



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
MAESTRÍA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

DOSIS DE ENTRADA EN SUPERFICIE EN FLUOROSCOPIA
INTERVENCIONISTA CEREBRAL

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
MAYRA ISELA BARRERA RICO

TUTOR PRINCIPAL
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR
DR. LUIS ALBERTO MEDINA VELÁZQUEZ
INSTITUTO DE FÍSICA
M. EN C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS
INSTITUTO DE FÍSICA
DR. MARCO ANTONIO ZENTENO CASTELLANOS
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

1	INTRODUCCIÓN	3
2	ANTECEDENTES	6
2.1	FLUOROSCOPIA	8
2.2	ENFOQUE MÉDICO.....	12
2.2.1	PROCEDIMIENTO DIAGNÓSTICO	12
2.2.2	LESIONES CEREBRO-VASCULARES.....	13
2.2.3	PROCEDIMIENTO TERAPÉUTICO.....	17
2.3	FÍSICA DE RADIACIONES.....	20
2.3.1	INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA.....	21
2.3.1.1	RADIACIÓN DE FRENADO.....	21
2.3.1.2	RAYOS X CARACTERÍSTICOS.....	22
2.3.1.3	TUBO RE RAYOS X.....	24
2.3.2	INTERACCIÓN DE RAYOS X CON LA MATERIA	25
2.3.2.1	DISPERSIÓN DE RAYLEIGH.....	26
2.3.2.2	EFFECTO FOTOELÉCTRICO	26
2.3.2.3	EFFECTO COMPTON.....	27
2.3.3	ATENUACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES	28
2.3.3.1	COEFICIENTE DE ATENUACIÓN.....	30
2.3.3.2	COEFICIENTE MÁSCICO DE TRANSFERENCIA DE ENERGÍA.....	31
2.3.3.3	COEFICIENTE MÁSCICO DE ABSORCIÓN DE ENERGÍA.....	32
2.4	DOSIMETRÍA	32
2.4.1	EXPOSICIÓN (X).....	32
2.4.2	KERMA.....	33
2.4.3	DOSIS ABSORBIDA.....	34
2.4.4	DOSIS DE ENTRADA EN SUPERFICIE	35
2.4.5	RELACIÓN ENTRE LAS MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS.....	35
3	MATERIALES Y MÉTODOS	38
3.1	EQUIPOS DE ANGIOGRAFÍA	38
3.2	MATERIAL.....	40
3.2.1	DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES	40
3.2.2	PELÍCULAS DE TINTE RADIOCRÓMICO (PTR).....	42
3.3	MÉTODO.....	44
3.3.1	DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES	44
3.3.1.1	SELECCIÓN	44
3.3.1.2	TRATAMIENTO PRE-IRRADIACIÓN DE LOS TLD.....	45
3.3.1.3	CALIBRACIÓN DE LOS TLD.....	46
3.3.1.4	LECTURAS DE LOS TLD.....	49
3.3.2	PELÍCULAS DE TINTE RADIOCRÓMICO.....	50
3.3.2.1	CALIBRACIÓN	50
3.3.3	PREPARACIÓN LOS TLD Y LA PTR	51

4	RESULTADOS	54
4.1	EQUIPO DE DOS ARCOS AXIOM ARTIS.....	55
4.1.1	DOSIS OBTENIDA CON TLD-100	57
4.1.2	DOSIS OBTENIDA CON TLD-100 Y CON PTR (XR-RV3)	59
4.2	ZEEGO EQUIPO DE UN ARCO.....	62
4.2.1	DOSIS OBTENIDA CON TLD	64
4.2.2	DOSIS OBTENIDA CON TLD Y PTR	66
4.3	COMPARACIÓN DE LA DOSIS DE ENTRADA EN SUPERFICIE PROPORCIONADA POR EL EQUIPO Y LA MEDIDA CON TLD Y PTR	69
4.4	DOSIS UMBRAL EN FLUOROSCOPIA	71
4.5	EFFECTOS SECUNDARIOS EN LOS PACIENTES	73
4.6	COMPARACIÓN CON MEDIDAS REPORTADAS.....	74
5	DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN	76
6	GLOSARIO MÉDICO	78
7	BIBLIOGRAFÍA	80

1 INTRODUCCIÓN

Las lesiones cerebro-vasculares son anomalías de las arterias cerebrales, como mala conexión entre las arterias o conexiones erradas entre las mismas, producto de un daño que compromete los vasos sanguíneos, por lo regular estas lesiones se encuentran en personas de avanzada edad. Anteriormente se realizaban cirugías para resolver cualquier daño que se presentara en el cerebro, sin embargo en la actualidad se han desarrollado nuevas técnicas de radiología que han permitido una menor invasión evitando así la cirugía que es la técnica más común.

La radiología es el estudio de la aplicación diagnóstica o terapéutica de distintos tipos de radiaciones. En medicina, es la técnica utilizada para generar imágenes por medio de diferentes tipos de radiaciones entre los cuales se encuentran los rayos X, los rayos gamma, los campos magnéticos y las ecografías. El objetivo de la radiología es apoyar al médico en su diagnóstico, pues ayuda a definir si existe una lesión en los pacientes (procedimiento tipo diagnóstico) y de ser así tratarlos para mejorar su calidad de vida (procedimiento tipo tratamiento).

La radiología intervencionista es una técnica mínimamente invasiva que utiliza haces de radiación de baja tasa de dosis (límites máximos para fluoroscopia continua 0.088 Gy/min y para fluoroscopia de alta tasa de dosis 0.175 Gy/min (SIEMENS 2013)), para procedimientos en los que se generan imágenes que sirven como guía y para tratamientos de enfermedades cerebrovasculares. El objetivo de esta técnica es evitar realizar largas y peligrosas incisiones de tipo quirúrgico, que pueden provocar daños irremediables como lesionar zonas sanas del cerebro durante la cirugía. En la actualidad, los avances tecnológicos han logrado que se puedan detectar y tratar las lesiones cerebrales evitando cirugías por medio de equipos angiográficos (sec. 3.1), permitiendo así determinar la patología del paciente y posteriormente realizar el tratamiento endovascular (sec. 2.2).

A pesar de que la radiología intervencionista tiene el beneficio de ser mínimamente invasiva tiene la desventaja de utilizar radiación ionizante que puede provocar efectos secundarios dañinos en el paciente. La capacidad de daño en el tejido depende de la

intensidad de la radiación y del tiempo de exposición durante los procedimientos. Las alteraciones que puede provocar son enrojecimientos en la piel, pérdida temporal de cabello, pérdida definitiva de cabello, descamación e inclusive necrosis que es la degeneración de un tejido por la muerte de sus células.

El **objetivo** de este trabajo es evaluar la dosis de entrada en superficie que se les está impartiendo a los pacientes del Departamento de Terapia Endovascular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” (INNN), durante 19 procedimientos endovasculares de radiología intervencionista y analizar los efectos no estocásticos provocados por la radiación ionizante en los pacientes participantes de estos procedimientos.

Además se compararon los valores de las dosis de entrada en superficie obtenidas con los dos tipos de dosímetros que fueron utilizados durante los procedimientos y con valores reportados en la literatura.

Para el desarrollo de este trabajo se realizaron medidas directas en los pacientes. Los dosímetros fueron colocados en un soporte para la cabeza del paciente que se encuentra en la camilla del equipo, lo que evitó incomodar al paciente y no afectar el trabajo del médico intervencionista.

La estructura de este trabajo se desarrolla de la siguiente forma:

En el **capítulo 2** se hace una descripción de los antecedentes de la radiología intervencionista. Las lesiones que los pacientes presentan para intervenirlos con esta técnica y el tipo de tratamientos a los que son sometidos. Una breve explicación de la física de radiaciones y las magnitudes dosimétricas que permiten conocer la dosis que se está impartiendo al paciente.

En el **capítulo 3** se describen los equipos angiográficos con los que se realizan los procedimientos; los materiales empleados para la medición durante los estudios, los dosímetros utilizados (dosímetros termoluminiscente (TLD) y las películas de tinte radiocrómico (PTR)) además de su preparación y calibración.

En el **capítulo 4** se presentan los resultados de las dosis de entrada en superficie obtenidas durante los procedimientos evaluados para ambos equipos, la comparación de los resultados obtenidos entre los dos tipos de dosímetros, los efectos deterministas o biológicos que los pacientes padecieron, cuánto tiempo después de los procedimientos presentaron dichos efectos y por último la comparación con valores reportados obtenidos para estudios similares.

Finalmente, en el **capítulo 5** se muestran las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo de este trabajo.

2 ANTECEDENTES

La radiología intervencionista es una técnica mínimamente invasiva, utilizada por médicos especializados en el área endovascular¹, la cual consiste en obtener imágenes con la ayuda de la radiación ionizante y la invasión de forma diminuta del cuerpo del paciente por medio del sistema vascular. El objetivo de la técnica es realizar procedimientos que utilizan imágenes como guía durante los mismos e imágenes de alta resolución con el fin de diagnosticar o tratar lesiones vasculares. Por lo regular se utilizan catéteres² para llegar a la zona de interés evitando así largas incisiones en el cuerpo. Estos procedimientos se realizan con un sistema radiográfico adecuado (fluoroscopia) y monitores para analizar las imágenes radiográficas obtenidas en los procedimientos. Éstos pueden ser de tipo diagnóstico, es decir, dar a conocer alguna lesión en el paciente; o tratamientos, que implican que al paciente se le está realizando alguna actividad con el objetivo de mejorar su condición física.

La primera radiografía con objetivo médico se realizó en 1896, posteriormente se buscó modificarla para generar beneficios significativos y a partir de este logro se creó una pantalla de tungsteno de calcio por los investigadores de los Laboratorios Edison permitiendo así la evaluación del paciente en tiempo real denominando a esta técnica fluoroscopia (Glasser 1992). El desarrollo de pantallas intensificadoras, que pueden ser de lámina de plomo donde el aumento de señal es por medio de emisión de electrones a partir de la absorción de rayos X o por pantallas intensificadoras de sal las cuales tienen un factor de intensificación alto generando así la reducción de la exposición del paciente a la radiación, con alto contraste pero con la obtención de imágenes de mala resolución (granuladas) (Halmschaw 1995). Posteriormente, se desarrollaron pantallas de sulfato de plomo baritado y en la década de los 70 se crearon las pantallas de tierras raras, que son pantallas intensificadoras de rayos X hechas de elementos raros como itrio y gadolinio que permiten menor depósito de dosis en los pacientes y densidades de películas adecuadas para obtener una imagen apropiada para realizar un diagnóstico correcto (Fitzgerald 2004). Finalmente se desarrollaron detectores digitales (plano paralelos o flat panel) que dan hasta ahora una mejor resolución de las imágenes, además su principio

¹ Endo: Del gr. *ένδο-*, significa “dentro” o “en el interior” y vascular: del lat. *Vasculariŭs*, que significa “relativo a los vasos”. (RAE 2012)

² Sonda que se introduce por cualquier conducto del organismo, natural o artificial, para explorarlo o dilatarlo o para servir de guía y vehículo a otros instrumentos. (RAE 2012)

de funcionamiento ya dejó de ser la pantalla intensificadora. Los procedimientos con equipos de fluoroscopia se comenzaron a realizar desde 1964, con el desarrollo de la angioplastia³ mejorándolos posteriormente para casos específicos como las angiografías⁴ coronarias, la apertura vascular en arteria pulmonar y aorta, la colocación de una cánula llamada stent⁵ por medio de catéteres, las embolizaciones y los tratamientos tumorales.

La Administración de Alimentos y Fármacos de E.U.A. por su siglas en inglés FDA U.S. (Food and Drug Administration) en su reporte de noviembre de 1995, informa sobre casos en los que se han observado lesiones severas radio-inducidas en la piel como descamación o necrosis, resultado de la irradiación prolongada con rayos X de los pacientes durante los procedimientos realizados por medio de fluoroscopia desde 1992. En este reporte explican que al ser la fluoroscopia uno de los métodos de guía más utilizado, se debe usar a discreción, pero como estos procedimientos necesitan largos periodos de exposición, comparados con otros métodos que utilizan radiación ionizante, es complicada la reducción del tiempo de uso. Muestran que desde 1989 se ha incrementado el uso de este método en más de un 30% y los procedimientos más comunes son la colocación de catéter para quimioterapia, la derivación portosistémica intrahepática transyugular, las angioplastias coronarias, las angioplastias renales, los procedimientos hepáticos y las embolizaciones (ver Glosario). Finalmente formulan algunas recomendaciones que se deben llevar a cabo por los médicos, los físicos y los técnicos para mejorar la condición de los pacientes posterior a dicho tratamiento (Shope 1997).

Esta tesis se desarrolló con el objetivo de conocer hasta qué grado pueden llegar a ocurrir lesiones radioinducidas en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suarez” (INNN). El trabajo consistió en determinar la dosis de entrada en la superficie de pacientes que experimentan algún procedimiento de radiología intervencionista. Se definirán posteriormente las lesiones que pueden ser diagnosticadas y tratadas en los pacientes y las magnitudes dosimétricas que nos permitirán saber si los

³ La angioplastia es la técnica de quitar las obstrucciones de forma quirúrgica de un vaso sanguíneo mediante un catéter (RAE 2012).

⁴ La angiografía es la imagen de los vasos sanguíneos obtenida por cualquier procedimiento (RAE 2012).

⁵ Material para sostén y reforzamiento de tejidos y para dar soporte a aberturas y cavidades, inventado por el Dr. Charles Stent, dentista londinense (1807-1885).

pacientes están siendo sobre-expuestos en dichos procedimientos así como la física que interviene en el desarrollo de esta tesis. En las siguientes secciones se explicará cómo funciona la fluoroscopia (sec. 2.1), cuál es el enfoque médico de esta técnica (sec. 2.2), la física de radiaciones detrás del sistema angiográfico (sec. 2.3) y la dosimetría (sec. 2.4) necesaria para desarrollar este trabajo.

2.1 FLUOROSCOPIA

La fluoroscopia es un procedimiento de obtención de imágenes de ciertas zonas del cuerpo en tiempo real, que se adquieren al incidir un haz de rayos X a través de la región de interés, como se muestra en la *Figura 2.1a*, permitiendo la transmisión de la imagen a un receptor que muestra las imágenes del paciente con alta resolución. El objetivo de las imágenes de tiempo real es posicionar y guiar catéteres insertados en el sistema vascular de los pacientes, con imágenes de fluoroscopia a 30 cuadros por segundo y baja resolución, y posteriormente tomar imágenes de mayor resolución en la zona de interés con medio de contraste. Esto se realiza en el modo de radiografía pulsada⁶ para disminuir la dosis al paciente, con la finalidad de diagnosticar lesiones o definir el tratamiento a quienes se les conoce una lesión (Bushberg 2002).

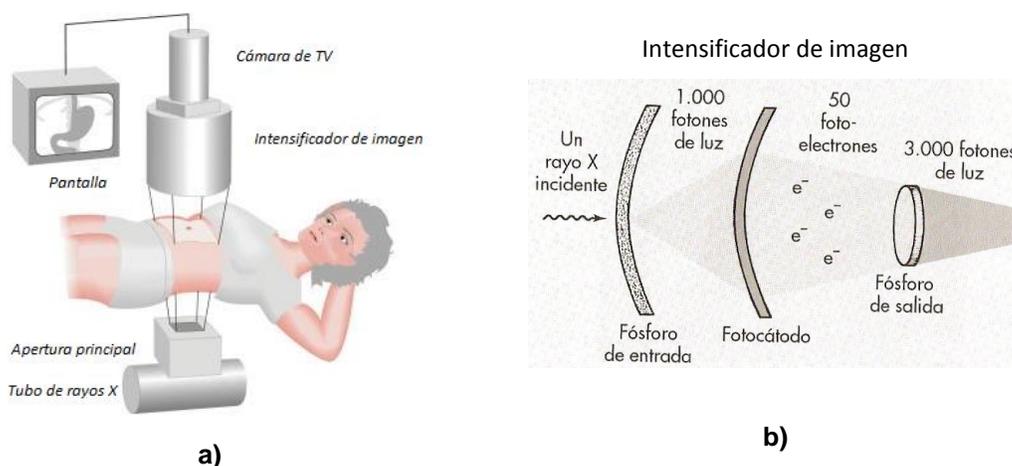


Figura 2.1 a) Esquema del equipo de fluoroscopia y sus componentes, **b)** estructura del intensificador de imagen.

⁶ Consiste en una serie de disparos cortos o pulsos producidos por el generador de rayos X, lo que en comparación con la fluoroscopia continua reduce la tasa de dosis de un 10-46%, provocando menos exposición y buena calidad de imagen (Vetter, y otros 1998).

La imagen de salida es una proyección radiográfica en 2D, sin embargo, en un procedimiento de fluoroscopia de 10 minutos se obtienen 18,000 imágenes individuales. El sistema debe producir imágenes útiles con la menor cantidad posible de rayos X, siendo necesario un detector muy sensible (Schueler 2000). Las pantallas de fluorescencia fueron las primeras en ser utilizadas en los equipos de radiografía de tiempo real, consisten en una base de plástico con una capa de material fluorescente (sulfuro de cadmio y zinc) unido con una placa de vidrio plomado; la imagen se visualizaba a través de la placa de vidrio que protegía de la radiación a la vez que permitía observar a través de él. El sulfuro de cadmio y zinc emite luz con longitud de onda de 550 nm y fue seleccionado porque los ojos son más sensibles en la parte verde del espectro y se necesitaba de una habitación oscura para poder visualizar la imagen (Khandpur 2003). En seguida, se desarrolló el intensificador de imagen (Figura 2.1b) que permite ver las imágenes en condiciones normales de luz, además se logró grabar las mismas con cámaras convencionales (Van Lysel 2000).

El intensificador de imagen convierte los rayos X transmitidos en una imagen de luz visible brillantada. El fósforo de entrada convierte los fotones de rayos X en fotones de luz, que son convertidos a fotoelectrones con el fotocátodo. Los electrones son acelerados y enfocados por una serie de electrodos hacia el fósforo de salida que convierte los electrones acelerados en fotones de luz que pueden ser capturados por varios sistemas de imagen. Los intensificadores de imagen más modernos usan yoduro de cesio como fósforo de entrada porque tiene una eficiencia de absorción alta y por lo tanto decrece la dosis al paciente (Wang y Blackburn 2000).

Actualmente se sigue utilizando el yoduro de cesio en el fotocátodo del tubo intensificador para permitir mayor brillo en la imagen de salida; también se utiliza la fluoroscopia digital con detectores de panel plano (Zoetelief, Julius y Christensen 2000), que no son parte del sistema de pantallas intensificadoras, pues consisten en un arreglo de transistores de película delgada que son rectangulares y se utilizan como detectores de rayos X. Se utiliza un centellador que convierte los rayos X en luz y para cada elemento del detector se coloca un fotodiodo que convierte la energía de la luz en un pulso eléctrico; además se graba la secuencia de imágenes directamente en tiempo real. Este sistema sustituye a la pantalla intensificadora y al sistema de video grabado de imágenes, ocupando mucho menos espacio de manera digital, y al no necesitar de un ambiente al vacío, la ventana

puede ser de aproximadamente 1 mm de fibra de carbono provocando una buena eficiencia de detección cuántica, tal como se muestra en la Figura 2.2.

