centros CyberKnife establece el rango de kV, mA y los ajustes de tiempo de exposición utilizados para una variedad de sitios de tratamiento, estos intervalos fueron utilizados para calcular la dosis efectiva típica por par de imágenes según el método del TG-75 y las mediciones de dosis son presentadas en la Tabla 1.

Anatomía	kVp	mAs	D(Dosis)por imagen	A (cm ²)	F(mSv/mGy cm ² x 10 ⁻⁵)	E(mSv) por par de imagen
Cabeza	115	10	0,22	225	4,5	0,0045
Tórax	120	11,5	0,28	225	20,5	0,0258
Pelvis	124	34,5	0,91	225	19,9	0,0815

Tabla 1. Dosis efectiva E por par de imagen, para tratamientos en sistema Cyberknife.

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGÍA

3.1 GRUPO DE PACIENTES

El estudio incluye datos de 49 pacientes que recibieron radiocirugía intracraneal en la unidad de Radiocirugía Robótica CyberKnife del Complejo Hemato-Oncológico y de Radiocirugía entre marzo y diciembre de 2015. El número de fracciones por tratamiento varía de 1 a 8 en función de la patología, localización y dosis suministrada al blanco. Se registraron y analizaron 113 fracciones craneales. Todos los pacientes fueron inmovilizados en posición supina, con una máscara termoplástica y soporte de cabeza.

3.2 RECOLECCIÓN DE DATOS

Durante el tratamiento, el sistema genera un archivo de registro de datos con información sobre el tiempo de adquisición y las correcciones aplicadas por el manipulador robótico en el sistema de coordenada de tratamiento. Las correcciones se almacenan como movimiento traslacional (Inferior/Superior, Izquierda/Derecha, Anterior/Posterior) y rotacional (Roll, Pitch, Yaw).

3.3 ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

La posición del paciente se evaluó a partir de 2 imágenes de rayos X ortogonales. Antes del tratamiento, el paciente se alineó utilizando una camilla ajustable para reducir las correcciones requeridas por debajo de los límites máximos del manipulador robótico. El CyberKnife puede corregir traslaciones hasta ± 10 mm en los 3 ejes y rotaciones de hasta $\pm 1.0^\circ$ en los ejes ROLL y UP y $\pm 3.0^\circ$ en el eje CW. El sistema permite al usuario especificar el intervalo mínimo entre adquisiciones de imágenes dentro de un rango de 5-150 seg durante el tratamiento.

En la unidad de radiocirugía, cuando se inicia la adquisición, un intervalo de imagen de 15 seg por defecto es seleccionado. Después de verificar la estabilidad del blanco en los primeros minutos, el intervalo de imágenes se incrementa progresivamente a criterio del operador hasta un tiempo t (seg), el cual dependerá de la estabilidad del paciente y localización de la lesión.

Las 113 fracciones fueron agrupadas en función de los intervalos de tiempo con el fin de establecer un protocolo de adquisición de imágenes desde el inicio hasta la culminación de la fracción de tratamiento. De esta manera, se podrá observar la influencia del intervalo de adquisición sobre la incertidumbre y dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes.

3.4 ANÁLISIS DE DATOS

Los movimientos de los pacientes fueron cuantificados en términos de cambios de posición en función del intervalo Δt . Para ello, se calculó la diferencia de posición del paciente entre adquisiciones de imágenes.

La distribución de error de movimiento del paciente fue analizada como una función del tiempo de adquisición de imágenes. La componente sistemática y aleatoria de la distribución se calculó utilizando las ecuaciones (3) y (4). El error sistemático y aleatorio global fue determinado mediante la raíz cuadrada de la suma cuadrática de las tres componentes de traslación de un error.

La dosis efectiva, E , entregada por el sistema de adquisición de imágenes en una fracción de tratamiento fue determinada mediante el número de imágenes promedio adquiridas en cada grupo y el valor de dosis efectiva E por par imagen (ver Tabla 1).

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS

4.1 AGRUPACIÓN DE FRACCIONES DE TRATAMIENTO

Las 113 fracciones de tratamiento se dividieron en tres grupos dependiendo del tiempo de adquisición de imágenes establecido por el operador, Grupo A (31 fracciones), Grupo B (39 fracciones) y Grupo C (42 fracciones), como se puede observar en la figura 6. Las diferentes patologías en lesiones intracraneal de los 49 pacientes tratados en la unidad de Radiocirugía Robótica del Complejo Hemato - Oncológico entre marzo y diciembre de 2015 se puede observar en la tabla 2.

Diagnóstico	Pacientes
Metástasis Cerebral	6
LOE en Ángulo Ponto-Cerebeloso	3
Astrocitoma Grado II	4
Malformación Arteriovenosa	7
Adenoma Supraselar	1
Neuralgia del trigémino	7
Meningioma Recidivante Grado I	1
Meningioma Selar	1
Meningioma de fosa posterior	1
Macroadenoma hipofisario	2
Meningioma parasagital	1
Neurinoma del acústico	2
Angioma Cavernoso	3
Glomus Yugular	2
Meningioma del Seno Cavernoso	1
Astrocitoma Pilocítico	2
Adenoma hipofisario	1
Metástasis en cráneo	1
Malformación Talámica	1
Cavernoma en la porción ventral	1
Meningioma	1
Total:	49

Tabla 2. Diagnóstico de los 49 pacientes con lesiones intracraneal.