La eficiencia de detección cuántica (EDC) para un sistema de imagen se refiere a la capacidad de mantener alta la relación señal-ruido (RSR) durante un proceso de detección. La RSR es el cociente entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma, como se desea que los valores de la señal sean altos y que el ruido sea lo más bajo posible, los valores de la razón deben ser elevados. En un detector ideal no hay registro de ruido en el proceso de detección y conversión de señal por lo que la EDC es del 100% (Bushberg 2002).

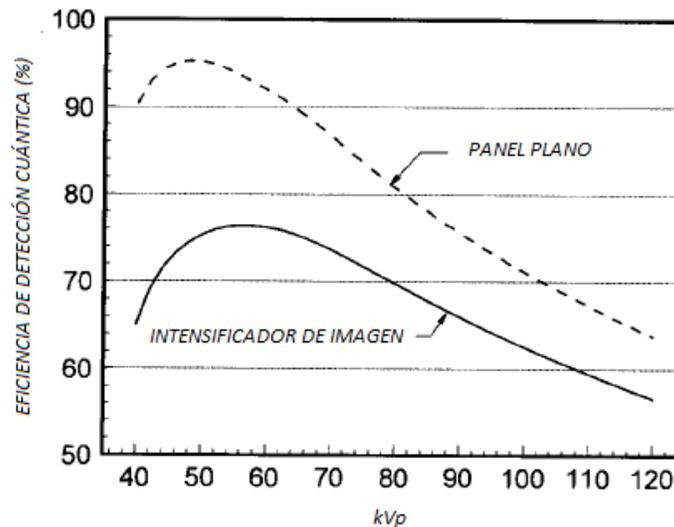


Figura 2.2 Eficiencia de detección cuántica (EDC) de una pantalla intensificadora como función de kVp. El haz de rayos X fue endurecido por 20 cm de grosor de paciente (Bushberg 2002).

Los equipos angiográficos pueden ser de uno o dos arcos, con el tubo de rayos X por encima o por debajo de la mesa; además, pueden estar fijos en el techo o en el piso, inclusive pueden ser móviles. Cada equipo tiene la ventaja de ser útil para diferentes áreas de la radiología diagnóstica y son diseñados para procedimientos específicos como angiografía cardíaca (cardio-angiografías), procedimientos vasculares (angiografía) y cerebrales (neuro-angiografías), inclusive hay equipos universales, es decir que se

pueden realizar cualquiera de los procedimientos antes mencionados con el mismo equipo e inclusive radiografías convencionales (SIEMENS 2013).

Los equipos que se utilizaron en este trabajo, son el equipo angiográfico de dos arcos (AXIOM-ARTIS, SIEMENS) y el equipo con un brazo mecánico y un arco (SIEMENS ARTIS, ZEEGO) que se muestran en la Figura 2.3.

El equipo angiográfico de dos arcos permite tomar imágenes en movimiento en las proyecciones lateral y anteroposterior simultáneamente; tiene sincronización entre el movimiento del tubo, la mesa y el intensificador permitiendo examinar al paciente desde diferentes angulaciones y por lo tanto obtener proyecciones sin mover al paciente. Este equipo tiene uno de los tubos por debajo de la mesa mientras que el detector o intensificador se encuentra por encima y el otro tubo está a un lado del médico, con el detector de frente.

En el caso del equipo con un brazo mecánico (ZEEGO), el médico decide por donde entra el haz, permitiendo más angulaciones que en el caso del equipo de dos arcos. Este equipo tiene modalidades de disparo como lo son la fluoroscopia continua, la fluoroscopia pulsada, la radiografía digital e imágenes de sustracción digital así como estudios semejantes a la tomografía computarizada (Dyna CT⁷).



Figura 2.3 a) Unidad de fluoroscopia de doble arco Axiom Artis (arco anteroposterior y arco lateral) **y b)** equipo de fluoroscopia de brazo mecánico con un arco Artis Zeego (SIEMENS 2013).

⁷ Es una angiografía rotacional con ángulo automático que se utiliza con el sistema de imágenes con contraste en 3D y con imágenes de CT de bajo contraste.

2.2 ENFOQUE MÉDICO

Existen varias técnicas que permiten tratar lesiones en el cerebro (aneurismas, malformaciones arteriovenosas, fístulas arteriovenosas y tumores) desafortunadamente detectarlos es muy difícil sobre todo cuando el paciente no presenta síntomas concluyentes; además, si se diagnostica un problema, el tratamiento que comúnmente se lleva a cabo es una cirugía y por ser un tratamiento totalmente invasivo se arriesga al paciente a sufrir lesiones cerebrales irremediables. En la actualidad, los avances tecnológicos han logrado la detección y tratamiento de las lesiones cerebrales de forma poco invasiva por medio de equipos angiográficos permitiendo así determinar la patología del paciente (procedimiento diagnóstico) y posteriormente realizar el tratamiento endovascular (procedimiento terapéutico) necesario en las lesiones que se hayan detectado. En las siguientes subsecciones se explican los procedimientos antes mencionados así como las lesiones que se pueden presentar en el cerebro y cómo se tratan por medio de equipos angiográficos.

2.2.1 PROCEDIMIENTO DIAGNÓSTICO

Los procedimientos de tipo diagnóstico son estudios angiográficos realizados con el fin de determinar algún problema en el cuerpo de un paciente. Las *angiografías* permiten analizar por medio de las imágenes radiográficas en 2D y en tiempo real si existe algún daño en uno o varios vasos sanguíneos del cerebro y por lo tanto, si hay lesión, especificar un diagnóstico médico. El objetivo de este procedimiento en este trabajo es saber si el paciente tiene algún tipo de lesión cerebral como las que se explican en la siguiente subsección.

Este procedimiento se realiza siguiendo un protocolo médico que consiste en preparar a los pacientes siendo importante evitar el movimiento. A los pacientes se les aplica anestesia local o general según las necesidades del médico. En los procedimientos diagnósticos se utiliza anestesia local para que el paciente esté consiente y haga funciones como la respiración profunda, evitando el empalme de la imagen de los órganos para identificar las lesiones.

Por lo regular, el médico realiza una pequeña incisión en la zona de la ingle y con la ayuda de una aguja, crea un agujero en la arteria femoral por la cual se pasa un catéter⁸. El médico inyecta medio de contraste por el catéter y comienza a tomar las imágenes que servirán de guía (imágenes de fluoro⁹) para llevar la sonda hasta la zona de interés. Cuando ya está colocado el catéter, el médico toma imágenes (imágenes de cine o adquisición¹⁰) para definir si existe una lesión.

Las lesiones que comúnmente se presentan en el cerebro se definen en la siguiente subsección.

2.2.2 LESIONES CEREBRO-VASCULARES

Las lesiones cerebrales que se presentan en los pacientes de medicina endovascular tienen su definición en el mundo médico. Éstas se identifican a partir de su forma, de la posición en la que se encuentran las venas, las arterias y el tejido que están dañando o bloqueando.

En la Figura 2.4 se puede observar cómo está formado el sistema de venas en el cerebro, que se compone de tres tejidos conectivos importantes que protegen el sistema nervioso central. La duramadre es el tejido exterior donde se encuentran los senos venosos, la aracnoides es el tejido medio que distribuye el líquido cefalorraquídeo y la piamadre es el tejido interior que cubre directamente todo el cerebro (ver el GLOSARIO MÉDICO) (Díaz, Rodríguez y Pascual 2011).

⁸ Sonda que se introduce por cualquier conducto del organismo, natural o artificial, para explorarlo o dilatarlo o para servir de guía y vehículo a otros instrumentos (RAE 2012).

⁹ Con un tasa de 10, 15 y 30 pulsos/segundo o 0.5-7.5 cuadros / segundo, donde los pulsos pueden estar entre 6nGy/pulso y 8 µGy/pulso, en el protocolo utilizado la tasa de dosis se fija de forma automática y no especifica cuál es la dosis por pulso (SIEMENS 2013).

¹⁰ Con una tasa de 10, 15 y 30 cuadros /segundo, donde no se especifica la dosis por cuadro (SIEMENS 2013).

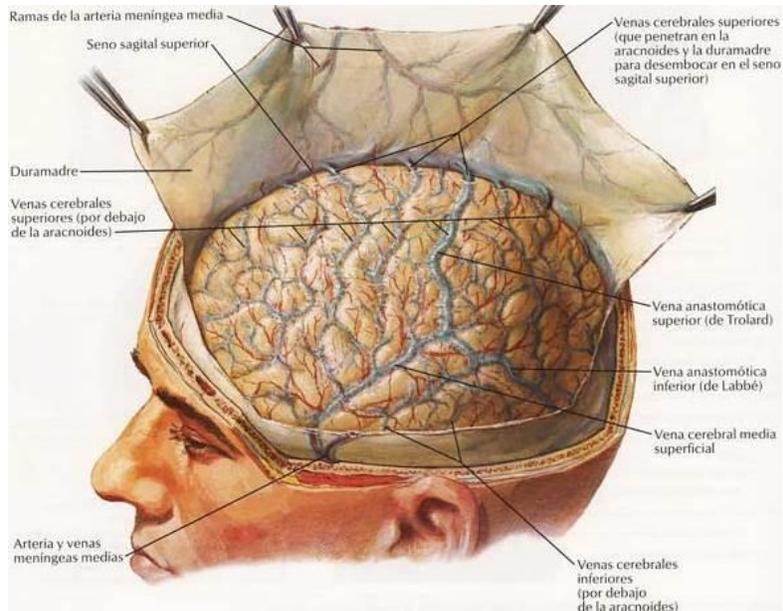


Figura 2.4 Sistema circulatorio venoso del cerebro.

En la Figura 2.5 se muestra cómo está formado el sistema circulatorio arterial en el cerebro. El sistema tiene como estructura principal el polígono o círculo de Willis y este irriga el encéfalo y parte de la médula espinal. El polígono de Willis está formado por las arterias vertebrales que forman la arteria basilar que a su vez se convierte en la arteria cerebral posterior que se comunica con la carótida a través del comunicante posterior. Estas arterias son importantes en este trabajo ya que, los procedimientos que se llevaron a cabo tienen la presencia de anomalías en estos puntos (Díaz, Rodríguez y Pascual 2011).

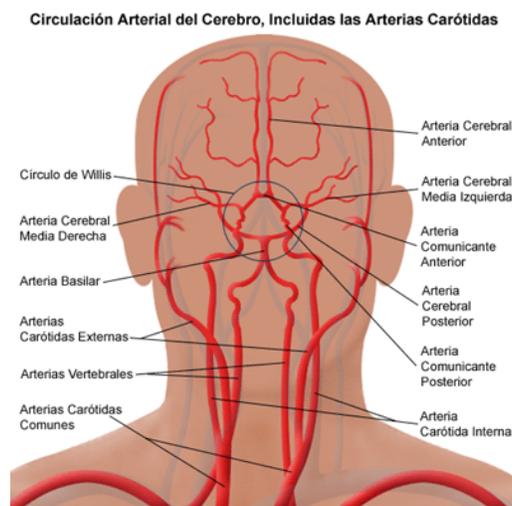


Figura 2.5 Sistema circulatorio arterial del cerebro.

Las lesiones que más se presentan son:

Aneurismas, que consisten en un ensanchamiento anormal en las paredes de las arterias. En el caso de presentarse en arterias cerebrales, se ocasiona un efecto compresivo sobre diferentes partes del cerebro o nervios generando problemas neurológicos importantes y si se rompen, inclusive la muerte. La ruptura de los aneurismas intracraneales provoca una alta mortalidad, 12% de los pacientes que la sufren mueren sin recibir atención médica; el 24% en las primeras 24 horas y un adicional del 40% al 60% en los primeros 30 días (Mocco, y otros 2006). No se sabe cómo se desarrollan, pero se sabe que se adquieren con la edad y a veces se asocian con enfermedades congénitas. Es fundamental determinar la posición y la forma del aneurisma para llevar a cabo un tratamiento eficaz; la posición se define como intradural o extradural, mientras que las formas pueden ser sacular, no sacular, disecante, falso aneurisma, fusiforme, arteriosclerótico, infeccioso, traumático, oncótico, de flujo e inflamatorio (ver el GLOSARIO MÉDICO). Algunos ejemplos de estos aneurismas se presentan en la Figura 2.6. Según del Cura et al. se muestran en 1 de 10,000 casos, que representan del 5 al 10% de los ataques cerebrovasculares, en edades entre los 40 y 70 años, siendo más frecuentes en mujeres (56%). (J. L. del Cura 2010).

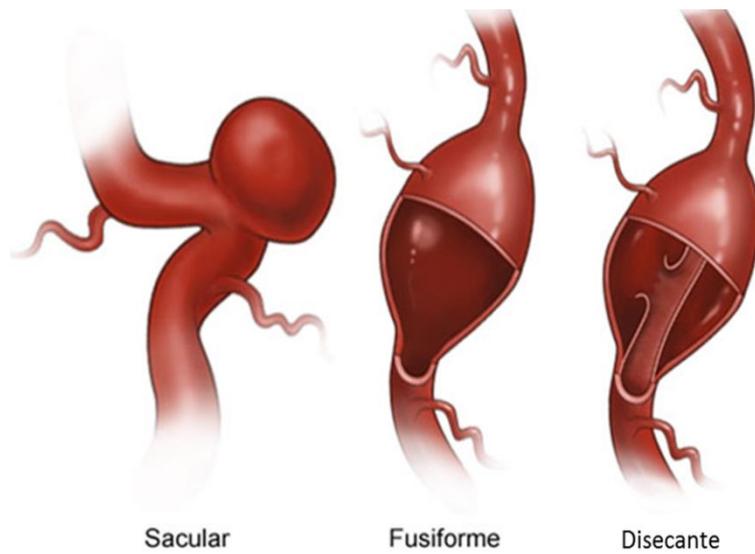
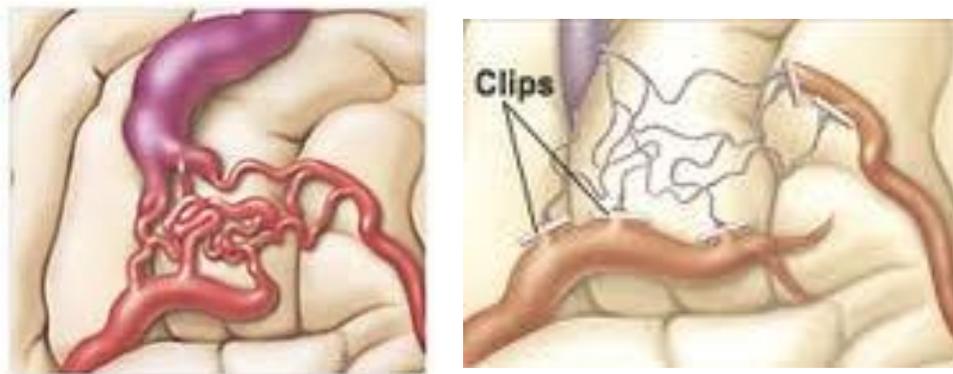


Figura 2.6 Algunos tipos de aneurismas.

Las malformaciones arteriovenosas (MAV), Figura 2.7, son malformaciones vasculares de origen congénito, es decir, anomalías que aparecen por el fallo en el desarrollo vascular cerebral y se constituyen por un grupo de vasos anormales, tanto en estructura, ya que presentan alteraciones en las paredes de los vasos, como en función, pues provocan un cortocircuito entre la circulación arterial y venosa (*fístula*) porque no tiene estructuras capilares normales. Estas malformaciones son de diferentes tipos, van desde una conexión anormal entre una arteriola y una vena, hasta aneurismas racemosos gigantes que ocupan la mayor parte de un hemisferio (ver el GLOSARIO MÉDICO). Su clasificación depende del tamaño de la malformación, de la dificultad de la localización y del patrón de salida de la corriente sanguínea. Principalmente se dividen en malformaciones arteriovenosas y fístulas arteriovenosas, donde las primeras se forman por una red de canales vasculares interpuestos entre arterias nutrientes y venas de salida y se encuentran en cualquier zona del cerebro, con frecuencia en la distribución de arteria cerebral media. Las fístulas arteriovenosas se forman por la comunicación directa entre una arteria agrandada y una vena, sin capilares ni nidos¹¹, son mucho más raras y por lo regular se localizan en la superficie cerebral. Se manifiesta por medio de una hemorragia intracraneal, sin embargo esto se ha reducido con el paso de los años ya que las nuevas técnicas de diagnóstico han permitido identificar MAV no rotas. (Jorge Nogale Gaete 2005).



a)

b)

Figura 2.7 a) Malformación arteriovenosa que muestra un grupo de vasos enredados, al intentar pasar la sangre por estos vasos se genera presión por no poder circular.

b) Malformación arteriovenosa tratada con clips, con el objetivo de evitar el paso de sangre por los vasos y así poder erradicarlos.

¹¹ Grupo de vasos anormales y dilatados.

Las *fistulas durales* son las conexiones arteriovenosas irregulares que se localizan en la superficie de la duramadre entre una arteria dural y los senos venosos o venas corticales¹² (Figura 2.4); la repercusión se encuentra en la corriente sanguínea de salida (drenaje venoso) que puede darse hacia los senos venosos. Pueden ser congénitas o adquiridas, presentándose entre un 10 y 15% de los casos de lesiones vasculares intracraneales. Pueden afectar la dura de cualquier parte del cráneo, aunque afectan mayormente al seno cavernoso y al seno transversal sigmoideo (20 y 55%, respectivamente), el tentorio¹³ (14%), seno sagital superior (8%) y dura de la fosa craneal anterior (3%) (J. L. del Cura 2010) (Izquierdo y Barbera 1992).

2.2.3 PROCEDIMIENTO TERAPÉUTICO

El procedimiento para tratar el daño cerebral, se realiza cuando previamente se definió la lesión por medio de una angiografía diagnóstica, y se denomina *embolización*. Se define como un procedimiento utilizado para tratar problemas en los vasos sanguíneos anormales, requiere de un sistema específico de cateterización de un ramal de vaso para permitir un tratamiento efectivo y minimizar la lesión al tejido que no es el blanco. El protocolo técnico que se lleva a cabo en este caso, es igual al procedimiento diagnóstico; la diferencia es que cuando se identifica la zona de interés, previamente definida con un procedimiento diagnóstico, se introduce el material necesario según sea el tipo de lesión. El objetivo de realizar embolizaciones en el cerebro es evitar el riesgo de isquemia cerebral y sus consecuencias con otras técnicas como la cirugía.

Las formas de tratar las lesiones son:

Los tratamientos para las MAV son la cirugía, la radiocirugía y el tratamiento endovascular. El objetivo del tratamiento endovascular es ocluir completamente la malformación o como tratamiento endovascular pre-quirúrgico, es disminuir la pérdida de

¹² Donde las venas corticales son las venas de Troland, Labbé, cortical frontal y cerebral media superficial.

¹³ Tienda del cerebelo que es una extensión de la dura madre que separa el cerebelo de la porción inferior del lóbulo occipital del cerebro.

sangre, acortar el tiempo durante la cirugía y mejorar la situación del paciente para una cirugía exitosa. El material que se utiliza en los procedimientos es:

Cianocrilato: agente embólico que consiste de un adhesivo líquido que al tener contacto con un medio iónico como la sangre se polimeriza (solidifica) y ocluye el territorio malformado. Se utiliza combinado con un medio de contraste (lipidol) para hacerlo radiopaco, además de que el medio de contraste retarda el tiempo de solidificación.

Onyx: es una mezcla de copolimero de alcohol etilen-vinílico y dimetil sulfóxido de dimetilo; su tiempo de polimerización es mayor que el del cianocrilato y no tiene adherencia, por lo que permite mayor penetración en las malformaciones teniendo una mejor y mayor oclusión.

El tratamiento endovascular para los *aneurismas* utiliza materiales de tipo sólido que puedan rellenar la abultación provocada por la debilidad de las paredes,

Figura 2.8. Se utilizan principalmente espirales de platino soldadas a una microguía de acero inoxidable por una soldadora intermedia, que al hacer pasar una corriente eléctrica, libera la espiral por electrólisis.

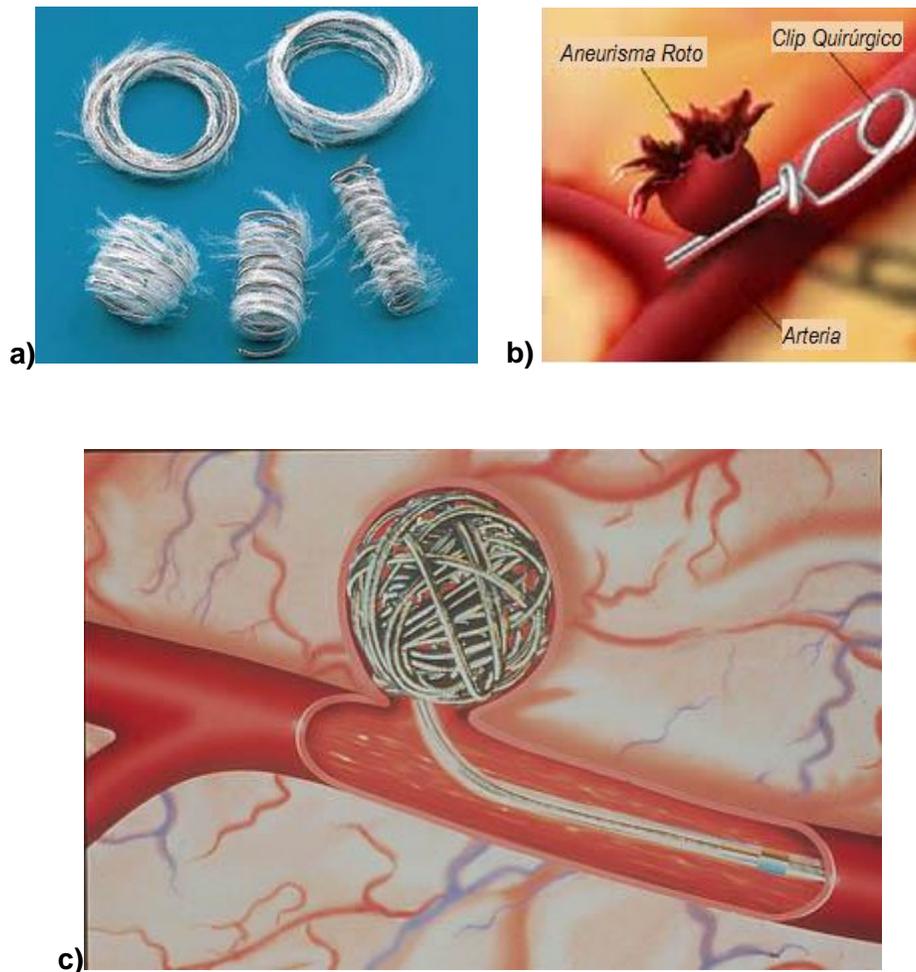


Figura 2.8 Las imágenes muestran **a)** las espirales que se utilizan comúnmente en procedimientos vasculares, **b)** un aneurisma roto bloqueado con un clip para evitar la hemorragia y **c)** un aneurisma cerebral relleno de espirales como parte de un tratamiento.

También hay otro sistema que libera la espiral de forma hidráulica. Las ventajas de este sistema son que la espiral se libera hasta que el médico está seguro de la posición adecuada. El material es lo suficientemente flexible como para tomar la morfología del aneurisma y tiene baja formación de trombos. También se utilizan catéteres de balón que inicialmente servían para lograr un mejor empaquetamiento del aneurisma y tratar aneurismas de cuello ancho, al final terminaron utilizándose para bloquear de forma transitoria un aneurisma roto durante la colocación de espirales. Lo que se hace es inflar el balón, interrumpiendo el sangrado y colocar los espirales de platino para cerrar el aneurisma (J. L. del Cura 2010).

2.3 FÍSICA DE RADIACIONES

Las radiografías, las tomografías computarizadas, los aceleradores lineales, las tomografías por emisión de positrones, las gamma cámaras, los fluoroscopios, son equipos que utilizan radiación ionizante y tienen gran importancia en el área de la medicina, ya que su uso ha permitido al médico mejorar los diagnósticos y los tratamientos de los pacientes; sin embargo, a pesar de que son de gran utilidad, se debe considerar que también pueden llegar a lesionar el tejido biológico provocando daño en las células e inclusive hasta la muerte de las mismas, sin importar si son células sanas o no. Por esta razón, es fundamental comprender con claridad lo que la radiación ionizante es, para lograr utilizarla de forma más eficiente, obtener el menor daño posible al paciente y mejorar la calidad de vida del mismo que es el objetivo de la medicina como disciplina.

La radiación ionizante es la propagación de energía como ondas electromagnéticas o partículas, a través de un medio y con la suficiente energía para ionizar y excitar los átomos de la materia. A la determinación de la energía depositada en la materia por estas radiaciones se le conoce como dosimetría. Existen varios tipos de radiación ionizante como lo son los rayos gamma, los rayos X, las partículas cargadas pesadas y los electrones (Attix 2001).

Los rayos X son la radiación electromagnética emitida por partículas cargadas. Hay dos denominaciones para éstos dependiendo de la forma en la que se producen; cuando se emiten debido a cambios de niveles de energía de los electrones en un átomo se les denomina rayos X de fluorescencia o característicos; y cuando se emiten debido a la interacción de los electrones con un campo de fuerza coulombiana se les llama rayos X continuos o de frenado (bremsstrahlung). Los rayos X se clasifican de acuerdo a la diferencia de potencial utilizada para acelerar a los electrones que es igual a la energía cinética que adquieren. Los rayos X de baja energía o suaves generados con una diferencia de potencial de 0.1–20 kV, los rayos X de diagnóstico están entre 20-120 kV, los de ortovoltaje entre 120-300 kV y los de energía intermedia desde 300 kV hasta 1 MV (Attix 2001).

2.3.1 INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA

2.3.1.1 RADIACIÓN DE FRENADO

Cuando los electrones interactúan con un medio, su energía se convierte en otras formas de energía. En la mayoría de las interacciones se produce ionización o excitación de los átomos del medio induciendo calor, a estas interacciones se les llama interacciones de colisión. Hay ocasiones (0.5% de las interacciones) en las que el electrón pasa lo suficientemente cerca de un núcleo, provocando que las fuerzas coulombianas lo atraigan y lo desaceleren causando una pérdida de energía cinética en el electrón y cambios en su trayectoria, y con la energía cinética perdida se produce un fotón de rayos X que se le conoce como radiación de frenado o bremsstrahlung y el tipo de interacción se define como interacciones radiativas. La fuerza coulombiana de atracción aumenta con el inverso de la distancia de interacción al cuadrado, lo que implica que a grandes distancias del núcleo la fuerza coulombiana es débil y se emiten rayos X de baja energía mientras que para interacciones a corta distancia, la fuerza se incrementa y genera un cambio considerable en la dirección del electrón así como una gran pérdida de energía teniendo así rayos X de altas energías. Cuando el electrón choca directamente con el núcleo pierde toda la energía cinética y se producen rayos X de alta energía. La probabilidad de que esto último suceda es muy baja ya que el átomo es prácticamente espacio vacío y el radio del núcleo es $\approx 10^4$ veces menor que el radio del átomo ($\approx 10^{-10}$ m) (Turner 2007), por lo que se producirán muchos rayos X de baja energía mientras que la producción de rayos X de alta energía decrecerá linealmente con la energía hasta alcanzar la energía de los electrones incidentes. El espectro de bremsstrahlung es la distribución de los fotones de rayos X como función de la energía (Figura 2.9) (Bushberg, 2002).

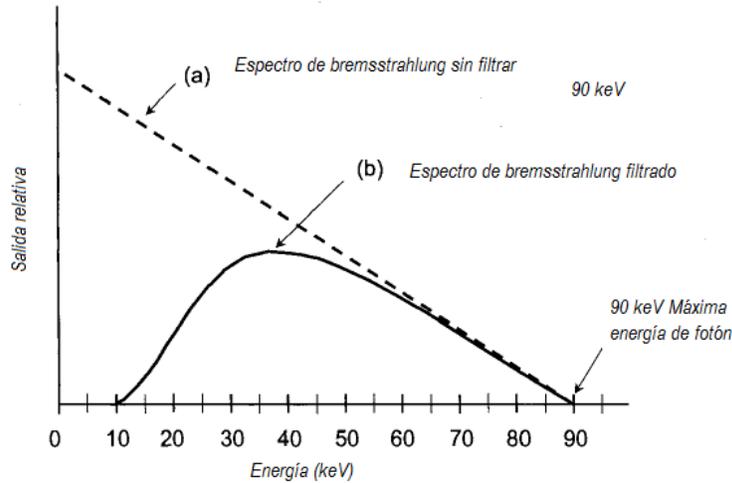


Figura 2.9, Espectro de bremsstrahlung obtenido con una diferencia de potencial de 90 kV. **(a)** Espectro sin filtrar, con gran probabilidad de producción de rayos X de baja energía que es inversamente lineal con la energía hasta la energía máxima de 90 keV, **(b)** Espectro filtrado en donde se observa que los fotones de rayos X de baja energía han sido atenuados.

El espectro no filtrado muestra una relación lineal entre el número y la energía de los rayos X producidos. La filtración se refiere a remover los rayos X de baja energía ya que el haz se hace incidir en una placa de algún material. El espectro de bremsstrahlung filtrado muestra una distribución sin rayos X por debajo de los 10 keV; ya que la filtración provoca que los rayos de baja energía se absorban en el material y la energía promedio de los rayos X esté entre alrededor de un tercio y la mitad de la energía más alta del espectro. Algunos de los factores que afectan una producción eficiente de rayos X son el número atómico, por la densidad electrónica que tiene, del material y la energía cinética de los electrones incidentes (Bushberg, 2002).

2.3.1.2 RAYOS X CARACTERÍSTICOS

Cada electrón tiene una energía de ligadura que depende de la capa (órbita electrónica) del átomo en la cual se encuentre. Cuando la energía del electrón incidente excede la energía de ligadura del electrón del átomo blanco, es muy posible que la interacción coulombiana expulse un electrón e ionice el átomo. El hueco o vacancia en el átomo es muy inestable, ya que el átomo necesita cubrir la vacancia para llegar a su estado de mínima energía, y un electrón de las capas más externas lo ocupará. Para esta transición, a un estado de baja energía, necesita liberar el exceso de energía en forma de rayos X

característicos con energía igual a la diferencia entre las energías de ligadura de las capas afectadas, o de electrones Auger. Cuando se va a llenar una vacancia con un electrón de una capa más externa, debe liberar energía como se dijo antes, esta energía puede ser emitida como rayos x de fluorescencia o característicos, o puede ser transferida a otro electrón el cuál será expulsado por el exceso de energía, a estos electrones se les denominan, electrones Auger, sucede particularmente para elementos de baja Z. Las energías de ligadura son únicas en cada material por lo que los rayos X que pueden emitir tienen energías discretas características de cada elemento (Turner 2007).

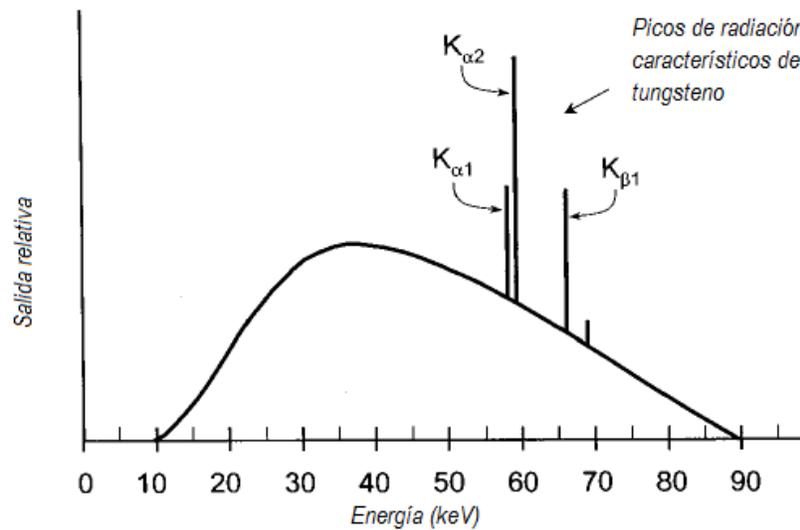


Figura 2.10 Espectro filtrado de radiación de frenado y rayos X característicos de un blanco de tungsteno con una diferencia de potencial de 90 kV, se observan las energías de los rayos X característicos de las transiciones K.

Las transiciones se pueden dar con electrones cercanos al núcleo (K_{α} con transición de la capa L a la K) o alejados del mismo (K_{β} con transición de las capas M, N u O a la K) dando lugar a picos de energía discretos superpuestos en el espectro continuo de bremsstrahlung como se puede ver en la Figura 2.10. Los rayos X característicos en el rango de la energía de diagnóstico (20 – 120 kV) se obtienen cuando electrones de las capas L, M y N ocupan las vacancias de la capa K. Los rayos X característicos se emiten cuando la energía del electrón al incidir en el blanco es superior a la energía de ligadura del electrón de la capa K. El número de rayos X característicos con respecto de los rayos X de bremsstrahlung se incrementa cuando las energías del electrón incidente están por

encima del umbral de las energías de la producción de rayos X característicos (Bushberg 2002).

2.3.1.3 TUBO RE RAYOS X

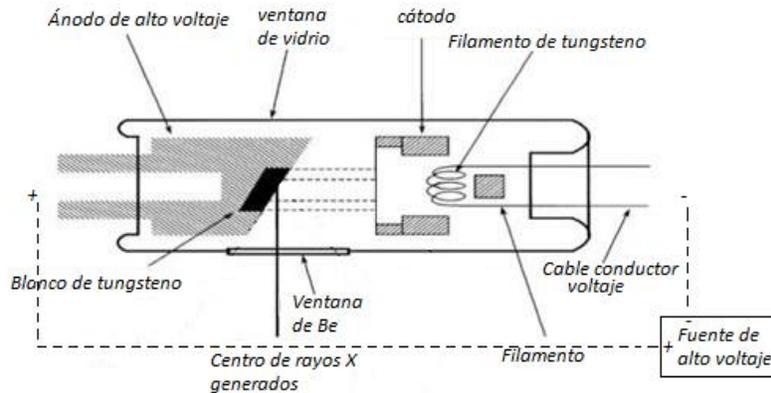


Figura 2.11 Estructura de tubo de generación de rayos X.

El tubo de rayos X muestra la estructura básica de la generación de los rayos X y está formado como se muestra en la

Figura 2.11. Se aplica una diferencia de potencial, con la fuente de alto voltaje, entre dos electrodos en un recipiente al vacío. El cátodo tiene carga negativa y es la fuente de los electrones, el ánodo tiene carga positiva y es el blanco de los electrones, aquí es donde los electrones al chocar depositan su energía. El material con el que se realiza el blanco depende del punto de fusión, porque al haber colisión en el blanco el material se calienta por la fricción de las colisiones, y del número atómico, ya que se necesita que haya el mayor número de colisiones posibles, por lo tanto ambos se desean altos y el tungsteno cumple con los requerimientos. Los electrones son acelerados por la diferencia de potencial entre los electrodos y alcanzan una energía cinética igual a la diferencia de potencial; al colisionar con el blanco, generan rayos X de frenado y característicos. Para obtener imágenes de diagnóstico, los electrones del cátodo son acelerados con un voltaje de entre 20 y 150 kV. La corriente del tubo es el flujo de electrones que van del cátodo al ánodo, es medida en mA, donde $1 \text{ mA} = 6.24 \times 10^{15}$ electrones/s. Para fluoroscopia continua se utilizan típicamente corrientes entre 1 y 5 mA y para proyecciones radiográficas entre 100 y 1000 mA usadas en tiempos cortos de exposición. La diferencia

de potencial, la corriente y el tiempo de exposición son los parámetros que determinan las características de un generador de haz de rayos X (Bushberg 2002).

2.3.2 INTERACCIÓN DE RAYOS X CON LA MATERIA

Hay 5 diferentes procesos de interacción de los rayos X y los rayos gamma con la materia de los cuales tres tienen un papel muy importante tanto en la radiología diagnóstica como en la medicina nuclear. Los procesos son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico, la producción de pares, la dispersión coherente de Rayleigh y las interacciones fotonucleares. En las 3 primeras los fotones transfieren energía a los electrones atómicos que imparten energía a la materia por interacciones coulombianas en su trayectoria. La importancia del efecto fotoeléctrico, del efecto Compton y de la producción de pares depende de la energía cuántica del fotón ($E_\gamma = h\nu$) y del número atómico del medio con el que interactúa (Figura 2.12), donde σ , κ y τ son las probabilidades de interacción de los efectos fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares, respectivamente (Attix 2001).

Dado que la energía máxima de los rayos X utilizados en los estudios de fluoroscopia son de 120 keV, y que la producción de pares solo puede ocurrir a energías del fotón mayores que 1.022 MeV, en este trabajo únicamente se describen los efectos fotoeléctrico y Compton.