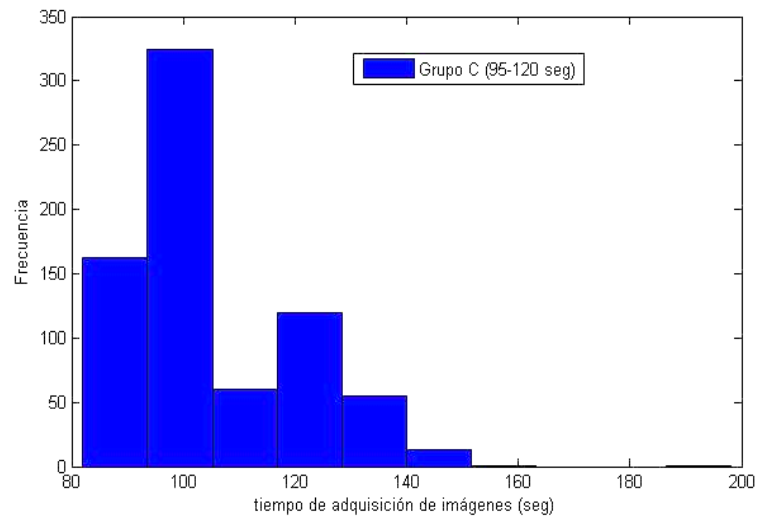
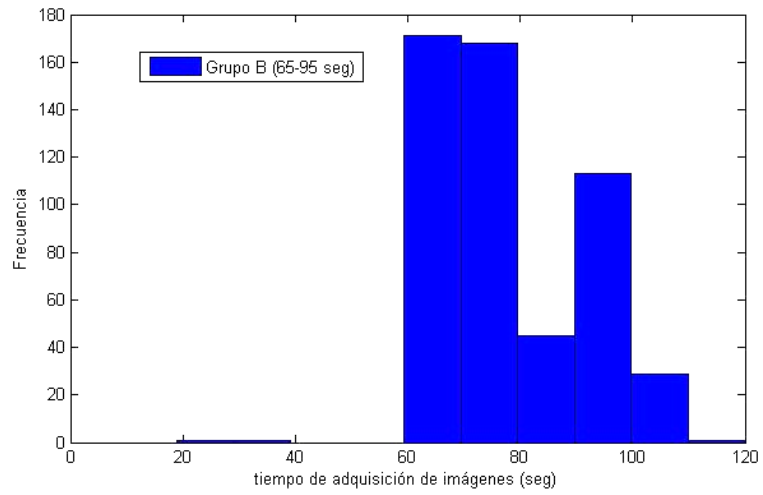
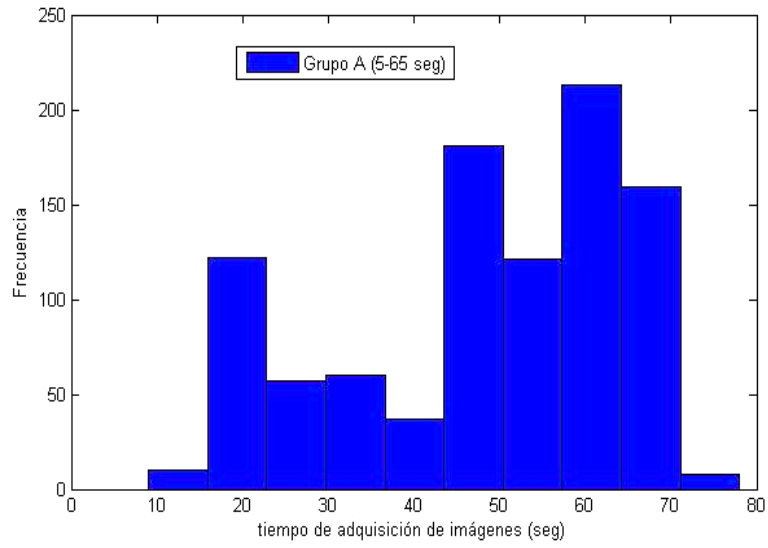
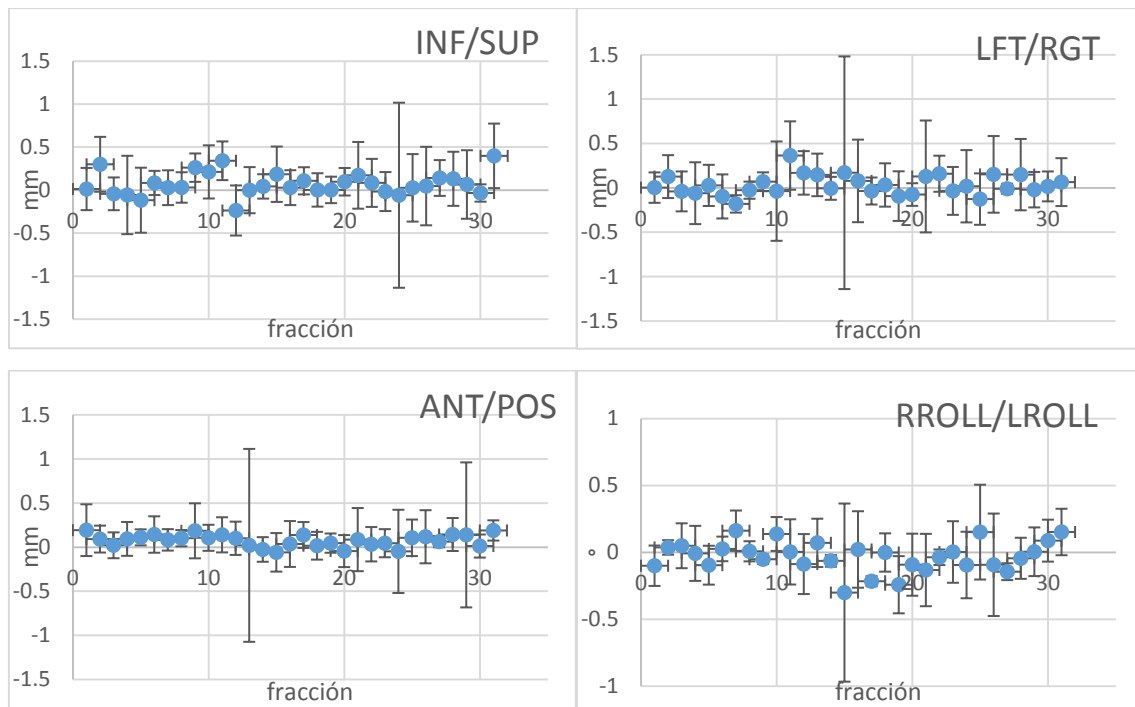


Figura 6. Histogramas de las fracciones craneales en función al tiempo de adquisición de imágenes.

4.2 MOVIMIENTOS INTRAFRACCIÓN EN TRATAMIENTOS INTRACRANEAL

Las figuras 7, 8 Y 9 muestran los movimientos en cada eje del espacio de coordenadas de las 113 fracciones de radiocirugía intracraneal divididas en función al tiempo de adquisición. Este tipo de representación revela los patrones de movimiento inusual para un paciente o fracción particular.

La distribución de movimiento obtenida en las figuras 7, 8 y 9 muestran que los desplazamientos más pequeños se encuentran generalmente en las traslaciones ANT/POS y en las rotaciones ROLL/RROLL, variaciones significativas en el patrón de movimiento fueron observados con mayor frecuencia en los grupo B y C.