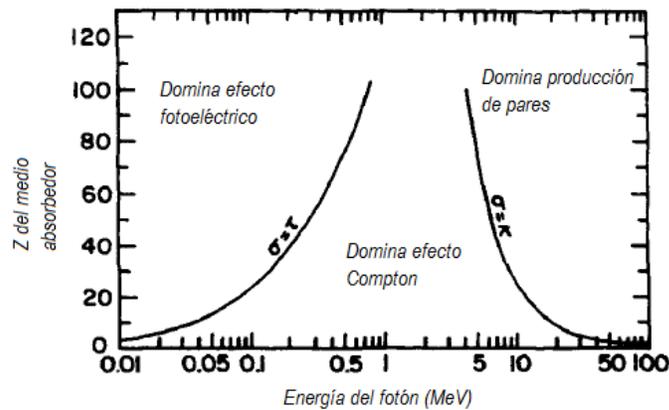


Figura 2.12 Regiones del número atómico Z y la energía cuántica E en las que cada efecto predomina. Las curvas muestran los valores de Z y E para los cuales los efectos adyacentes son igualmente probables.

2.3.2.1 DISPERSIÓN DE RAYLEIGH

La dispersión de Rayleigh de un fotón resulta de la acción del átomo como un todo, teniéndose que generalmente el ángulo de dispersión es muy pequeño. El fotón no pierde una cantidad de energía apreciable, sólo la suficiente para que haya conservación de cantidad de movimiento ocasionando el retroceso del átomo.

2.3.2.2 EFECTO FOTOELÉCTRICO

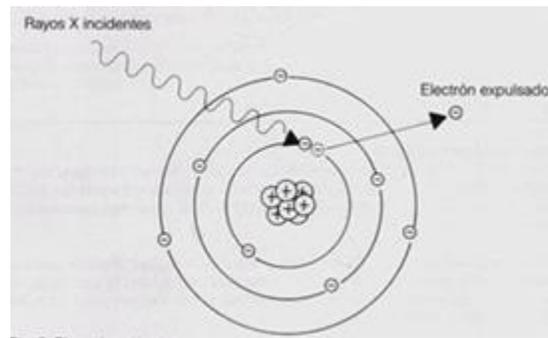


Figura 2.13 Efecto fotoeléctrico

Este efecto es el más importante para fotones de baja energía, en éste toda la energía del fotón incidente es transferida a un electrón que es expulsado del átomo (Figura 2.13). La energía cinética del fotoelectrón expulsado (E_e) es igual a la energía cinética del fotón incidente (E_o) menos la energía de ligadura del electrón orbital (E_b) como se muestra en la ecuación 2.1.

$$E_e = E_o - E_b \quad 2.1$$

Para que el efecto fotoeléctrico tenga lugar, la energía del fotón incidente debe ser mayor o igual a la energía de ligadura del electrón que es expulsado. La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico es proporcional a $\tau/\rho \propto Z^3/E_o^3$, donde Z es el número atómico y E_o es la energía del fotón incidente.

El efecto fotoeléctrico es muy importante en la obtención de imágenes de tejido de baja Z (~ 7.5), para energías de fotones por debajo de 50 keV, pues esta interacción permite visualizar diferencias entre tejido suave y material de una Z un poco diferente, mejorando

el contraste de la imagen. Como se observa en la Figura 2.12, efecto fotoeléctrico predomina cuando fotones de bajas energías interactúan con materiales de alta Z , siendo ésta la principal forma de interacción para rayos X de diagnóstico con pantallas de fósforo, con materiales de contraste radiográfico y con hueso.

2.3.2.3 EFECTO COMPTON

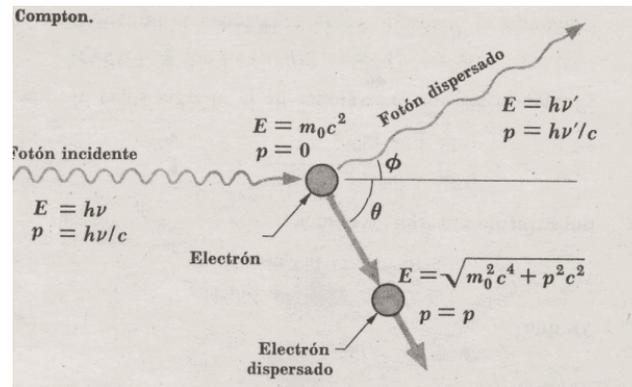


Figura 2.14 Efecto Compton

En el efecto Compton, la interacción ocurre entre un electrón de las capas externas del átomo y un fotón. El electrón es expulsado del átomo y el fotón se dispersa con una pérdida de energía. Por lo tanto, la energía del fotón incidente (E_o) es igual a la suma de la energía del fotón dispersado (E_d) y la energía cinética del electrón expulsado (E_e), la energía de ligadura del electrón es prácticamente nula y se ignora como se muestra en la ecuación 2.2.

$$E_o = E_d + E_e \quad \mathbf{2.2}$$

El electrón perderá parte de su energía cinética ionizando y excitando a los átomos del medio. El fotón dispersado Compton puede atravesar este medio sin interactuar o experimentando diferentes interacciones como dispersión Compton, efecto fotoeléctrico o dispersión de Rayleigh, donde un fotón incidente interactúa con un átomo y dispersa otro fotón con aproximadamente la misma longitud de onda y energía que el fotón incidente (Bushberg 2002). La energía del fotón dispersado se puede calcular a partir del ángulo de dispersión según la trayectoria de incidencia y de la energía del fotón incidente como se puede ver en la ecuación 2.3.

$$E_d = \frac{E_o}{1 + \frac{E_o}{511 \text{ keV}} (1 - \cos\theta)} \quad 2.3$$

Conforme la energía del fotón incidente sea mayor, el electrón Compton y el fotón dispersados tenderán a salir en la misma dirección. Para un ángulo de dispersión dado, la fracción de la energía transferida al fotón dispersado disminuye cuando la energía del fotón incidente aumenta. Por lo tanto, para energías grandes de los fotones incidentes, la mayoría de la energía se transfiere al electrón Compton o electrón dispersado (Attix 2001).

Las leyes de la conservación de la energía limitan, tanto el ángulo de dispersión como la energía transferida, la energía máxima transferida a un electrón Compton ocurre con un fotón retrodispersado a 180° y la máxima energía para un fotón dispersado está limitada a 511 keV a 90° y 255 keV cuando los fotones salen a un ángulo de dispersión de 180° . El ángulo de dispersión para el electrón expulsado no puede ser mayor que 90° . La probabilidad de la interacción Compton depende de la densidad de electrones y es cercana a la independencia con el número atómico Z , por lo que la probabilidad de la dispersión es aproximadamente proporcional a la densidad electrónica del material (Attix, 2001).

2.3.3 ATENUACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES

La penetración de los fotones en la materia está gobernada estadísticamente por la probabilidad por unidad de distancia atravesada de que un fotón interactúe por alguno de los procesos físicos mencionados. Esta probabilidad, denotada por μ , es llamada coeficiente lineal de atenuación y tiene unidades de inverso de longitud (cm^{-1}). El coeficiente μ depende de la energía del fotón y del material que es atravesado.

El coeficiente másico de atenuación μ/ρ se obtiene dividiendo μ por la densidad ρ del material, se expresa en unidades de cm^2/g , y representa la probabilidad de una interacción por g/cm^2 de material atravesado.

Los fotones monoenergéticos son atenuados exponencialmente por un blanco uniforme. La Figura 2.15 representa un haz angosto de N_0 fotones monoenergéticos que inciden perpendicularmente en una placa. Conforme el haz penetra el absorbente, algunos fotones pueden ser dispersados y otros absorbidos. Sea $N(x)$ el número de fotones que alcanza una profundidad x sin interaccionar. El número que interacciona dentro de la distancia dx siguiente es proporcional a N y dx . Entonces, se puede escribir:

$$dN = -\mu N dx \quad 2.4$$

donde la constante de proporcionalidad μ es el coeficiente de atenuación lineal. La solución es

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} \quad 2.5$$

que es la intensidad del haz de fotones que atraviesan un medio de espesor x sin sufrir interacción.

De aquí se tiene que $e^{-\mu x}$ es la probabilidad de que un fotón que incide perpendicularmente atraviese una capa de espesor x sin interaccionar y describe la fracción de los fotones que pasan a través del absorbente sin interaccionar (Attix 2001).

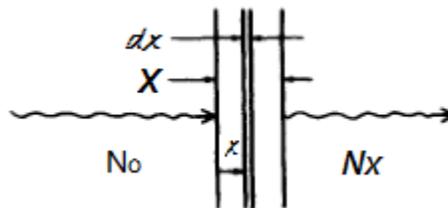


Figura 2.15 Atenuación exponencial. Un haz de N_0 fotones monoenergéticos incide sobre una capa de material.

2.3.3.1 COEFICIENTE DE ATENUACIÓN

El coeficiente lineal de atenuación para fotones de una energía dada que interaccionan con un material dado incluye las contribuciones individuales de los procesos físicos que pueden sacar a los fotones del haz, teniéndose que

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad 2.6$$

donde $\frac{\tau}{\rho}$, $\frac{\sigma}{\rho}$, $\frac{\kappa}{\rho}$ y $\frac{\sigma_R}{\rho}$ denotan los coeficientes másicos de atenuación para el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, la producción de pares y la dispersión de Rayleigh, respectivamente.

La Figura 2.16 muestra el coeficiente másico de atenuación como función de la energía del haz de fotones incidente con energías entre 0.01 y 100 MeV, para carbono y plomo.

A bajas energías la ligadura de los electrones atómicos es importante y el efecto fotoeléctrico es la interacción dominante. Los materiales de Z alta producen mayor atenuación y absorción, la cual decrece rápidamente al aumentar la energía del fotón. Los coeficientes para Pb aumentan abruptamente cuando la energía del fotón es suficiente como para sacar un electrón de la capa K del átomo. Las curvas para los otros elementos muestran la misma estructura a bajas energías.

Cuando la energía del fotón es de varios cientos de keV o mayor, la energía de ligadura de los electrones atómicos se vuelve relativamente poco importante y la interacción dominante es la Compton. Como los elementos (excepto el hidrógeno) contienen alrededor del mismo número de electrones por unidad de masa, no hay una gran diferencia entre los valores del coeficiente másico de atenuación para los dos materiales. La dispersión de Compton continúa siendo importante para energías arriba de 1.022 MeV, que es la energía umbral para que ocurra producción de pares.

A energías más altas, la producción de pares es el proceso más probable, siendo mayor conforme aumenta la carga del núcleo del medio absorbente (Attix 2001).

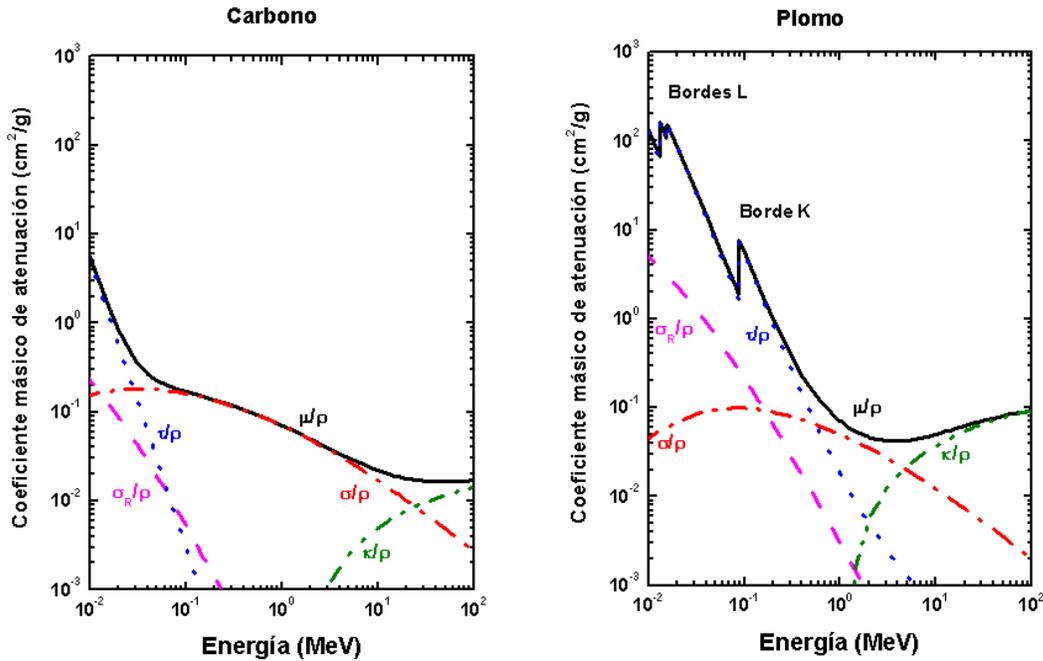


Figura 2.16 Coeficientes másicos de atenuación para carbono y plomo. Se muestran los correspondientes a la dispersión de Rayleigh, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares.

2.3.3.2 COEFICIENTE MÁSIICO DE TRANSFERENCIA DE ENERGÍA

El coeficiente másico de transferencia de energía, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$, indica la fracción de la energía de los fotones incidentes que se transfiere a partículas cargadas en forma de energía cinética por unidad de masa superficial. Se define como

$$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \overline{\epsilon_{tr}} \quad 2.7$$

Donde $\overline{\epsilon_{tr}}$ es la energía transferida promedio por los fotones a los electrones del medio. Su unidad es m^2/kg (Attix 2001) (Podgorsak 2005).

2.3.3.3 COEFICIENTE MÁSIICO DE ABSORCIÓN DE ENERGÍA

El coeficiente másico de absorción de energía, $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$, indica la fracción de la energía de los fotones incidentes que es impartida al medio por unidad de masa superficial.

Sea g la fracción de la energía transferida a los electrones secundarios por los fotones incidentes que es emitida como radiación de frenado, entonces, $\bar{\epsilon} = \bar{\epsilon}_{tr}(1 - g)$ y

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \frac{\bar{\epsilon}}{h\nu} = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) (1 - g) \quad 2.8$$

Donde $\bar{\epsilon}$ es la energía impartida promedio al medio. Su unidad es m^2/kg (Attix 2001) (Attix 2001) (Podgorsak 2005).

2.4 DOSIMETRÍA

Las magnitudes dosimétricas relacionadas con la dosis al paciente se definen, por la Agencia Internacional de Energía Atómica AIEA (por sus siglas en inglés IAEA), en las siguientes subsecciones (Zoetelief 2000) (IAEA 2007).

2.4.1 EXPOSICIÓN

La exposición (X) es una magnitud dosimétrica que describe campos de rayos gamma y X en términos de su capacidad para ionizar el aire siendo su efecto proporcional al generado en el tejido del paciente (IAEA 2007). Está definida, como se muestra en la ecuación 2.9, como el cociente entre un diferencial de carga y un diferencial de masa donde el diferencial de carga, dQ , es el valor absoluto de la carga total de iones del mismo signo producidos en aire cuando los electrones liberados por fotones en una masa dm , son detenidos; se mide en unidades de C/kg, anteriormente se usaba el Roentgen [R], teniéndose que $1 R = 2.580 \times 10^{-4} C/kg$ (Attix 2001) .

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 2.9$$

2.4.2 KERMA

El kerma (K) es el valor esperado de la energía transferida por los fotones a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés P , incluyendo pérdidas de energía radiativas pero excluyendo energía pasada de una partícula cargada a otra. Se mide en unidades de Gy ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad 2.10$$

Dónde ε_{tr} es el valor esperado de la energía transferida en un volumen V y m es la masa.

Para fotones monoenergéticos

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad 2.11$$

Donde Ψ es la fluencia de energía en P en J/m^2 y $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$ es el coeficiente másico de transferencia de energía en m^2/kg .

Para un espectro continuo de fotones

$$K = \int_{E_0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) dE \quad 2.12$$

Donde $\Psi'(E)$ es la distribución diferencial de la fluencia de energía de fotones o espectro de fluencia de energía en $\text{J/m}^2\text{keV}$.

El kerma de colisiones, K_c , es el valor esperado de la energía transferida neta a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, excluyendo las pérdidas de energía radiativas y la energía pasada de una partícula cargada a otra. Se mide en unidades de Gy.

$$K_c = \frac{d\varepsilon_{tr}^n}{dm} \quad 2.13$$

Donde ε_{tr}^n es el valor esperado de la energía transferida en un volumen V y m es la masa.

El kerma radiativo, K_r , es el valor esperado de la energía perdida en interacciones radiativas por las partículas cargadas con el campo de fuerza de Coulomb del núcleo atómico por unidad de masa, entonces $K_r = K - K_c$.

Para fotones monoenergéticos el kerma de colisiones es

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad 2.14$$

Donde Ψ es la fluencia de energía en J/m^2 y $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de absorción de energía en m^2/kg .

Para un espectro de fotones

$$K_c = \int_{E_0}^{E_{max}} \Psi'(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_E dE \quad 2.15$$

K_c no se puede medir de forma directa por lo que se obtiene a partir de la exposición X

$$K_c = X \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) \quad 2.16$$

Donde \bar{W} es la energía promedio necesaria para producir un par de iones en un gas, con unidades de eV/par de iones.

Para bajas energías (< 1 MeV) y materiales de número atómico bajo (< 10) se tiene que las pérdidas radiativas de los electrones son despreciables ($K_r \approx 0$) por lo que $K \approx K_c$.

2.4.3 DOSIS ABSORBIDA

La dosis absorbida (D) es el valor esperado de la energía impartida E por radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito, en cualquier punto. Esta magnitud se mide en unidades de Gy.

$$D = dE/dm \quad 2.17$$

2.4.4 DOSIS DE ENTRADA EN SUPERFICIE

La dosis en aire de entrada en superficie con paciente ausente (DES_{pa}) es la dosis absorbida en aire, incluyendo la impartida por la radiación incidente en el paciente y excluyendo la debida a la radiación retrodispersada, medida en un plano correspondiente a la entrada de la superficie de la piel, también se utiliza el kerma en aire en la superficie de entrada ($ESAK$) (Zoetelief 2000). Esta magnitud corresponde al kerma incidente (K_i) definido en el Código de Práctica de la AIEA (IAEA 2007). Estas magnitudes se miden en unidades de Gy.

La dosis en aire de entrada en superficie paciente presente (DES_{pp}, DES), es la dosis absorbida en aire incluyendo la depositada por la radiación incidente en el paciente y por la radiación retrodispersada en un punto, procedente de tejidos más profundos, en la entrada de la piel (Zoetelief 2000), que corresponde al kerma de entrada K_e en el documento de la AIEA (IAEA 2007) .

Las dosis en aire de entrada en superficie DES_{pa} y DES_{pp} están relacionadas por el factor de retrodispersión, B , como se muestra en la siguiente ecuación.

$$DES_{pp} = DES_{pa} B \quad \mathbf{2.18}$$

Donde B es el factor por el que aumenta la dosis impartida por la radiación incidente cuando llega al punto de interés y la dispersión por el paciente.