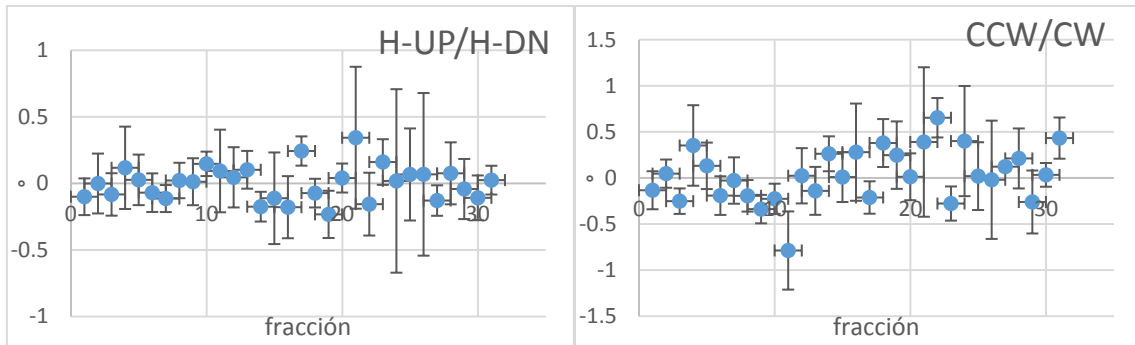


Figura 7. Diagrama del conjunto de movimientos de corrección de 31 fracciones (Grupo A).

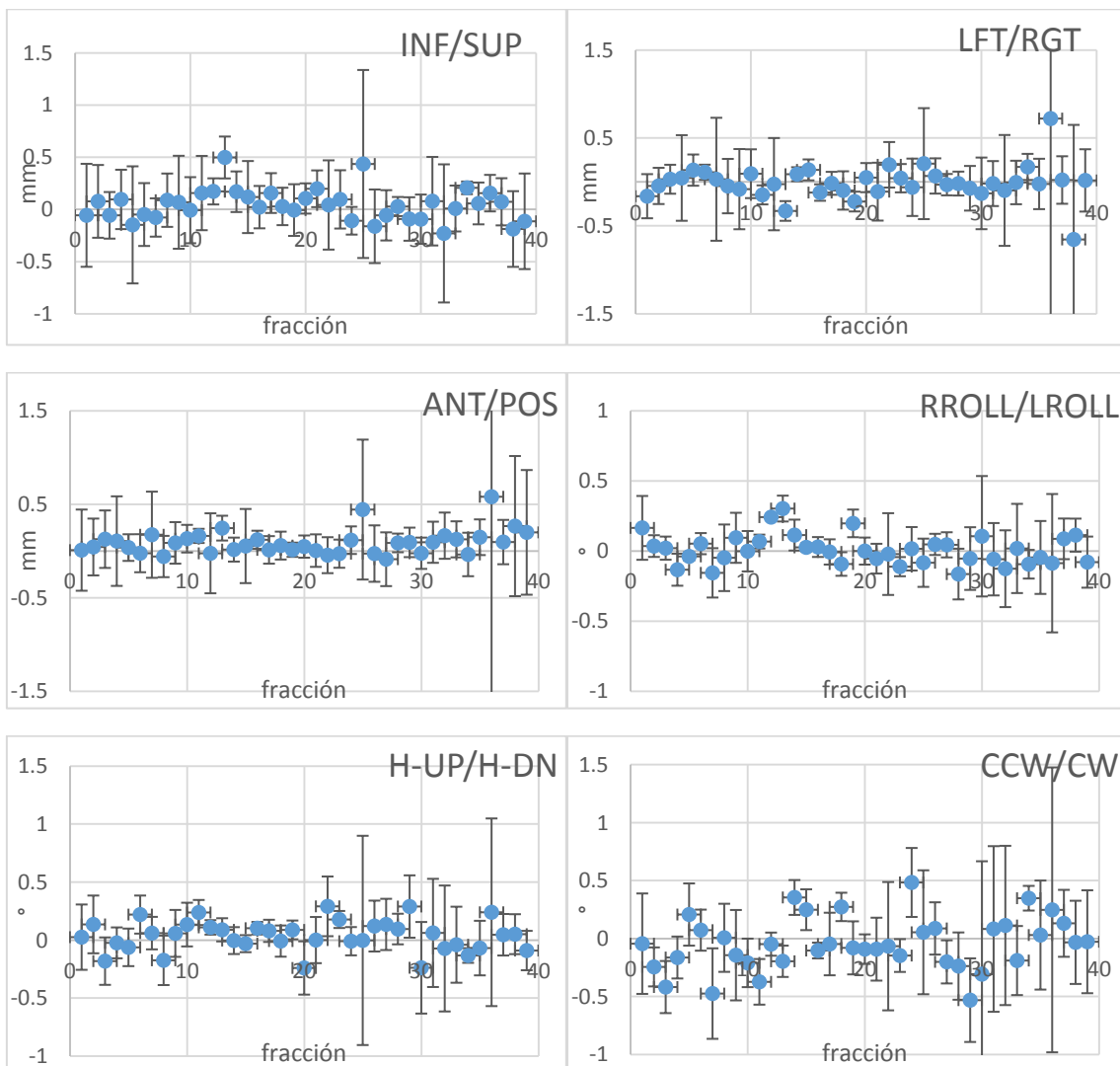


Figura 8. Diagrama del conjunto de movimientos de corrección de 39 fracciones (Grupo B).

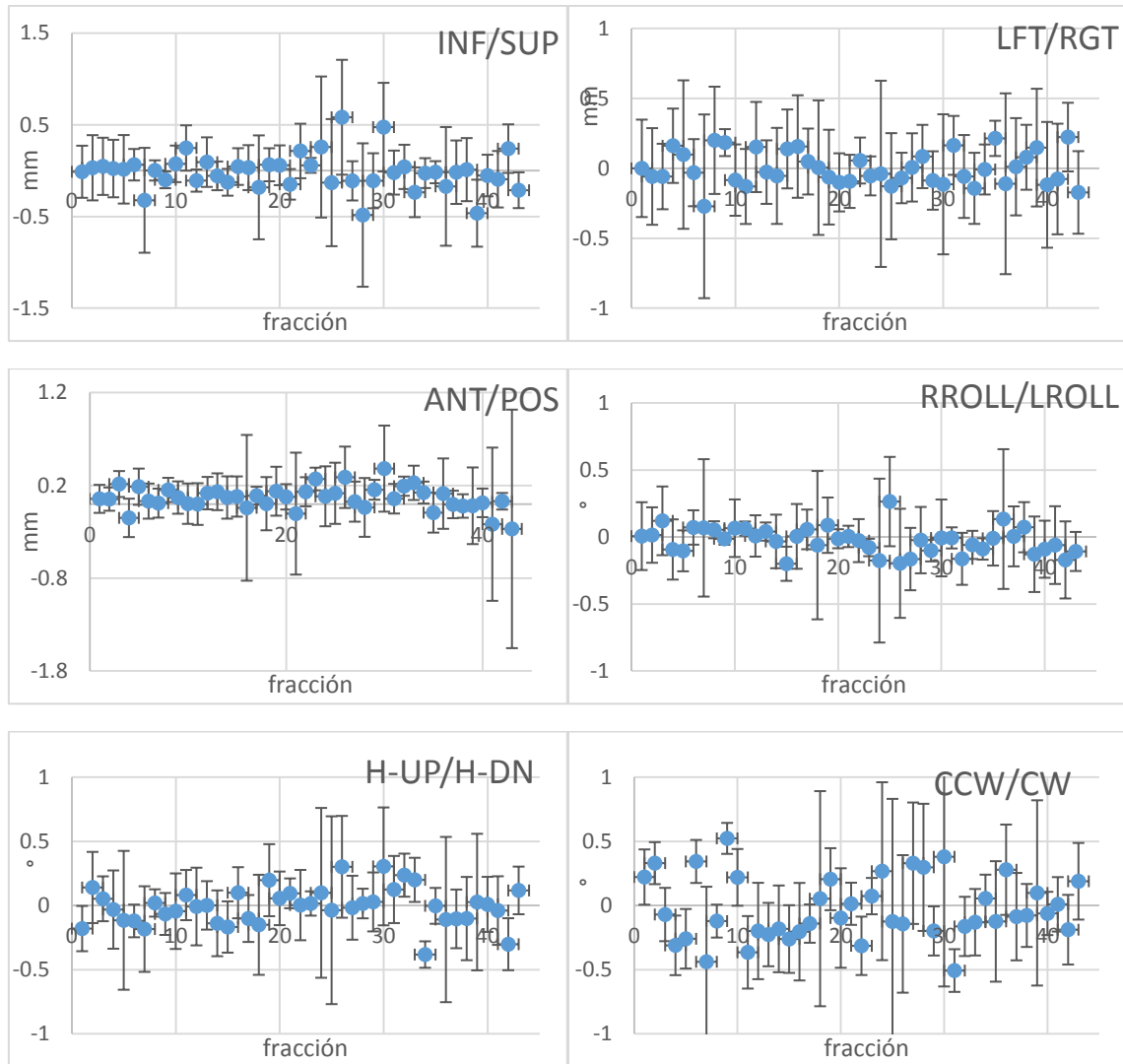


Figura 9. Diagrama del conjunto de movimientos de corrección de 43 fracciones (Grupo C).

4.3 DEPENDENCIA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN CON EL TIEMPO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

Para determinar el promedio, el error sistemático y aleatorio poblacional de los grupos A, B y C; se utilizó los promedios del desplazamiento correspondiente para cada grupo (ver Apéndice I) con las ecuaciones (3) y (4).

Veamos un ejemplo:

A partir de la tabla de promedio del desplazamiento y de desviación estándar del grupo A, se va a determinar mediante las ecuaciones (3) y (4) los siguientes parámetros:

El promedio poblacional del desplazamiento traslacional INF/SUP fue determinado mediante la siguiente ecuación, $\mu = \langle INF/SUP \rangle_{31}^{(A)} = 0,001 \text{ mm}$.

El error sistemático poblacional del desplazamiento traslacional INF/SUP fue determinado mediante la siguiente ecuación, $\Sigma = SD_{31}(INF/SUP)^{(A)} = 0,011 \text{ mm}$.

El error aleatorio poblacional del desplazamiento traslacional INF/SUP fue determinado mediante la siguiente ecuación, $\sigma = \sqrt{\langle \sigma_{INF/SUP}^2 \rangle_{31}}^{(A)} = 0,349 \text{ mm}$.

En donde $\sigma_{INF/SUP}$ viene dado por la tabla de desviación estándar del desplazamiento en el Grupo A. De igual forma fueron determinados las demás componentes de desplazamiento traslacional y rotacional.

La tabla 3, 4 y 5 muestra los promedios, componentes sistemáticos y aleatorios de la distribución de error de movimiento especificado por coordenadas para los 3 grupos de fracciones.

El error promedio global para el Grupo A, B y C es de 0,002 mm; 0,01 mm y 0,007 mm en las 3 componentes traslacional respectivamente. El error sistemático poblacional confirma que los desplazamientos más pequeños se observan en la traslación ANT/POS y rotación ROLL/RROLL y sufren un leve aumento debido al tiempo de adquisición de imágenes y el error aleatorio es el principal contribuyente en el error global.

Grupo A	μ (mm)	Σ (mm)	σ (mm)
INF/SUP	0.001	0.011	0.349
LFT/RGT	-0.001	0.014	0.468
ANT/POS	-0.001	0.015	0.425
RROLL/LROLL	0.000	0.009	0.244
H-UP/H-DN	0.001	0.013	0.299
CCW/CW	-0.003	0.019	0.354

Tabla 3. Promedios, errores sistemáticos y aleatorios para cada coordenada traslacional y rotacional del Grupo A.

Grupo B	μ (mm)	Σ (mm)	σ (mm)
INF/SUP	0.008	0.035	0.362
LFT/RGT	0.006	0.021	0.679
ANT/POS	0.003	0.018	0.717
RROLL/LROLL	-0.004	0.012	0.186
H-UP/H-DN	0.001	0.020	0.373
CCW/CW	0.004	0.025	0.478

Tabla 4. Promedios, errores sistemáticos y aleatorios para cada coordenada traslacional y rotacional del Grupo B.