2.4.5 RELACIÓN ENTRE LAS MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

Suponiendo que se tiene un campo de rayos X uniforme, es decir la atenuación de los rayos es despreciable al pasar por el medio, que incide sobre un volumen de un medio con composición atómica y densidad homogéneas y que no hay presentes campos eléctricos o magnéticos inhomogéneos, entonces existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en el volumen si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale del volumen es sustituida por una idéntica que entra (Attix 2001).

Si existe EPC y el volumen es lo bastante pequeño como para que todos los fotones producidos por pérdidas radiativas por las partículas cargadas se escapen entonces

$$D \stackrel{EPC}{=} K_c \quad \mathbf{2.19}$$

Como se muestra en la ecuación 2.19 bajo condiciones de EPC en un punto en un medio, la dosis es igual al kerma de colisiones en dicho punto, donde el kerma de colisiones es la magnitud calculable por medio de la ecuación 2.14.

La relación entre la dosis absorbida en un punto en aire como resultado de una exposición X es

$$D_{aire} \stackrel{EPC}{=} (K_c)_{aire} = X \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{aire} \quad \mathbf{2.20}$$

El valor de W para rayos X y gamma en aire seco es de 33.97 eV/par de iones, y por unidad de carga del electrón se tiene que

$$\frac{\bar{W}}{e} = 33.97 \text{ J/C} \quad \mathbf{2.21}$$

Que se considera constante para cualquier gas independientemente de la energía del fotón para energías de rayos X y gamma mayores que unos pocos keV.

Por lo tanto la relación entre la dosis absorbida, el kerma, el kerma de colisiones y la exposición, para rayos X de baja energía es

$$D_{aire} \stackrel{EPC}{=} (K_c)_{aire} = K_{aire} = 8.76 \times 10^{-3} X \quad \mathbf{2.22}$$

Con unidades de Gy para la D, el K y el K_c , y de R para la exposición (Attix 2001).

La dosis en los procedimientos de radiología intervencionista no es homogénea, por lo que es importante determinar la dosis en aire de entrada en superficie máxima impartida (DES_{max}) para cada tratamiento o diagnóstico.

Para poder medir las magnitudes dosimétricas antes mencionadas se necesitan los dispositivos adecuados. Entre estos se encuentran los dosímetros termoluminiscentes

(TLD por sus siglas en inglés) y las películas de tinte radiocrómico (PTR) utilizados para medir la dosis en aire de entrada en superficie y la cámara de ionización asociada a un medidor utilizada para realizar la calibración de los TLD.

3 MATERIALES Y MÉTODOS

Se describen los equipos de angiografía empleados para realizar los procedimientos de radiología intervencionista, los dosímetros utilizados y la metodología seguida para llevar a cabo la determinación de la dosis de entrada en superficie durante la realización de los procedimientos.

3.1 EQUIPOS DE ANGIOGRAFÍA

Los equipos utilizados son: un equipo AXIOM – ARTIS VB31F SIEMENS de doble arco (arco anteroposterior y arco lateral) y un equipo SIEMENS ARTIS ZEEGO de un arco y un brazo mecánico, cada arco tiene un tubo de rayos X y un detector plano paralelo o una pantalla intensificadora en cada extremo.

Para caracterizar la calidad del haz de rayos X se deben considerar ciertos parámetros el voltaje del tubo, la filtración utilizada y la primera y segunda capas hemirreductora (CHR_1 y CHR_2) del haz de rayos X, donde la CHR_1 es el espesor de un material que reduce la exposición X a la mitad, y la CHR_2 es el espesor de un material que reduce la exposición X de la mitad a la cuarta parte.

El equipo de dos arcos ajusta automáticamente los valores de las diferencias del potencial (65-75 kV para ambos tubos), la corriente (2-8 mA para fluoro, y 260 – 300 mA para cine) y el equipo del brazo mecánico ajusta valores de diferencia del potencial entre 68-82 kV y para la corriente ajusta valores entre 2-8 mA para fluoro y de 278-557 mA para cine. Ambos equipos ajustan el grosor del filtro de cobre según la complejidad del paciente.

Para determinar la energía efectiva de un haz típico utilizado durante los procedimientos de fluoroscopia, se calculó el espectro, con el programa XPCOM3R (Nowotny 1995) de rayos X de 70 kV producido con un blanco de tungsteno (W), usando filtro de 0.5mm de Be (ventana de tubo), más 0.1 mm de Cu (filtro usado en el estudio) como se muestra en la Figura 3.1. Además del espectro, el programa proporciona los siguientes datos: el flujo total de fotones fue de 1.23×10^7 fotones/ (mA·s·mm²), el flujo de rayos X de la capa K fue de 2.40×10^3 fotones/(mA·s·mm²) y el kerma en aire fue de 4.07×10^{10} mGy/(mA·min). La

energía promedio es de 40.4 keV para el espectro de fotones y 35.2 keV para el espectro de kerma.

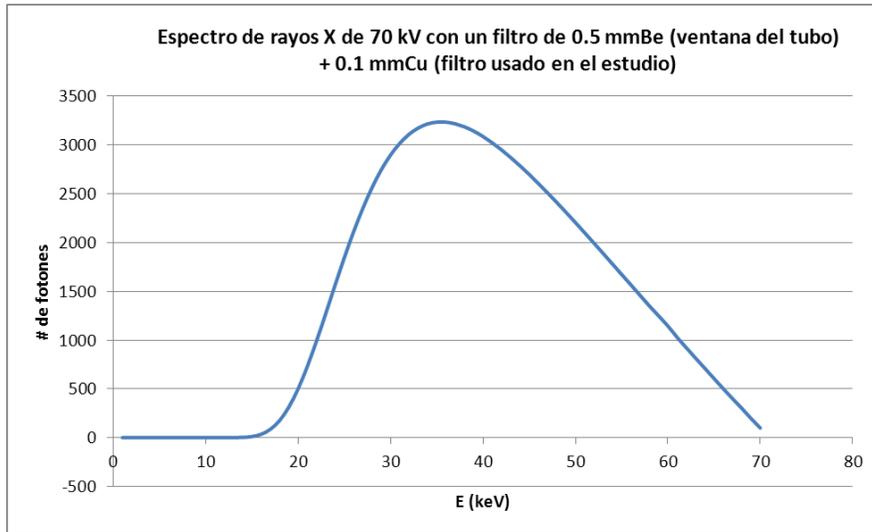


Figura 3.1 Espectro calculado, con XCOMP3R, de rayos X de 70 kV normalizado a 10^6 fotones (área bajo la curva).

La primera y segunda capa hemirreductora, calculado con el programa, fueron de 2.73 mm y 3.82 mm respectivamente, teniéndose que el coeficiente másico de atenuación es:

$$\mu = \frac{\ln(2)}{CHR_1} = 2.539 \text{ cm}^{-1} \qquad \frac{\mu}{\rho} = 0.940 \text{ gcm}^{-1} \qquad \mathbf{3.1}$$

Se obtuvo la energía efectiva, que es la energía de un haz monoenergético que tiene la misma capa hemirreductora (CHR_1) que el haz de rayos X de interés, a partir del coeficiente de atenuación y realizando una interpolación se encontró que la energía efectiva de este haz de rayos X es de 33 keV.

3.2 MATERIAL

3.2.1 DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son cristales, (como CaF_2 , LiF , CaSO_4 , $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, $\text{Ca}_3(\text{BO}_2)_2$, KBr , entre otros) que se utilizan para hacer medidas de la dosis en estudios de radiología diagnóstica, tienen la ventaja del tamaño pues por ser pequeños, se pueden colocar directamente en el paciente. Además de ser reutilizables y de que cuando el material es aire-equivalente las correcciones por dependencia con la energía y angular pueden ser minimizadas cuando se mide kerma en aire.

Cuando los dosímetros son expuestos a radiación ionizante, los electrones son excitados a niveles de energía mayores y atrapados en imperfecciones del material, la cantidad de electrones atrapados depende de la dosis. Al calentar los dosímetros, los electrones adquieren energía y son liberados de las trampas desencadenando emisión de luz, siendo la intensidad de la luz emitida por los TLD proporcional a la energía depositada durante la irradiación.

La señal (respuesta TL) obtenida se debe convertir a la magnitud de interés en la medición; esto se logra calibrando los dosímetros, de preferencia, con un haz de rayos X parecido al que se va a utilizar. Los factores que intervienen para obtener una medida confiable a partir de un dosímetro termoluminiscente son varios y se deben de tomar en cuenta. La calibración consiste en obtener la respuesta termoluminiscente de los dosímetros como función de la dosis en aire.

Algunos de los factores que afectan la precisión de la lectura del dosímetro son (Zoetelief 2000):

- Linealidad de la respuesta con la dosis

Se debe realizar una curva de la respuesta de los dosímetros como función de la dosis (curva de calibración) antes de su utilización para conocer las regiones donde la respuesta es lineal y supralineal y así poder obtener el valor de la dosis impartida por un campo de fotones.

- Tratamiento térmico

El tratamiento de calentamiento de los dosímetros debe ser el ya establecido por estudios previos, ya que cualquier cambio en el tratamiento puede provocar diferencias en la respuesta del material. El calentamiento a baja temperatura antes de leerlos elimina los picos de brillo de baja temperatura que pueden provocar la inestabilidad de la respuesta del cristal, su reproducibilidad es importante para la precisión dosimétrica.

- Condiciones de lectura

Las condiciones de lectura se establecen desde la primera lectura y se deben mantener ya que cualquier cambio puede generar una respuesta diferente.

- Dependencia con la energía

La respuesta de los TLD con la energía de los fotones (dependencia con la transferencia lineal de energía, LET¹⁴) puede ser afectada por el coeficiente de absorción de energía, por el blindaje del detector, por la atenuación y la dispersión por el material que lo cubre y por la dosis que se deposita en el medio irradiado.

Un haz de radiación de alta LET depositará su energía inhomogéneamente en una región pequeña del medio y no podrá atravesar grandes grosores. Por el mismo motivo depositará una dosis alta en una región pequeña del material. Un haz de radiación de baja LET, como los rayos X, depositará su energía de manera homogénea y podrá atravesar un gran espesor de material, por lo tanto depositará una dosis baja en el medio que atraviesa.

En general la dependencia con la energía se define en términos de la respuesta relativa, que es la respuesta termoluminiscente por unidad de kerma en aire medida para el haz de rayos X de interés, dividida entre la misma cantidad medida

¹⁴ Es la energía transferida al medio, por una partícula cargada, por unidad de longitud recorrida. Sus unidades son keV/μm. A los haces de fotones se les asocia la LET promedio de los electrones secundarios liberados por ellos (Attix 2001).

para un haz de referencia. La respuesta termoluminiscente por unidad de kerma en aire es determinada en la región de respuesta lineal del dosímetro y el haz de referencia es, generalmente, de rayos gamma de ^{60}Co .

- Dependencia angular

La dependencia de la respuesta TL con el ángulo de incidencia puede ser significativa para rayos X de baja energía, pero va disminuyendo conforme aumenta la energía. Para evitar estas contribuciones el TLD se orienta con el campo según la posición durante la calibración.

Los dosímetros utilizados en este trabajo son TLD-100 de LiF:Mg,Ti (fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio) producidos por Thermo Scientific, USA, con dimensiones de $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$, tiene un espectro de emisión de 3500-6000 Å, un rango útil de 10 pGy – 10 Gy, una respuesta a un haz de 30 keV con respecto de la respuesta a rayos gamma de ^{60}Co de 1.25 y una respuesta estándar de $\pm 15\%$ ($\pm 2\sigma$) (ThermoSCIENTIFIC 2013).

3.2.2 PELÍCULAS DE TINTE RADIOCRÓMICO (PTR)

La película de tinte radiocrómico XR-RV3, se compone de cinco capas: dos capas protectoras de poliéster, una amarilla en el frente para mejorar el contraste visual y ayudar a bloquear los rayos UV de la capa activa y una blanca en la parte posterior que ayuda a la reflexión en la dosimetría (cada capa mide $97 \mu\text{m}$); una capa (gel) sensible a la radiación que tiene un material de alta Z para mejorar la sensibilidad ($17 \mu\text{m}$), una capa de superficie que se localiza después de la capa activa ($3 \mu\text{m}$) y una capa adhesiva que une la capa de superficie con el poliéster amarillo ($12 \mu\text{m}$). Cuando la película se irradia, el gel sufre polimerización resultando en cambios de coloración que es visible al resultar un ennegrecimiento que es proporcional a la dosis impartida al gel. Las PTR no requieren de procesos químicos para su revelado, son relativamente insensibles a la luz visible y se pueden utilizar en un cuarto con luz normal (Blair y Meyer 2009).

Las películas utilizadas son las XR-QA2, únicamente para visualizar el campo, que tienen alta sensibilidad a baja dosis (0.001 Gy - 0.20 Gy), y las XR-RV3 las cuales tienen un rango de dosis entre 0.01 Gy y 30 Gy. Se escanean en millones de colores y la imagen se separa en los colores rojo, verde y azul, ya que la película es dependiente de la longitud de onda.

La respuesta se define en la ecuación 3.2

$$R = \log\left(\frac{TC_{\text{fondo}}}{TC_{\text{irradiada}}}\right) \quad 3.2$$

Donde TC_{fondo} y $TC_{\text{irradiada}}$ son los tonos de color de la película sin irradiar e irradiada, respectivamente. Se analizó la imagen en color rojo pues es la que muestra contraste mientras que para los otros tonos de color la película se satura (Alva, y otros 2002).

Algunos de los factores que afectan la precisión de la lectura del dosímetro son:

- Respuesta como función de la dosis

Se debe realizar una curva de calibración, previo a la utilización de las películas para conocer su comportamiento y así poder determinar la dosis debida a un campo de radiación.

- Condiciones de escaneo

Las condiciones de escaneo, son la orientación y posicionamiento de la película al momento de escanearla, se establecen desde la primera lectura y se deben mantener ya que cualquier cambio puede generar una respuesta diferente (Alva, y otros 2002). Las películas se deben leer al menos 24 h después de ser irradiadas para permitir que la polimerización finalice (Blair y Meyer 2009).

- Dependencia con la energía

Para determinar la dependencia con la energía se debe obtener la respuesta relativa como función de la energía del haz de fotones en el rango de energía de interés.

3.3 MÉTODO

3.3.1 DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES

3.3.1.1 SELECCIÓN

Para caracterizar los dosímetros se utilizaron 109 cristales TLD-100 (LiF:Mg,Ti) del mismo lote, con el objetivo de conocer su respuesta y así hacer una selección de los que tienen una respuesta dentro del 2% del promedio. Los dosímetros del lote se irradiaron con rayos gamma de ^{60}Co en el irradiador Gammacell del Instituto de Ciencias Nucleares (ICN) colocados en grupos de 16 piezas y se irradiaron a la misma dosis. Posterior a la irradiación se hicieron las lecturas en el equipo Harshaw 3500 en el laboratorio de termoluminiscencia del ICN a una velocidad de 10°C/s hasta 350°C , para obtener su respuesta termoluminiscente y su curva de brillo mostrada en la Figura 3.2, donde la curva de brillo se define como la luz emitida (señal TL) como función de la temperatura. La respuesta termoluminiscente (RTL) se define como el área bajo la curva de brillo.

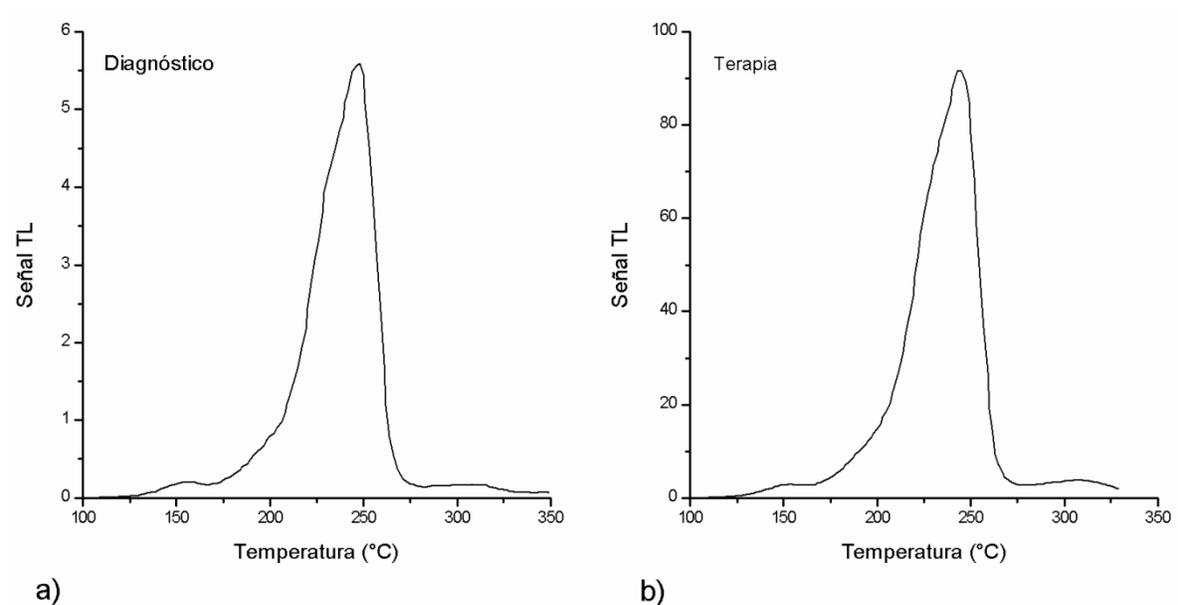


Figura 3.2 Curva de brillo de TLD-100 expuesto a rayos X en un procedimiento a) de diagnóstico y b) terapéutico.

A partir de las medidas, se eligieron aquellos cuya respuesta está dentro del promedio de la respuesta TL, \bar{X} con una incertidumbre del 2 % o menor.

$$\bar{X} \pm 2\% \quad \mathbf{3.3}$$

y se determinó el factor de sensibilidad, f_i , de cada TLD-100 dado por

$$f_i = \bar{X}/X_i \quad \mathbf{3.4}$$

Donde X_i es la respuesta TL del i-ésimo dosímetro.

Se seleccionaron 100 dosímetros en función de los resultados obtenidos a partir de las ecuaciones 3.3 y 3.4. La respuesta promedio de esta selección fue de 628.89 ± 0.04 nC, y con una incertidumbre menor al 2%, además se obtuvo el factor de sensibilidad para cada uno de los dosímetros.

Para obtener la reproducibilidad, se obtuvieron dos medidas de todos los dosímetros y se determinó la incertidumbre asociada a la medida realizada con cada dosímetro.