Grupo C	μ (mm)	Σ (mm)	σ (mm)
INF/SUP	0.003	0.024	0.443
LFT/RGT	0.006	0.031	0.423
ANT/POS	-0.003	0.057	0.419
RROLL/LROLL	0.000	0.019	0.270
H-UP/H-DN	-0.003	0.020	0.362
CCW/CW	0.002	0.031	0.418

Tabla 5. Promedios, errores sistemáticos y aleatorios para cada coordenada traslacional y rotacional del Grupo C.

4.4 DETERMINACIÓN DEL MARGEN DE TRATAMIENTO PARA COMPENSAR LOS MOVIMIENTOS INTRAFRACCIÓN

Como se puede observar en las ecuaciones (6) y (7), ecuación de margen propuesto por Stroom y van Herk respectivamente, prescriben un peso diferente para el error sistemático. Esta diferencia se debe a los diferentes criterios dosimétricos utilizados para el cálculo del margen. Debido a que la fórmula de van Herk considera un mayor peso en los errores sistemáticos, los cuales tienen efectos clínicos y dosimétricos más pronunciados que los errores aleatorios, esto lleva a establecer un mayor margen. Por lo tanto, al aplicar la ecuación de margen de Van Herk et al. para los tres grupos (A, B y C) y determinando el error sistemático y aleatorio global, se obtuvieron los siguientes resultados:

	Σ (mm)	σ (mm)	M (mm)
Grupo A	0,02	0,72	0,55
Grupo B	0,04	1,05	0,84
Grupo C	0,02	0,74	0,57

Tabla 6. Error sistemático global, error aleatorio global y margen óptimo.

La tabla 6 muestra que el error sistemático global, error aleatorio global y margen óptimo de tratamiento tienen valores similares para los grupos A y C. El grupo B tiene un error aleatorio global de aproximadamente 1 mm, el cual influye en un aumento significativo del margen M .

4.5 DOSIS EFECTIVA ENTREGADA POR SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

Conociendo el valor de dosis efectiva (E) por par de imagen, se pudo estimar la dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes en tratamientos intracraneal compuestos por un camino tratamiento.

En la tabla 7 podemos una leve disminución de la dosis efectiva (E) al aumentar el intervalo de adquisición de imágenes. Por otro lado, se puede observar que al aumentar el intervalo de adquisición de imágenes, aumenta el número de imágenes de realineación.

		Modo de entrega	# Imagen	E (mSv)
	Grupo A	Alineación	13	0,06
		Tratar	29	0,13
		Re-alineación	15	0,07
		Total	57	0,26
	Grupo B	Alineación	11	0,05
		Tratar	20	0,09
		Re-alineación	12	0,05
		Total	43	0,19
	Grupo C	Alineación	11	0,05
		Tratar	20	0,09
		Re-alineación	20	0,09
		Total	51	0,23

Tabla 7. Dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes en tratamientos intracraneal de un camino de tratamiento.

4.6 PROTOCOLO DE VERIFICACIÓN GEOMÉTRICA

- 1) Recolectar los datos de la carpeta log (corrections.tmt). Estos datos se encuentran almacenados en la computadora de entrega de tratamientos. Los archivos que se encuentran en la carpeta log tiene una duración de solo 3 días en el sistema.
- 2) El archivo corrections.tmt contiene todas las correcciones realizadas durante el tratamiento. Por lo tanto se seleccionaran las correcciones realizadas en modo de entrega: tratar.
- 3) Aplicar las ecuaciones (3) y (4) para determinar el error sistemático y aleatorio poblacional.
- 4) Determinar el error sistemático y aleatorio global.
- 5) Evaluar los resultados obtenidos y comparar con valor de referencia dependiendo de la tolerancia del modo de seguimiento.

5. DISCUSIONES

El sistema de radiocirugía sin marco CyberKnife guiado por imagen tiene una precisión global menor a 1 mm para tratamientos intracraneal, basado en mediciones de control de calidad mensuales sobre un maniquí de cabeza antropomórfico. En el caso de la unidad de radiocirugía del Llanito, las mediciones de control de calidad realizadas desde que la máquina fue comisionada muestran una precisión técnica de 0,6 mm (desviación estándar, $\pm 0,3$; $n = 37$)⁸, cumpliendo así con los requisitos del sistema de radiocirugía sin marco. La evaluación de la precisión global clínica requiere de un conocimiento más profundo del movimiento del paciente intrafracción, la precisión global sólo puede garantizarse si la calidad técnica es apoyada por los datos de adquisición de pacientes reales ya que no es factible asumir que no existe movimiento del blanco con la máscara de inmovilización.

La distribución de movimiento obtenidos en las figuras 7, 8, 9 y los resultados de las tablas 3, 4 y 5 indican la relación directa que tiene el intervalo de adquisición de imágenes con las desviaciones de posición y alineación de un paciente durante una fracción de tratamiento intracraneal, observando así la tendencia de aumento de las componentes sistemáticas y aleatorias poblacional en función al intervalo de adquisición.

Los resultados de las tablas 6 y 7 indican que aunque el error sistemático y aleatorio global del grupo B son mayores debido a la disminución de adquisición de imágenes durante el tratamiento, el incremento del número de imágenes en principio no perjudica al paciente ya que la dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes es menor a 0,3 mSv y esto permite reducir las incertidumbres, se recomienda para futuros trabajos realizar medición de la dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes.

Por lo tanto, se puede sugerir que el intervalo de adquisición de imágenes no supere los 65 seg, con el fin de evitar desplazamientos durante los tratamientos intracraneal que puedan influir en la precisión global. por el sistema de adquisición de imágenes.

Los resultados también son consistentes con otros estudios sobre el movimiento del paciente con el sistema CyberKnife^{9,10}. La dependencia de la distribución de movimiento traslacional y rotacional con el intervalo de adquisición de imágenes también fue reportado por Floriano y colaboradores¹⁰.

En función a los resultados de la tabla 6, se puede concluir que el criterio de un 1 mm de precisión se cumple para las fracciones de tratamiento intracraneal de los 49 pacientes tratados en la unidad de radiocirugía del Llanito durante marzo – diciembre de 2015; sin la necesidad de establecer un margen óptimo de tratamiento, aunque sería prudente dejar este margen ya que se deben de considerar las incertidumbres relacionadas con la delimitación manual de los volúmenes de tratamiento.

6. CONCLUSIONES

A pesar de la inmovilización del paciente usando una máscara termoplástica, se pudieron observar movimientos durante las fracciones de tratamiento. Las desviaciones determinadas son, en general, pequeñas si se comparan con otras fuentes de error (por ejemplo, errores de delineación). La aplicación del protocolo para el intervalo adquisición de imágenes sugerido en tratamientos intracraneal permitirá garantizar la precisión global de este modo de seguimiento ya que se observó una dependencia de la distribución de movimiento con el intervalo de adquisición de imágenes.

La dosis efectiva entregada por el sistema de adquisición de imágenes no perjudica al paciente, como se pudo observar en las estimaciones de dosis para los tres grupos estudiados, ya que incluso las dosis recibidas por imágenes son menores a los límites de dosis para el público. Por lo tanto, mientras más imágenes se adquieran durante el tratamiento se disminuye la incertidumbre.

Se recomienda realizar un estudio similar a este trabajo en los modos de seguimiento del blanco faltantes (X-Sight spine, fiducial, synchrony fiducial y X-Sight lung), con el fin de establecer un protocolo de adquisición de imágenes en estos modos de seguimiento y así estudiar a la relación del intervalo de adquisición de imágenes con las desviaciones sistemáticas y aleatorias.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (UETS). Efectividad, seguridad y estimación de costes del sistema de radiocirugía Cyberknife. ITC01/2005. Introducción, *“Concepto y Evolución de la radiocirugía”*.

[2] Accuray Treatment Delivery Manual Cyberknife System 9.6.x. Multiplan System 4.6.x Años (2005-2011). Capítulo 2, *“Generalidades del sistema de radiocirugía robótica Cyberknife”*.

[3] Sociedad Española de Física Médica. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). Adi 2013. Capítulo 2, *“Procedimientos clínicos asociados a IGRT”*.

[4] The Royal College of Radiologists. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Society and College of Radiographers 2008. On target: Ensuring geometric accuracy in radiotherapy. Tema 2, *“Principios de verificación geométrica”*. Tema 3, *“Creando un proceso de verificación geométrica”*.

[5] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50. Bethesda, Maryland 1993.

[6] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 62. (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, Maryland 1999.

[7] Estimation of the imaging dose for the cyberknife robotic radiosurgery system. Accuracy, CyberKnife.

[8] Trabajo de Grado de Maestría: Puesta en marcha y desarrollo de un programa de control de calidad para sistema de radiocirugía robótica cyberknife. Hospital: “Dr. Domingo Luciani”. M.Sc. Heyward Solarte, 2014.

[9] Time dependence or intrafraction patient motion assessed by repeat stereoscopic imaging. MISCHA S. HOOGEMAN., PH.D., JOOST J. NUYTTENS, M.D., PH.D., PETER C. LEVENDAG, M.D., PH.D., AND BEN J. M. HEIJMEN, PH.D. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 70, No. 2, pp. 609–618, 2008.

[10] Initial evaluation of intrafraction motion using frameless CyberKnife VSI system. Alejandro Floriano*, Icíar Santa-Olalla, Alberto Sanchez-Reyes. Reports of practical oncology and radiotherapy I 8 (2013) 173–178.

APÉNDICE I

Promedio del Desplazamiento - Grupo A

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	0.013	0.009	-0.009	-0.002	-0.001	-0.005
2	-0.005	0.012	-0.011	-0.002	0.009	-0.010
3	-0.004	0.001	0.000	-0.005	-0.009	0.007
4	-0.001	-0.019	-0.001	0.014	-0.006	0.006
5	0.004	-0.003	0.000	-0.006	-0.007	-0.004
6	0.014	-0.003	-0.003	-0.010	0.004	-0.008
7	0.004	0.010	0.010	0.020	0.010	-0.037
8	0.023	0.005	0.010	-0.009	-0.006	0.003
9	0.006	-0.009	-0.066	0.001	0.006	0.004
10	-0.026	-0.013	-0.009	0.006	0.002	0.001
11	0.010	0.017	-0.002	-0.014	-0.014	-0.021
12	-0.006	-0.005	0.003	0.002	0.027	0.006
13	-0.017	-0.001	0.036	0.004	-0.014	-0.005
14	0.002	-0.004	0.003	0.003	0.000	0.000
15	-0.009	-0.004	0.002	0.008	0.008	-0.001
16	-0.004	-0.007	0.009	-0.008	-0.005	-0.026
17	-0.006	-0.003	0.003	0.003	-0.010	-0.003
18	0.014	0.000	-0.001	-0.012	0.009	-0.006
19	-0.014	-0.047	0.003	0.028	-0.021	0.067
20	-0.009	-0.006	0.000	0.002	-0.002	-0.036
21	0.013	-0.015	0.009	0.015	0.046	-0.001
22	0.003	0.013	0.001	-0.003	0.017	-0.019
23	0.000	0.007	-0.005	0.002	-0.005	-0.009
24	-0.006	-0.002	0.004	-0.005	-0.002	0.028
25	-0.001	0.000	0.004	0.003	0.003	0.004
26	-0.002	0.005	0.001	-0.002	-0.001	0.004
27	-0.001	-0.002	-0.008	-0.013	-0.021	-0.006
28	-0.007	0.006	0.001	-0.002	0.006	0.013
29	0.002	0.001	-0.001	0.002	-0.002	-0.008
30	0.012	-0.004	-0.017	-0.007	0.007	-0.010
31	0.017	0.043	-0.010	-0.003	-0.003	-0.019