3.3.1.2 TRATAMIENTO PRE-IRRADIACIÓN DE LOS TLD

Dependiendo del tipo de dosímetros, se utiliza un tratamiento térmico pre-irradiación específico para sus características. Los dosímetros TLD-100 son horneados a 400°C durante una hora con el objetivo de remover cualquier residuo de señales de usos previos que puedan interferir en la nueva lectura y restablecer el equilibrio. Se dejan reposar hasta alcanzar la temperatura ambiente y posteriormente se hornean a 100°C durante dos horas para estabilizar los picos de baja temperatura. Los dosímetros TLD se escogieron por su sensibilidad y reproducibilidad (Zoetelief 2000) (Y. S. Horowitz 1990).

3.3.1.3 CALIBRACIÓN DE LOS TLD

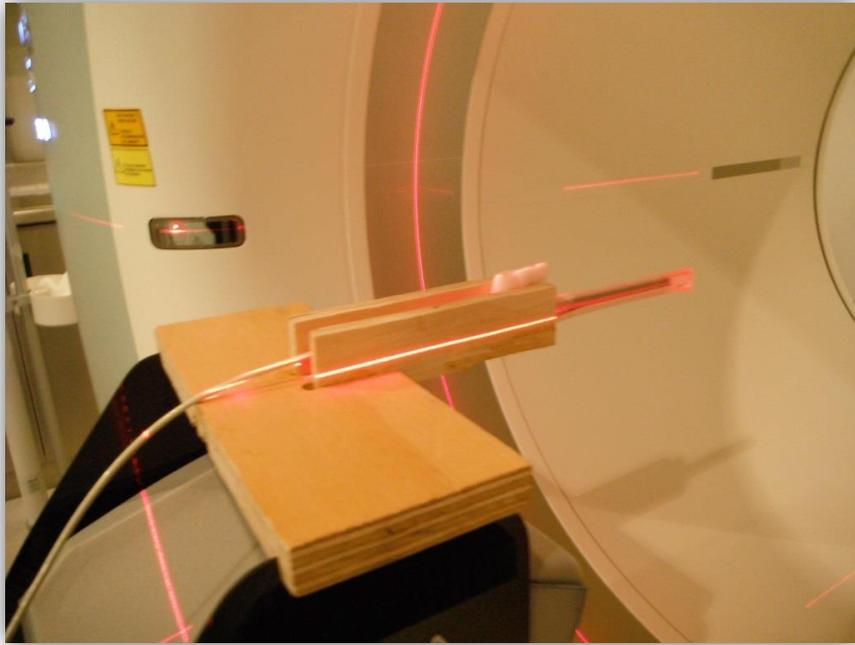
Lo ideal para calibrar los TLD y las PTR es hacerlo con un haz de rayos X de la misma calidad que el haz del equipo de fluoroscopia (65 – 82 kV para ambos equipos) y así poder obtener las dosis con el factor de calibración (Zoetelief 2000).

Los TLD-100 fueron irradiados en el Laboratorio de Metrología del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares con un haz de rayos X de 80 kV, generado por un equipo de rayos X Phillips MCN 321 con tubo de tungsteno, en un campo circular homogéneo de 8.7 cm de diámetro a 100 cm de distancia, a valores de kerma en aire de 0.10, 0.25 y 0.50 Gy. El haz tiene una capa hemirreductora de 2.97 mm Al y una energía efectiva de 35 keV.

Dado que la dosis en aire de entrada en superficie impartida durante los estudios de fluoroscopia puede ser mayor que 0.5 Gy, se realizó una irradiación a valores de kerma en aire entre 0.1 y 4.7 Gy, aproximadamente, en un tomógrafo computarizado (CT).

El equipo Biograph PET/CT del INNN que se utilizó para hacer la irradiación de los TLD se muestra en la Figura 3.3, se hizo un arreglo el cual consistió en montar una cámara de ionización en el aire y sobre ella colocar los dosímetros en un capuchón de plástico lo más delgado posible para evitar que el haz se atenuara. Se realizó una serie de 132 escaneos y cada cuatro se retiró entre 2 y 4 dosímetros. El protocolo de CT utilizado fue el de cráneo con una carga de 650 mAs, un voltaje de 80 kV, una longitud de 12 cm y un pitch de 1¹⁵, para evitar el traslape del haz (Bushberg 2002). Las medidas realizadas con la cámara de ionización se utilizaron para verificar la estabilidad del haz.

¹⁵ Es una cantidad adimensional. Se define como la relación del movimiento de la mesa entre el ancho del corte en el isocentro. Si se traslapa el valor del pitch será menor a 1 y si se separan los cortes, el pitch tendrá un valor mayor a 1.



(a)



(b)

Figura 3.3 (a) Arreglo experimental de la calibración cruzada de los TLD y la CI en el equipo CT, (b) imagen reconstruida del capuchón con los TLD montados en el arreglo.

Se han reportado medidas de la respuesta relativa de los dosímetros de LiF:Mg,Ti con respecto a la densidad de ionización en los TLD para rayos X de baja energía, concluyendo que para energías efectivas entre 27 y 42 keV, que corresponden a diferencias de potencial entre 60 y 100 kV, el kerma en aire cambia a lo más en un 4% (Nunn 2008) (Y. Horowitz 1984) y con respecto de la diferencia de potencial aplicada al tubo para haces con una energía efectiva de 20 keV teniéndose que la respuesta relativa es independiente del kV entre 30 y 70 kV (Ixquiac-Cabrera J.M. 2011). Además, si se pudieran calibrar los dosímetros con la calidad del haz de los equipos de fluoroscopia, la respuesta relativa sería 1 (Zoetelief 2000). Dado lo anterior, el factor de corrección por calidad del haz es 1 para los haces utilizados en la medida de la dosis durante los estudios clínicos con respecto del usado en la calibración.

Para determinar la dosis en aire impartida a los TLD en el CT, lo que se hizo fue determinar la dosis por escaneo utilizando las lecturas RTL_{CT} de los TLD irradiados en el CT a dosis en el intervalo de 50 a 150 mGy, utilizado para los calibrados en el ININ (RTL_{ININ}).

Suponiendo que la respuesta relativa de los dosímetros irradiados en el ININ y en el CT es igual a 1, el coeficiente de calibración ($N_{K_a,TLD}$) de los TLD en términos de la dosis en aire, obtenido a partir de los irradiados en el ININ, TLD_{ININ} es

$$N_{K_a,TLD} = N_{K_a,CT} = \frac{D_{a,TLD_{ININ}}}{RTL_{ININ}} = 1.726 \times 10^{-4} \text{ Gy/nC} \quad 3.5$$

Por otro lado, de los TLD irradiados en el CT, se obtiene que $\alpha = \frac{RTL_{CT}}{4 \text{ escaneos}} = 886.4 \frac{nC}{4 \text{ escaneos}}$, de donde, la dosis en aire impartida por el CT en 4 escaneos es

$$\frac{D_{aire,CT}}{4 \text{ escaneos}} = \alpha N_{K_a,TLD} = 0.1528 \frac{\text{Gy}}{4 \text{ escaneos}} \quad 3.6$$

Dado que los TLD se retiraron cada 4 escaneos, las dosis a las que se expusieron son múltiplos del valor dado en la ecuación 3.6. La curva de calibración obtenida con los TLD irradiados en el CT se muestra en la Figura 3.4.

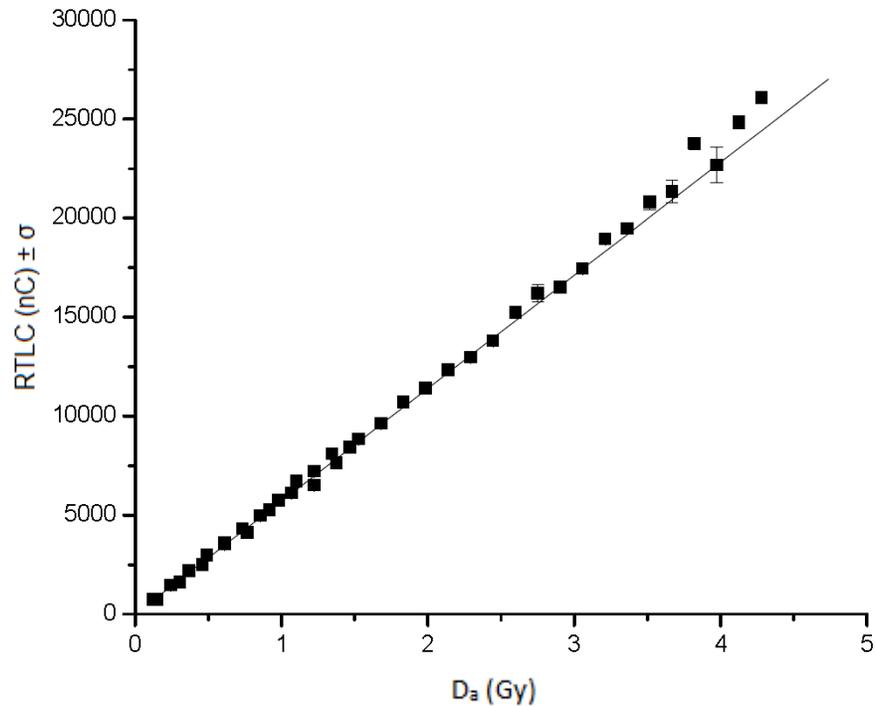


Figura 3.4 Curva de calibración, dosis en aire (D_a) respecto respuesta termoluminiscente (RTL), de los TLD.

La ecuación de la recta es

$$RTL (nC) = 5702 \pm 22 \left[\frac{nC}{Gy} \right] \quad 3.7$$

De donde se obtiene el factor de calibración ($N_{D_a, TLD}$) de los TLD, dado en la ecuación 3.8, para dosis entre 0.1 y 4 Gy, para dosis mayores que 4 Gy la respuesta es supralineal.

$$N_{D_a, TLD} = \frac{1}{5702 \pm 22} \left[\frac{Gy}{nC} \right] \quad 3.8$$

3.3.1.4 LECTURAS DE LOS TLD

Las lecturas se realizaron con un equipo Harshaw 3500 del laboratorio de termoluminiscencia del Instituto de Ciencias Nucleares en el intervalo de temperatura desde 30°C hasta 350°C, a una rapidez de calentamiento de 10 °C/s, entre 24 y 48 horas después de la irradiación (Zoetelief 2000).

3.3.2 PELÍCULAS DE TINTE RADIOCRÓMICO

Se utilizó la película XR-RV3, diseñada específicamente para procedimientos de fluoroscopia, para cubrir los intervalos de dosis que se esperan para este tipo de procedimientos.

Estas películas no tienen ningún tratamiento pre-irradiación ni tampoco un proceso de revelado, por lo que son más fáciles de utilizar que los DTL; su respuesta casi no es afectada por la luz visible y la UV, y se pueden leer las veces que sean necesarias por medio de un escáner. Además se tiene una tira de calibración para el lote utilizado en el intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy proporcionada por el fabricante (ISPCorp 2009).

3.3.2.1 CALIBRACIÓN

Se escaneó la tira de calibración para determinar la respuesta de la películas entre 0.5 y 10 Gy. Además se irradió con rayos X de 80 kV a dosis en aire de 100, 250 y 500 Gy bajo las mismas condiciones que los TLD (sección 3.3.1.3).

La respuesta de color rojo de la película XR-RV3 como función de la dosis en aire se presenta en la Figura 3.5.

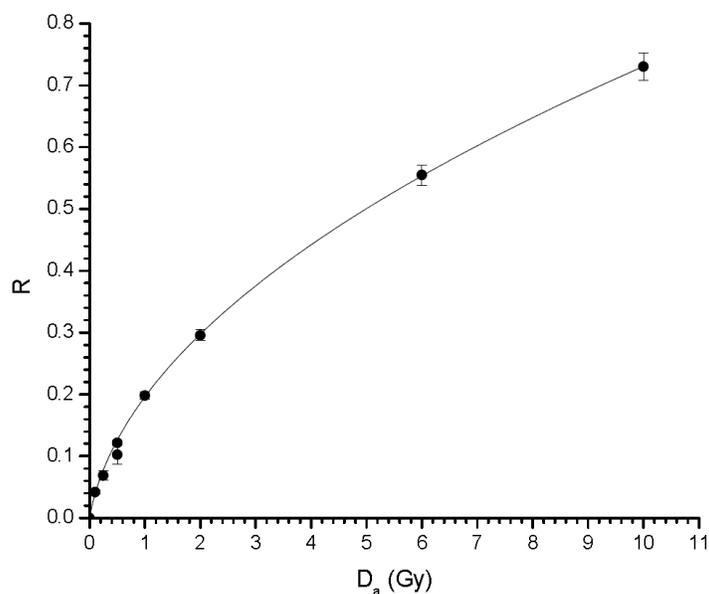


Figura 3.5. Curva de calibración de la película XR-RV3.

Haciendo un ajuste lineal cuadrático a la curva mostrada en la Figura 3.5, se obtiene la siguiente relación entre la dosis en aire (D_a) y la respuesta de la película (R).

$$D_a = (1.94 \pm 0.09)R + (16.06 \pm 0.15)R^2 \quad 3.9$$

3.3.3 PREPARACIÓN LOS TLD Y LA PTR

Después de la selección y el horneado de los dosímetros y ya conociendo su comportamiento, los factores de corrección necesarios y establecidas las condiciones de trabajo, se realiza el arreglo experimental que se utilizará durante los estudios. En los procedimientos realizados con el equipo AXIOM – ARTIS VB31F SIEMENS de doble arco, que se muestran en la *Figura 3.7*, se utilizaron 50 dosímetros los cuales fueron montados en dos portadosímetros de 15X15 cm², uno para cubrir la posición antero-posterior (nuca del paciente) y otros para la posición lateral (lado del paciente entre el tubo de rayos X y la cabeza del mismo). Los dosímetros se distribuyeron cada 3 cm y sobre ellos se colocaron películas de tinte radiocrómico, en tiras o cubriendo totalmente el portadosímetro (

Figura 3.6).

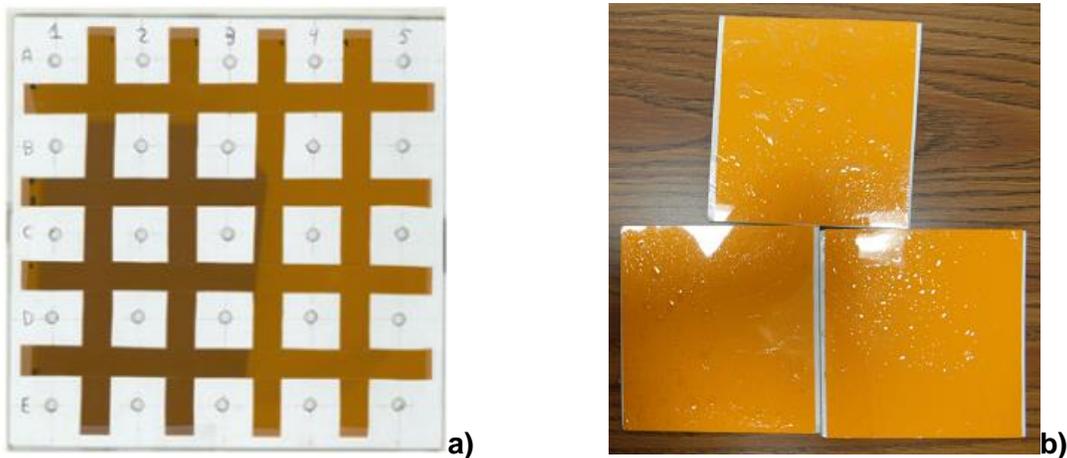


Figura 3.6 a) Distribución de 25 dosímetros TLD en un portadosímetro con películas PTR en tiras, **b)** 75 dosímetros TLD en 3 portadosímetros con película PTR que cubre completamente el portadosímetro.

La película utilizada es de dos tipos (XR-QA2 y XR-RV3), la primera se utilizó para ver el campo de radiación y la otra para determinar la dosis depositada en el área irradiada (Shope 1997). Tanto los TLD como la película (XR-RV3) nos permiten evaluar la dosis impartida al paciente en el momento del procedimiento así como visualizar la posición de los campos de irradiación utilizados por los médicos.



Figura 3.7 Unidad de fluoroscopía, equipo AXIOM – ARTIS VB31F SIEMENS de doble arco (arco anteroposterior y arco lateral).

En los procedimientos realizados con el equipo SIEMENS ARTIS ZEEGO de un arco y un brazo mecánico que se muestra en la **Figura 3.8**, se utilizaron 75 dosímetros, espaciados cada 3 cm, colocados en 3 portadosímetros para cubrir las posiciones anteroposterior (AP), lateral izquierda (LI) y lateral derecha (LD) del paciente (

Figura 3.6 b) . Este equipo tiene la ventaja de poseer un brazo mecánico que permite más posiciones de utilidad para el médico que el equipo de dos arcos. También se utilizó película XR-RV3 de 15x15 cm² para cubrir el portadosímetro y evaluar la dosis al paciente así como visualizar el campo de radiación utilizado en los procedimientos.



Figura 3.8 Unidad de fluoroscopia, equipo SIEMENS ARTIS ZEEGO de un arco y un brazo mecánico.

En ambos equipos se realizaron diversos procedimientos tanto de tipo diagnóstico como de tipo tratamiento. De los equipos se tomaron datos de la dosis que proporciona el sistema, para comparar las medidas que el equipo ofrece al final de cada procedimiento con las medidas que se realizaron con los dosímetros y la película PTR utilizadas durante el mismo procedimiento.

Cuando se termina un procedimiento, en las pantallas en las que se ven las imágenes, se muestran las dosis acumuladas ($DES_{ACUMULADA}$) y el producto dosis área. Los valores dados por el equipo de dos arcos son calculados con base en los parámetros utilizados en el procedimiento, en tanto que los de equipo de un brazo mecánico son medidos con una cámara de ionización colocada en el cabezal del tubo de rayos X.

Los procedimientos no son repetibles, ya que cada uno tiene diferente objetivo y por lo tanto diferente dificultad que depende del tipo de lesión, del tipo de paciente y del material médico del que se disponga para tratar al mismo.

4 RESULTADOS

Se realizaron mediciones dosimétricas en 19 procedimientos (terapéuticos y diagnósticos) realizados en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, con las que se calculó la dosis de entrada en superficie en los pacientes. Los procedimientos se llevaron a cabo en dos equipos especializados en fluoroscopia intervencionista del Instituto: AXIOM ARTIS (un equipo con dos arcos) y ZEEGO (un equipo con un arco y brazo mecánico) (sec. 3.1). La Figura 4.1 muestra los 19 procedimientos diagnósticos, los terapéuticos y las dosis máximas acumuladas. Los pacientes que experimentaron estos procedimientos fueron 53% mujeres (edad promedio de 49 años) y 47% hombres (46 años de edad en promedio). En general, las edades más comunes de los pacientes que son intervenidos están entre los 40 y 60 años, aunque hubo dos pacientes de 23 años y uno de 75 años.

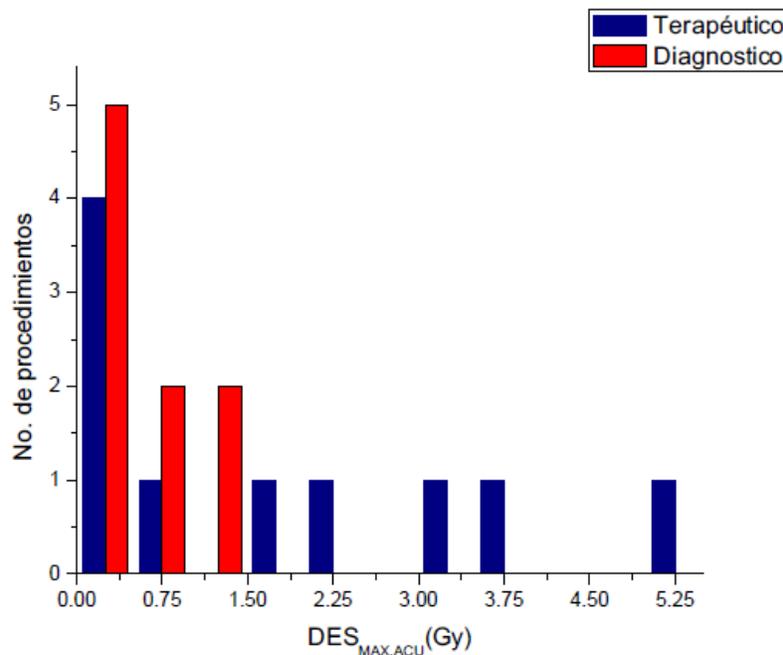


Figura 4.1 Procedimientos realizados de tipo terapéutico y de tipo diagnóstico así como la dosis de entrada en superficie máxima acumulada aproximada en cada uno de ellos.

Los procedimientos realizados por los médicos a los pacientes son los enlistados en la Tabla 1, donde T representa un procedimiento terapéutico y D representa un procedimiento de diagnóstico.

Tabla 1 Procedimientos diagnosticados y tratados a 19 pacientes en el INNN.

Paciente	Procedimiento	Paciente	Procedimiento
T1	Embolización de aneurisma basilar	D5	Control post-embolización de MAV
T3	Embolización de MAV derecha	D6	Panangio
D1	Panangio	D7	Control post-embolización de MAV
D2	Diagnóstico de aneurisma roto	T7	Embolización de aneurisma
D3	Panangio	D8	Panangio
T4	Embolización de aneurisma residual	D9	Control post-embolización
T5	Embolización de fístula dural izquierda	T8	Embolización aneurisma derecho
D4	Panangio	T9	Embolización de aneurisma
T6	Embolización de fístula carótida cavernosa FCC	T10	Panangio y embolización de aneurisma

4.1 EQUIPO DE DOS ARCOS AXIOM ARTIS

En 11 procedimientos se evaluaron las dosis de entrada en superficie, en el equipo AXIOM ARTIS. Los dos portadosímetros utilizados fueron colocados en la posición anteroposterior (AP) y la posición lateral izquierda (LI) del paciente. Únicamente para visualizar el campo, se utilizó la película de tinte radiocrómico XR-QA2 y en algunos procedimientos la película XR-RV3 con la que además de visualizar el campo también se evaluó la dosis en aire de entrada en superficie de los pacientes así como con los TLD-100.

En la Tabla 2 se presentan la dosis de entrada en superficie máxima ($DES_{MÁX}$) y la dosis de entrada en superficie promedio (DES_{PROM}) para cada procedimiento (ESTUDIO), para cada posición (AP, LI y LD) y para cada sistema dosimétrico (TLD y PTR) y finalmente el intervalo de confianza del 95% (95% IC), que se conforma de todas las medidas obtenidas que se encuentran dentro del 95% de la cantidad total de las mismas; con el intervalo de confianza se elimina el 5% de los valores que se encuentran en los extremos mayor (2.5%) y menor (2.5%) del grupo de medidas, esto con el objetivo de mostrar el

intervalo de la dosis impartida en el 95% del área expuesta. La diferencia entre el valor mayor en este intervalo y el valor máximo indica el intervalo de dosis absorbida en el 2.5% del área expuesta. Los espacios con guion son los procedimientos en los cuales no se utilizó película para evaluar la dosis de entrada.

Tabla 2 Procedimientos realizados en el equipo AXIOM ARTIS. Se muestra la dosis de entrada en superficie obtenida por medio de TLD-100 y con PTR (XR-RV3) así como el intervalo de confianza del 95% de los valores.

ESTUDIO	POSICIÓN	TLD		PTR		95% IC	
		DES_{MAX} (Gy)	$DES_{PROM} \pm \sigma$ (Gy)	DES_{MAX} (Gy)	$DES_{PROM} \pm \sigma$ (Gy)	-	+
¹⁶ T1	AP	2.796	1.242±0.779	-	-	0.252	2.787
	LI	2.397	0.420±0.739	-	-	0.040	2.359
T2	AP	0.962	0.667±0.202	-	-	0.352	0.949
	LI	1.569	0.383±0.505	-	-	0.025	1.559
T3	AP	1.953	1.041±0.620	-	-	0.200	1.940
	LI	2.082	1.107±0.611	-	-	0.165	1.994
¹⁷ D1	AP	0.492	0.276±0.154	-	-	0.040	0.480
	LI	0.187	0.088±0.060	-	-	0.012	0.179
D2	AP	0.122	0.084±0.036	-	-	0.015	0.120
	LI	0.143	0.051±0.055	-	-	0.000	0.138
D3	AP	0.500	0.376±0.065	-	-	0.293	0.475
	LI	0.408	0.257±0.099	-	-	0.124	0.403
T4	AP	0.421	0.274±0.113	-	-	0.070	0.406
	LI	0.198	0.116±0.054	-	-	0.030	0.196
D5	AP	0.202	0.144±0.047	0.223	0.134±0.051	0.031	0.214
	LI	0.083	0.052±0.022	0.106	0.051±0.021	0.010	0.082
D6	AP	0.889	0.556±0.255	1.018	0.598±0.293	0.149	0.964
	LI	0.458	0.237±0.127	0.373	0.207±0.103	0.027	0.344
D7	AP	0.148	0.081±0.053	0.149	0.084±0.039	0.026	0.128
	LI	0.137	0.075±0.043	0.157	0.071±0.035	0.021	0.127
T7	AP	2.978	1.038±0.741	2.402	0.834±0.570	0.179	2.301
	LI	0.120	0.062±0.024	0.206	0.081±0.028	0.049	0.152

¹⁶ Donde T es un procedimiento de tipo terapéutico.

¹⁷ Donde D es un procedimiento de tipo diagnóstico.

4.1.1 DOSIS OBTENIDA CON TLD-100

En la Tabla 2 se muestran los valores de la *DES* para los 7 procedimientos, de los cuáles únicamente se hizo una medida dosimétrica con TLD-100. De los 7 procedimientos, 3 fueron procedimientos diagnóstico y 4 fueron tratamiento. El análisis se muestra en la gráfica de barras de la Figura 4.2 en donde se observa el intervalo de confianza que contiene el 95% de los valores (95% IC), los intervalos del 2.5% de los valores menores (MIN) y mayores (MAX) y el valor promedio de todas las medidas (PROM).

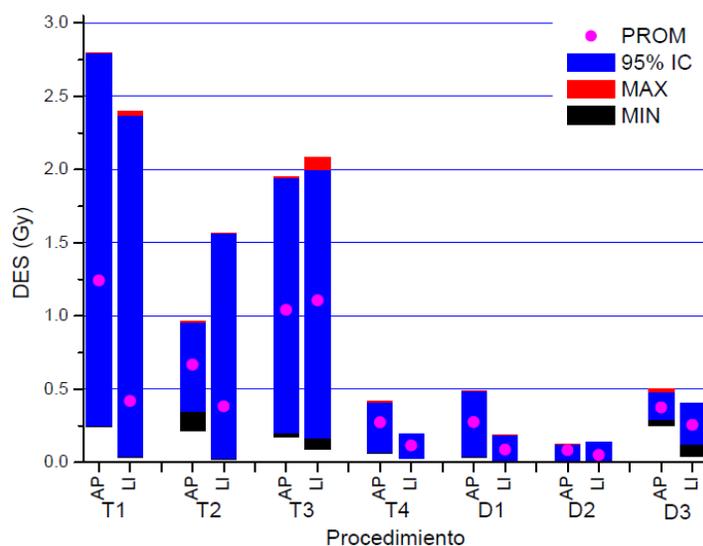


Figura 4.2 Dosis de entrada en superficie máxima (MAX), dosis de entrada en superficie mínima (MIN), dosis de entrada en superficie promedio (PROM) y el intervalo de confianza del 95% (95% IC) para cada procedimiento evaluado solo con TLD-100. Las medidas se obtuvieron en el equipo de AXIOM ARTIS de dos arcos.

Como se puede observar en la Tabla 2 y en la Figura 4.2, las dosis en los procedimientos terapéuticos por lo general son mayores que las obtenidas en los de diagnóstico, teniéndose que en el caso de los procedimientos terapéuticos, las dosis de entrada máximas tienen valores entre 0.96 y 2.80 Gy, excepto para el tratamiento 4 para el cual son menores que 0.5 Gy. Para los casos de tipo diagnóstico las dosis de entrada máximas son iguales o menores que 0.5 Gy para los tres casos. Además, en la mayoría de los procedimientos, en la posición AP se recibe mayor dosis independientemente del tipo de procedimiento que se lleve a cabo.

En la *Figura 4.3*, se muestra la distribución de dosis obtenida con TLD para el procedimiento T4; es un tratamiento, el cual tiene una dosis de entrada en superficie máxima de 0.42 y 0.20 Gy y una dosis de entrada en superficie promedio de 0.27 y 0.12 Gy para las posiciones antero-posterior y lateral izquierda, respectivamente. Además, se muestra una imagen de los campos de radiación obtenida con una PTR.

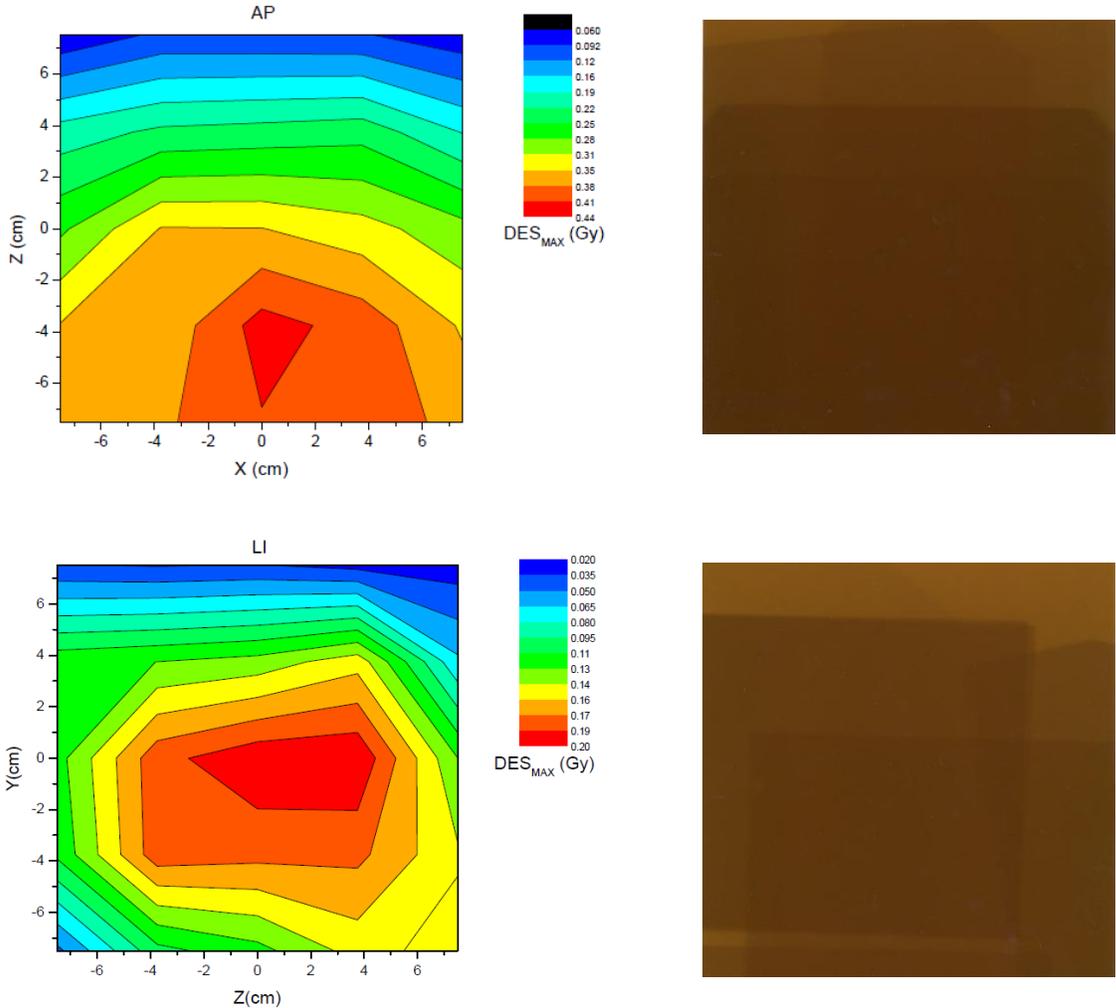


Figura 4.3 Distribución de dosis obtenida con TLD para el procedimiento T4 en las posiciones AP y LI. Se muestra la imagen original de la película XR-QA2.

4.1.2 DOSIS OBTENIDA CON TLD-100 Y CON PTR (XR-RV3)

En la Tabla 2, se muestran 4 procedimientos en los que se midieron las *DES* con TLD y con PTR (XR-RV3). De estos procedimientos, 3 son de tipo diagnóstico y 1 es tratamiento.

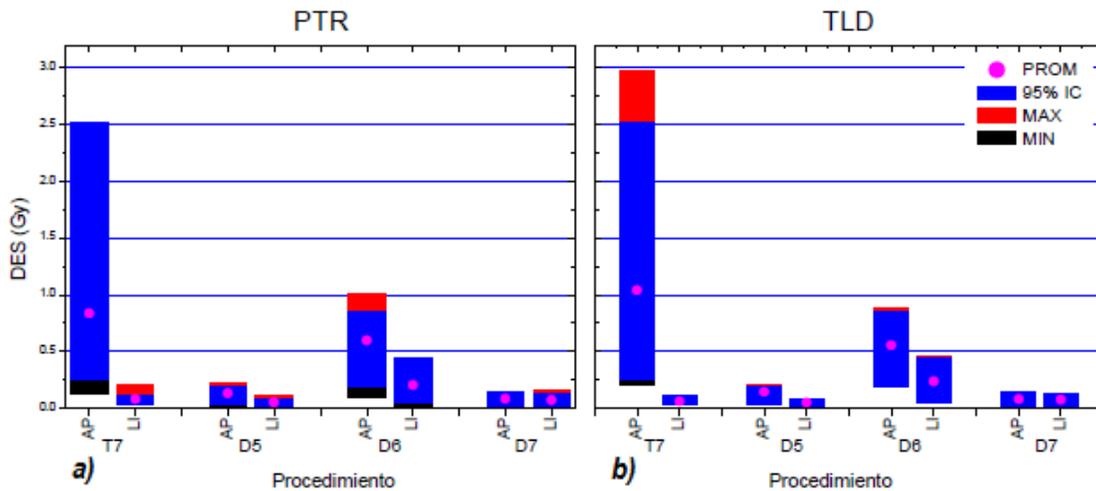


Figura 4.4 Gráfica de barras que muestra las dosis de entrada en superficie máxima (MAX), dosis de entrada en superficie mínima (MIN), dosis de entrada en superficie promedio (PROM) y el intervalo de confianza de 95% para cada procedimiento evaluado **a)** con PTR y **b)** con TLD-100.

En la Tabla 2 y en la Figura 4.4 se muestra que para el tratamiento se tiene una dosis máxima de hasta 3 Gy y para la posición AP de un procedimiento de tipo diagnóstico de 1 Gy, para todos los demás diagnósticos y la otra posición del tratamiento, los valores están por debajo de 0.50 Gy.

En general, los valores de la DES_{MAX} obtenidos con las PTR son mayores que los medidos con TLD con diferencias menores que el 15%, encontrándose una diferencia de hasta el 40%, salvo para la medida en la posición AP del tratamiento (T7) en la que la dosis obtenida con TLD fue 20% mayor que la determinada con la PTR. En el caso de la DES_{PROM} , son mayores para las PTR en aproximadamente la mitad de las medidas, con diferencias menores que el 10%, encontrándose una diferencia de hasta el 25%.

Las diferencias obtenidas entre las medidas realizados con los dos dosímetros pueden deberse a que con la PTR se analiza la totalidad de la película (15x15 cm²) en

aproximadamente 9250 regiones de 1.6 mm de lado aproximadamente, mientras que en el caso de los TLD se evalúa con 25 cristales distribuidos cada 3 cm. Debido a esto, en las zonas en las que no hay TLD puede haber regiones con dosis máxima o mínima, pudiéndose encontrar valores de la dosis máxima más altos con la PTR y el promedio de los valores puede variar de tal manera que se encuentre por debajo de las medidas realizadas con los TLD.

En la Figura 4.5 se presentan las distribuciones de dosis obtenidas para el tratamiento T7 con DES_{MAX} de 2.98 y 0.12 Gy obtenidas con TLD y de 2.40 y 0.21 Gy medidas con la película, para las posiciones antero-posterior y lateral, respectivamente. Las DES_{PROM} medidas con TLD son de 1.04 y 0.06 Gy y con película de 0.83 y 0.08 Gy para la posición AP y LAT, respectivamente.