Desviación estándar del Desplazamiento – Grupo A

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	0.233	0.233	0.406	0.129	0.126	0.217
2	0.302	0.255	0.181	0.054	0.254	0.166
3	0.201	0.224	0.166	0.151	0.198	0.164
4	0.531	0.335	0.213	0.168	0.290	0.387
5	0.449	0.287	0.114	0.092	0.186	0.267
6	0.191	0.187	0.184	0.038	0.146	0.253
7	0.225	0.122	0.147	0.082	0.134	0.143
8	0.129	0.132	0.128	0.026	0.117	0.180
9	0.183	0.166	0.323	0.044	0.116	0.172
10	0.144	0.594	0.237	0.088	0.123	0.200
11	0.173	0.347	0.180	0.147	0.148	0.421
12	0.218	0.292	0.279	0.130	0.135	0.255
13	0.183	0.259	1.539	0.068	0.142	0.337
14	0.092	0.100	0.172	0.060	0.136	0.176
15	0.412	1.884	0.282	0.949	0.470	0.307
16	0.214	0.624	0.352	0.251	0.203	0.488
17	0.188	0.129	0.200	0.038	0.134	0.208
18	0.141	0.182	0.128	0.065	0.116	0.178
19	0.161	0.298	0.143	0.090	0.172	0.293
20	0.117	0.135	0.201	0.162	0.161	0.237
21	0.521	0.833	0.544	0.311	0.774	1.021
22	0.363	0.286	0.239	0.073	0.313	0.313
23	0.151	0.220	0.152	0.165	0.130	0.189
24	1.119	0.385	0.504	0.191	0.589	0.366
25	0.509	0.357	0.295	0.433	0.374	0.476
26	0.568	0.347	0.338	0.544	0.814	0.834
27	0.201	0.097	0.077	0.021	0.070	0.049
28	0.240	0.512	0.256	0.100	0.220	0.335
29	0.278	0.136	1.149	0.108	0.176	0.181
30	0.104	0.186	0.161	0.133	0.246	0.154
31	0.270	0.222	0.136	0.127	0.117	0.196

Promedio del Desplazamiento - Grupo B

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	-0.056	0.001	-0.034	-0.003	-0.029	-0.029
2	-0.014	0.006	-0.006	-0.007	0.010	-0.002
3	-0.001	0.008	0.053	0.002	0.003	-0.014
4	0.040	0.024	-0.012	-0.009	0.014	0.000
5	-0.008	0.005	0.003	0.000	-0.031	0.031
6	0.020	-0.013	0.008	0.009	0.005	-0.017
7	0.018	-0.011	-0.012	-0.006	0.001	0.022
8	0.014	-0.009	-0.002	-0.002	-0.011	-0.016
9	-0.024	0.014	-0.027	-0.014	-0.028	-0.020
10	0.021	-0.020	-0.022	-0.015	-0.006	-0.001
11	0.092	0.004	0.001	-0.002	0.013	-0.035
12	0.022	0.008	-0.003	0.002	-0.005	-0.007
13	0.039	-0.010	0.008	0.017	-0.004	-0.008
14	-0.003	0.004	-0.008	-0.015	0.003	-0.013
15	-0.014	-0.010	0.016	-0.002	0.003	0.028
16	-0.008	-0.006	-0.007	-0.011	0.003	-0.001
17	0.014	-0.013	0.014	-0.007	0.014	-0.010
18	-0.001	0.021	0.009	-0.002	0.002	0.017
19	0.007	-0.007	-0.006	0.012	-0.002	0.045
20	0.012	-0.013	0.007	0.016	0.017	0.005
21	-0.002	0.036	0.023	-0.006	0.003	-0.007
22	-0.035	0.055	-0.009	-0.046	-0.028	0.057
23	-0.039	0.027	0.018	-0.014	0.020	0.029
24	0.000	0.016	0.019	0.002	-0.001	0.036
25	0.153	-0.015	0.060	0.032	0.080	0.032
26	0.007	-0.001	0.000	-0.003	-0.001	0.008
27	0.008	0.000	-0.018	-0.003	-0.016	0.004
28	0.003	-0.006	0.000	0.005	-0.011	-0.003
29	0.004	0.011	0.019	-0.006	0.031	-0.034
30	-0.006	-0.013	-0.001	-0.009	-0.012	0.077
31	0.007	-0.008	-0.001	-0.005	0.002	0.006
32	0.045	0.039	0.002	-0.011	0.005	-0.034
33	-0.015	0.007	-0.005	-0.002	-0.022	-0.005
34	0.018	0.027	0.030	-0.023	0.015	-0.012
35	-0.017	0.007	0.007	-0.013	-0.014	-0.006
36	0.027	0.086	0.004	-0.019	0.030	-0.003
37	0.000	0.009	-0.014	0.002	0.002	0.025

38	-0.001	-0.008	0.001	0.003	-0.004	0.005
39	-0.003	0.001	0.005	-0.001	0.003	-0.012

Desviación estándar del Desplazamiento – Grupo B

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	0.628	0.292	0.606	0.188	0.313	0.540
2	0.511	0.271	0.399	0.081	0.313	0.181
3	0.159	0.185	0.305	0.080	0.115	0.235
4	0.195	0.646	0.691	0.112	0.131	0.187
5	0.890	0.205	0.221	0.040	0.178	0.181
6	0.218	0.111	0.189	0.075	0.166	0.131
7	0.213	0.982	0.647	0.177	0.164	0.367
8	0.240	0.287	0.210	0.159	0.186	0.362
9	0.485	0.595	0.212	0.207	0.160	0.338
10	0.404	0.337	0.209	0.119	0.252	0.187
11	0.393	0.110	0.092	0.049	0.131	0.128
12	0.072	0.737	0.627	0.026	0.078	0.117
13	0.090	0.127	0.217	0.054	0.152	0.157
14	0.231	0.105	0.138	0.075	0.141	0.167
15	0.441	0.196	0.580	0.042	0.086	0.233
16	0.224	0.100	0.098	0.049	0.069	0.097
17	0.183	0.148	0.151	0.039	0.095	0.265
18	0.190	0.234	0.182	0.078	0.143	0.146
19	0.294	0.110	0.111	0.042	0.118	0.171
20	0.110	0.200	0.145	0.092	0.242	0.198
21	0.193	0.301	0.254	0.126	0.260	0.336
22	0.500	0.294	0.245	0.212	0.332	0.414
23	0.283	0.159	0.205	0.071	0.097	0.166
24	0.137	0.255	0.231	0.142	0.204	0.292
25	0.706	1.091	1.208	0.184	1.193	0.869
26	0.538	0.294	0.375	0.081	0.159	0.234
27	0.279	0.159	0.132	0.065	0.137	0.195
28	0.111	0.141	0.127	0.106	0.171	0.212
29	0.187	0.240	0.211	0.164	0.253	0.274
30	0.228	0.350	0.181	0.337	0.364	0.513
31	0.581	0.299	0.276	0.255	0.612	1.138
32	0.504	0.475	0.275	0.279	0.769	0.972
33	0.264	0.328	0.288	0.216	0.390	0.224

34	0.065	0.136	0.182	0.064	0.048	0.085
35	0.227	0.414	0.271	0.231	0.293	0.408
36	0.218	3.466	3.599	0.730	1.252	1.828
37	0.201	0.263	0.262	0.156	0.247	0.282
38	0.278	0.666	1.076	0.105	0.149	0.268
39	0.445	0.359	0.968	0.208	0.205	0.378

Promedio del Desplazamiento - Grupo C

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	-0.016	0.022	-0.008	-0.001	0.019	0.012
2	-0.031	0.029	-0.022	-0.002	-0.037	-0.014
3	-0.022	0.015	0.009	0.016	-0.016	-0.004
4	0.003	-0.021	0.010	0.011	0.024	0.010
5	0.013	0.123	0.001	-0.003	0.017	0.009
6	0.010	0.006	0.006	-0.009	0.003	0.024
7	-0.060	0.054	0.001	-0.011	-0.026	0.029
8	0.014	0.014	0.027	-0.004	-0.003	-0.011
9	0.005	0.003	-0.007	-0.011	-0.005	0.019
10	0.000	-0.004	-0.002	0.006	-0.005	0.007
11	-0.016	0.056	0.007	-0.013	-0.009	-0.019
12	0.006	-0.049	0.000	-0.012	-0.041	0.027
13	-0.021	0.024	-0.014	-0.002	-0.014	0.027
14	0.024	0.024	0.012	0.012	-0.011	-0.012
15	0.021	0.002	0.017	0.009	0.017	-0.037
16	-0.012	0.051	0.213	-0.018	0.024	-0.044
17	0.019	-0.023	-0.003	0.007	0.021	-0.030
18	0.011	0.034	-0.001	-0.035	0.006	-0.025
19	-0.005	0.035	-0.006	-0.008	0.029	0.000
20	-0.008	0.014	-0.004	-0.005	0.007	-0.042
21	0.011	0.019	-0.002	-0.006	0.004	-0.012
22	0.036	0.006	-0.001	0.005	-0.009	0.017
23	-0.005	0.004	0.018	0.000	-0.007	0.019
24	0.048	0.002	0.000	-0.020	-0.038	0.050
25	-0.044	0.015	-0.005	-0.049	-0.048	0.048
26	-0.036	0.015	-0.014	-0.066	-0.035	-0.056
27	0.015	-0.040	-0.002	0.043	0.021	-0.038
28	0.062	-0.021	-0.034	0.019	-0.039	0.116
29	0.042	-0.013	-0.013	0.013	0.015	-0.009
30	0.033	-0.011	0.013	-0.001	0.002	0.018

31	0.008	0.018	0.001	0.004	-0.002	-0.002
32	0.010	0.002	-0.008	0.003	-0.007	-0.010
33	-0.017	-0.026	-0.015	-0.002	-0.025	-0.005
34	0.001	-0.015	0.003	0.009	0.002	0.013
35	0.011	0.001	-0.037	0.019	-0.027	0.067
36	0.016	-0.056	0.004	0.044	0.025	-0.006
37	0.018	0.000	0.009	0.022	0.014	-0.010
38	0.003	-0.011	-0.005	0.012	0.010	0.004
39	0.001	0.001	0.004	0.005	0.008	0.002
40	-0.001	-0.002	-0.005	0.010	0.002	-0.006
41	-0.011	0.004	0.014	-0.006	0.002	-0.014
42	-0.008	-0.011	-0.001	0.001	-0.002	-0.012
43	0.001	-0.018	-0.292	0.006	-0.002	-0.018

Desviación estándar del Desplazamiento – Grupo C

Fraccion	Traslacional			Rotacional		
	INF/SUP	LFT/RGT	ANT/POS	RROLL/LROLL	H-UP/H-DN	CCW/CW
1	0.401	0.426	0.199	0.256	0.228	0.238
2	0.527	0.437	0.165	0.163	0.386	0.230
3	0.370	0.260	0.155	0.231	0.185	0.236
4	0.433	0.364	0.284	0.219	0.315	0.337
5	0.527	0.580	0.251	0.165	0.662	0.316
6	0.184	0.280	0.197	0.071	0.182	0.155
7	0.764	1.054	0.253	0.741	0.421	0.488
8	0.090	0.568	0.132	0.076	0.134	0.195
9	0.136	0.129	0.188	0.057	0.170	0.129
10	0.275	0.309	0.256	0.184	0.290	0.291
11	0.315	0.302	0.373	0.044	0.241	0.344
12	0.177	0.354	0.197	0.149	0.283	0.426
13	0.396	0.528	0.528	0.247	0.367	0.449
14	0.174	0.444	0.417	0.192	0.331	0.472
15	0.188	0.437	0.306	0.119	0.251	0.185
16	0.188	0.334	0.798	0.203	0.156	0.307
17	0.326	0.270	0.136	0.127	0.165	0.145
18	0.830	0.442	0.337	0.465	0.448	0.670
19	0.194	0.418	0.323	0.184	0.325	0.275
20	0.200	0.285	0.136	0.061	0.169	0.177
21	0.155	0.191	0.720	0.072	0.157	0.193
22	0.342	0.187	0.200	0.133	0.160	0.278

23	0.115	0.151	0.113	0.073	0.127	0.109
24	1.067	0.934	0.508	0.651	0.890	0.814
25	1.170	0.574	0.429	0.405	0.936	1.144
26	0.319	0.203	0.234	0.266	0.330	0.356
27	0.273	0.322	0.370	0.249	0.370	0.651
28	1.030	0.306	0.575	0.386	0.112	0.497
29	0.266	0.295	0.168	0.103	0.221	0.284
30	0.293	0.590	0.572	0.392	0.554	0.839
31	0.288	0.199	0.185	0.083	0.302	0.186
32	0.192	0.316	0.136	0.204	0.115	0.318
33	0.281	0.275	0.250	0.094	0.207	0.284
34	0.179	0.177	0.166	0.057	0.155	0.172
35	0.128	0.158	0.256	0.245	0.162	0.554
36	0.709	0.536	0.395	0.502	0.716	0.354
37	0.422	0.316	0.188	0.212	0.259	0.304
38	0.270	0.255	0.172	0.205	0.210	0.260
39	0.233	0.414	0.469	0.267	0.518	0.767
40	0.214	0.581	0.172	0.217	0.226	0.197
41	0.393	0.493	1.078	0.318	0.331	0.224
42	0.224	0.268	0.115	0.319	0.200	0.239
43	0.193	0.373	1.315	0.168	0.229	0.243