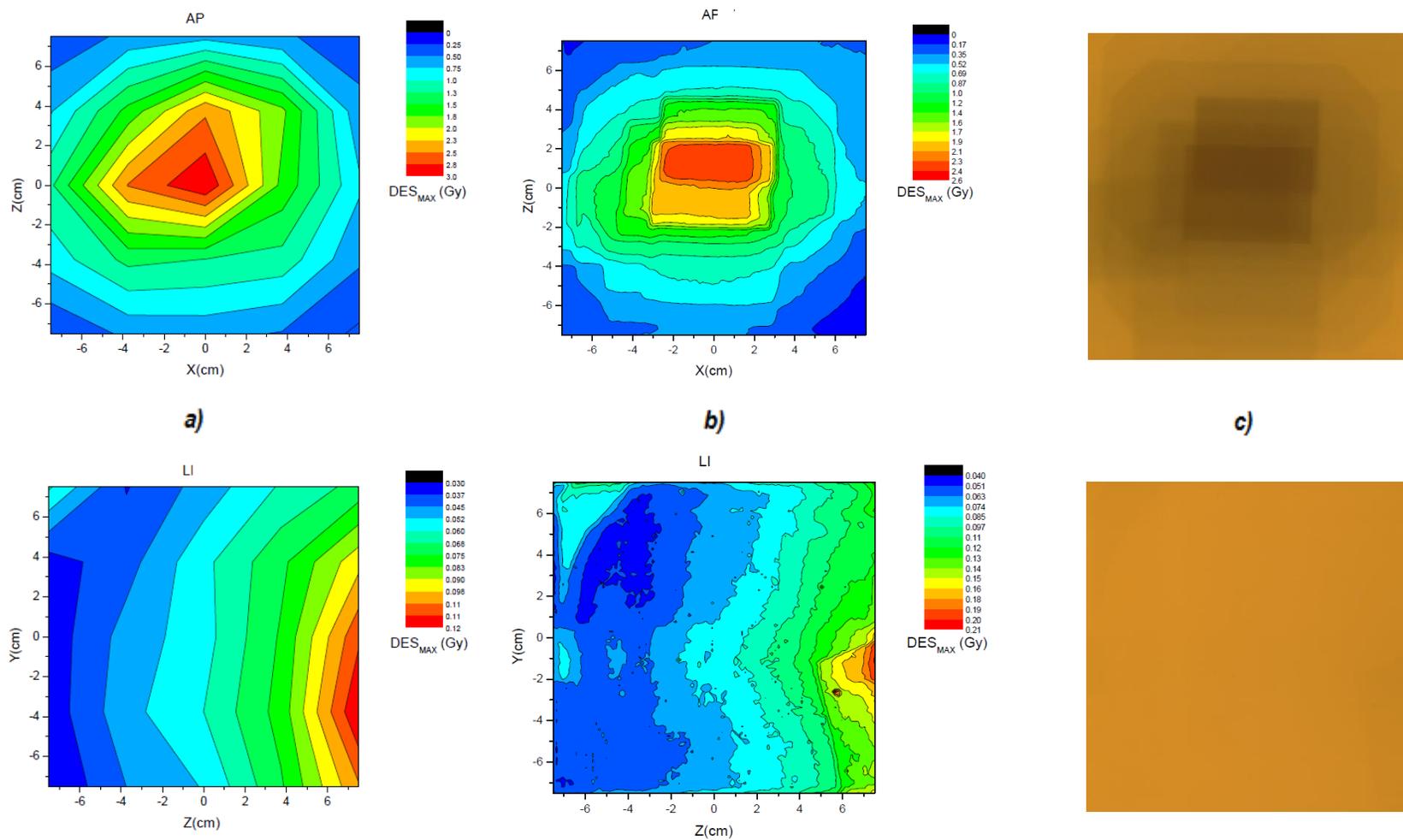


Figura 4.5 a) Distribución de dosis obtenida con TLD, **b)** imagen de la película XR-RV3 y **c)** la distribución de dosis obtenida con la película, de la posición AP y LAT, del procedimiento T7.

Además, en la mayoría de los procedimientos, en la posición AP se recibe mayor dosis independientemente del tipo de procedimiento que se lleve a cabo.

No en todos los tratamientos se va a depositar una dosis alta ni tampoco en todos los diagnósticos se va a depositar una dosis baja, esto depende del uso que se le da al equipo por parte del grupo médico, sin embargo, la habilidad para manipular de forma rápida estos equipos, garantiza una menor dosis al paciente.

4.2 ZEEGO EQUIPO DE UN ARCO

Las dosis de entrada en superficie obtenidas durante los procedimientos realizados con el equipo ZEEGO, que consta de un arco conectado con un brazo mecánico, fueron medidas con TLD-100 y con la película de tinte radiocrómico XR-RV3, con la cual se visualiza el campo y se evalúa la dosis.

En este equipo se puede colocar el arco en cualquier posición alrededor del paciente, a diferencia del equipo de 2 arcos con el cual el movimiento está más restringido. El equipo cubre hasta 270° en la circunferencia de la cabeza del paciente, logrando así obtener una imagen que la muestra completa, similar a una tomografía.

Los resultados obtenidos durante los 8 procedimientos realizados en este equipo se muestran en la Tabla 3. Para los procedimientos T5 y D4 las medidas fueron realizadas con dos portadosímetros en las posiciones AP y LI del paciente ya que se siguió la forma de trabajo utilizada con el equipo AXIOM ARTIS, sin embargo, por las diferentes posiciones que el equipo ZEEGO puede tomar, se agregó un nuevo portadosímetros que cubriera la parte derecha de la cabeza (posición LD) del paciente, que en este caso es expuesta al haz primario. Por esta razón, en los últimos 6 procedimientos se utilizaron los tres portadosímetros que lograron cubrir las 3 zonas importantes de la cabeza, excluyendo el rostro.

Tabla 3 Procedimientos realizados en el equipo ZEEGO. Se muestra la dosis de entrada en superficie obtenida por medio de TLD-100 y de PTR (XR-RV3) así como el intervalo de confianza del 95% de los valores.

ESTUDIO	POSICIÓN	TLD		PTR		95% IC	
		$DES_{MAX}(Gy)$	$DES_{PROM}(Gy) \pm \sigma$	$DES_{MAX}(Gy)$	$DES_{PROM}(Gy) \pm \sigma$	-	+
T5	AP	0.322	0.211±0.086	-	-	0.080	0.314
	LI	0.090	0.059±0.017	-	-	0.040	0.090
D4	AP	0.151	0.103±0.041	-	-	0.039	0.150
	LI	0.055	0.036±0.016	-	-	0.009	0.055
T6	AP	1.237	0.575±0.374	-	-	0.116	1.234
	LI	0.084	0.057±0.014	-	-	0.033	0.080
	LD	3.056	1.221±0.860	-	-	0.153	2.801
D8	AP	0.701	0.466±0.168	0.621	0.388±0.138	0.146	0.578
	LI	0.315	0.152±0.080	0.363	0.148±0.079	0.038	0.313
	LD	0.509	0.321±0.129	0.487	0.300±0.105	0.086	0.464
D9	AP	0.229	0.118±0.075	0.262	0.114±0.072	0.023	0.226
	LI	0.067	0.049±0.013	0.088	0.048±0.012	0.015	0.064
	LD	0.068	0.048±0.017	0.102	0.046±0.017	0.019	0.067
T8	AP	0.190	0.108±0.058	0.264	0.130±0.050	0.053	0.222
	LI	0.213	0.112±0.048	0.311	0.155±0.048	0.066	0.263
	LD	0.113	0.063±0.026	0.197	0.112±0.031	0.047	0.165
T9	AP	0.211	0.112±0.048	0.288	0.161±0.054	0.079	0.264
	LI	0.092	0.060±0.023	0.180	0.105±0.027	0.045	0.149
	LD	0.130	0.079±0.022	0.204	0.133±0.026	0.088	0.190
T10	AP	0.336	0.190±0.098	0.376	0.226±0.094	0.088	0.358
	LI	0.118	0.067±0.031	0.194	0.112±0.034	0.052	0.178
	LD	1.559	0.341±0.365	1.752	0.359±0.320	0.085	1.602

4.2.1 DOSIS OBTENIDA CON TLD

En la Figura 4.6 se muestran las dosis de entrada en superficie determinadas solo con TLD, se utilizaron películas XR-QA2 para ver los campos de radiación. Hubo dos procedimientos de tipo tratamiento y uno de tipo diagnóstico. En uno de los tratamientos se colocó de forma adicional un tercer portadosímetro el cual cubre la parte derecha de la cabeza del paciente (LD) ya que por la versatilidad del equipo se puede exponer esta región al haz de rayos X directamente.

En la Tabla 3 y en la Figura 4.6 se ve que en la posición lateral derecha del tratamiento T6 se alcanzan 3 Gy y en la antero-posterior se tiene una dosis máxima mayor que 1 Gy. Para todos los procedimientos y posiciones restantes se tiene una dosis de entrada en superficie máxima menor que 0.5 Gy, además se puede observar que todos los valores promedio de los tres procedimientos, están por debajo de 1.5 Gy.

Fue muy útil colocar un tercer portadosímetro durante el procedimiento T6 para considerar la dosis de entrada en el lado derecho del paciente, ya que en este lado fue en donde se obtuvo la mayor dosis de entrada.

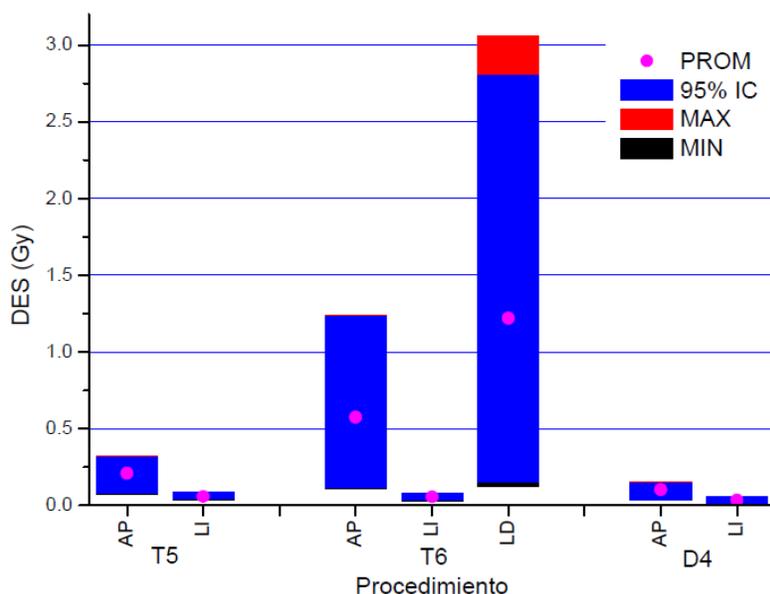


Figura 4.6 Gráfica de barras que muestra las dosis de entrada en superficie máxima ($D_{MÁX}$), la dosis de entrada en superficie mínima (D_{MIN}), la dosis de entrada en superficie promedio (D_{PROM}) y el intervalo de confianza del 95% (95% IC) para cada procedimiento evaluado con TLD-100. Las medidas fueron obtenidas con el equipo ARTIS ZEEGO.

La Figura 4.7 muestra las distribuciones de dosis, medida con TLD, obtenidas para el procedimiento T6 que es un tratamiento. Se tiene que las dosis de entrada en superficie máxima son de 3.1 y 1.2 Gy para las posiciones LD y AP, respectivamente. Además se muestran las imágenes de las películas utilizadas para visualizar los campos de radiación.

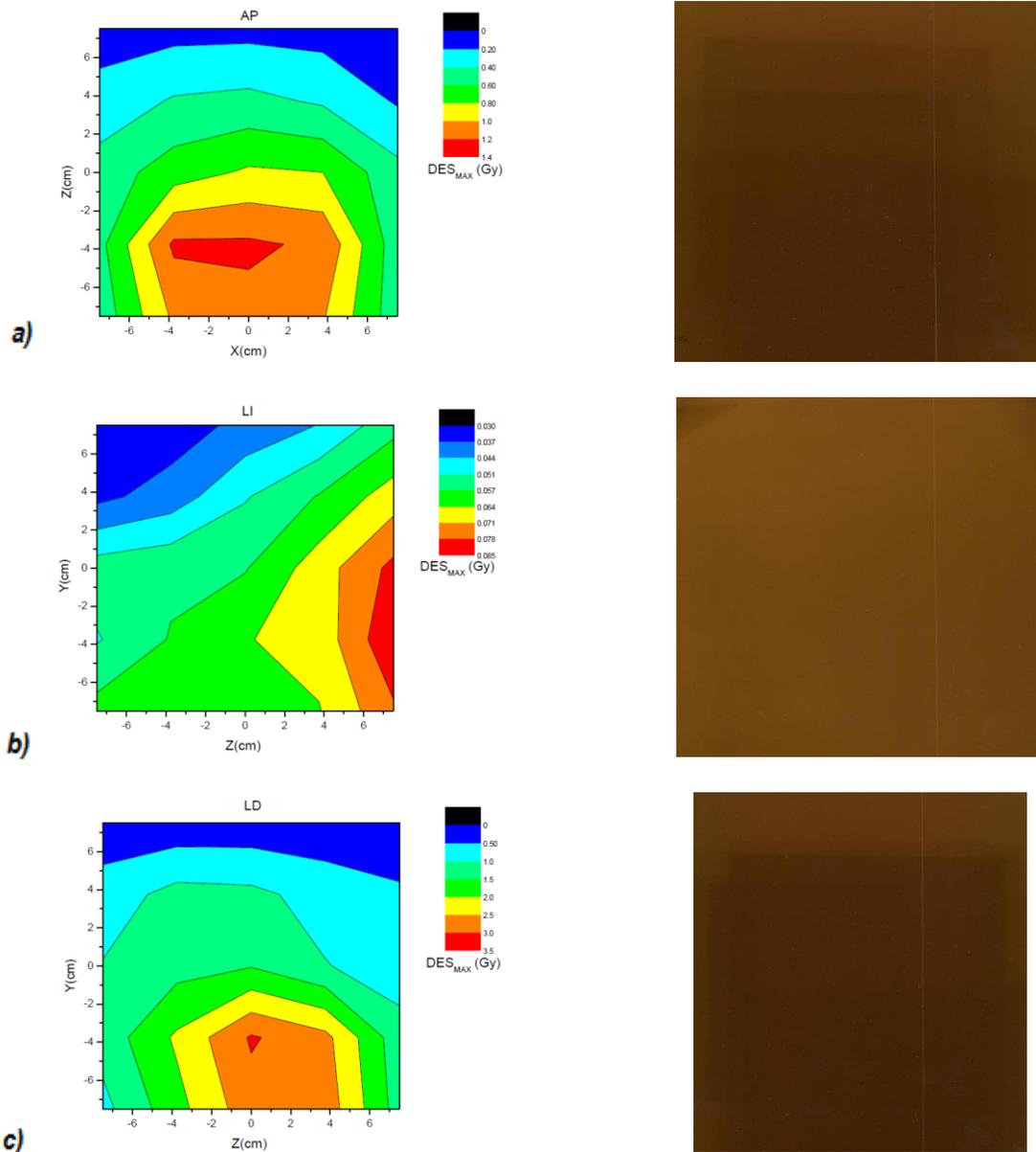


Figura 4.7 Distribuciones de dosis obtenidas con TLD en las posiciones **a) AP**, **b) LI** y **c) LD** y la imagen de la PTR, obtenidas para el procedimiento T6.

4.2.2 DOSIS OBTENIDA CON TLD Y PTR

Las dosis de entrada en superficie de los últimos 5 procedimientos (T8, T9, T10, D8 y D9) fueron evaluadas tanto con TLD como con PTR y se muestran en la Tabla 3. Los primeros tres son terapéuticos, mientras que los últimos dos son de diagnóstico. Los de diagnóstico muestran diferencias entre las dosis de entrada en superficie máxima entre TLD y PTR de aproximadamente 15% para las dosis máximas siendo mayor la obtenida con la PTR, y hubo diferencias menores al 10% para las dosis promedio determinadas con TLD teniéndose valores más altos que con la PTR.

En la Tabla 3 y en la Figura 4.8 se muestra que para todos los procedimientos, tanto terapéuticos como de diagnóstico, las dosis de entrada son menores que 1 Gy, excepto la dosis máxima medida en la posición LD del procedimiento T10 que es de 1.6 Gy. La dosis de entrada en superficie promedio es menor que 0.5 Gy en todas las medidas. La DES_{PROM} (0.35 Gy) para el procedimiento T10 es baja en comparación con la DES_{MAX} (1.5 Gy) ya que la región de mayor dosis es pequeña comparada con el área total irradiada.

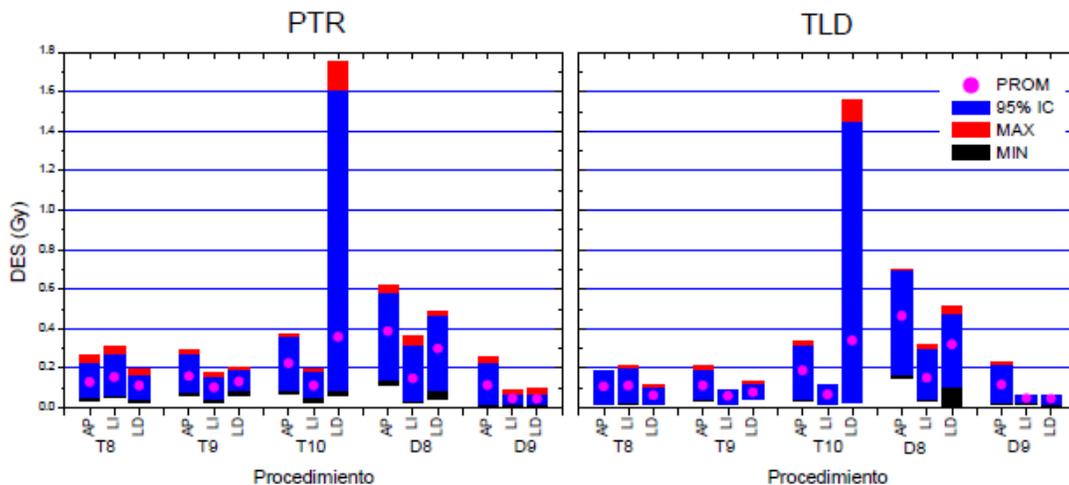


Figura 4.8 Gráfica de barras que muestra las dosis de entrada en superficie máxima (MAX), las dosis de entrada en superficie mínima (MIN), las dosis de entrada en superficie promedio (PROM) y el intervalo de confianza del 95% (95% IC) para cada procedimiento evaluado a) con PTR y b) con TLD-100, realizados con el equipo ZEEGO.

Se obtuvo que las diferencias de los valores obtenidos entre TLD y PTR son de entre el 10% y el 40% para la dosis de entrada en superficie máxima. En el caso de la dosis de entrada en superficie promedio, en nueve de las medidas hubo diferencias menores que el 20%, para las 5 restantes las diferencias varían entre el 40 y el 75%. En ambos casos para los procedimientos de tipo terapéutico la PTR mostró valores mayores que para los TLD.

Las diferencias entre los valores de la dosis obtenidos con PTR y con TLD son debidas a la cantidad de puntos que se están evaluando pues en el caso de los TLD se evalúa con 25 cristales distribuidos cada 3 cm en el portadosímetro, mientras que con la película se analizaron en promedio 9250 puntos de $1.6 \times 1.6 \text{ mm}^2$ porque la película cubre en su totalidad ($15 \times 15 \text{ cm}^2$) la superficie de los portadosímetros.

En la *Figura 4.9* **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se presentan las distribuciones de dosis medidas para el procedimiento T10, se observa que en la posición lateral derecha la dosis de entrada es de hasta 1.8 Gy, mientras que para las otras dos posiciones está por debajo de 0.5 Gy.

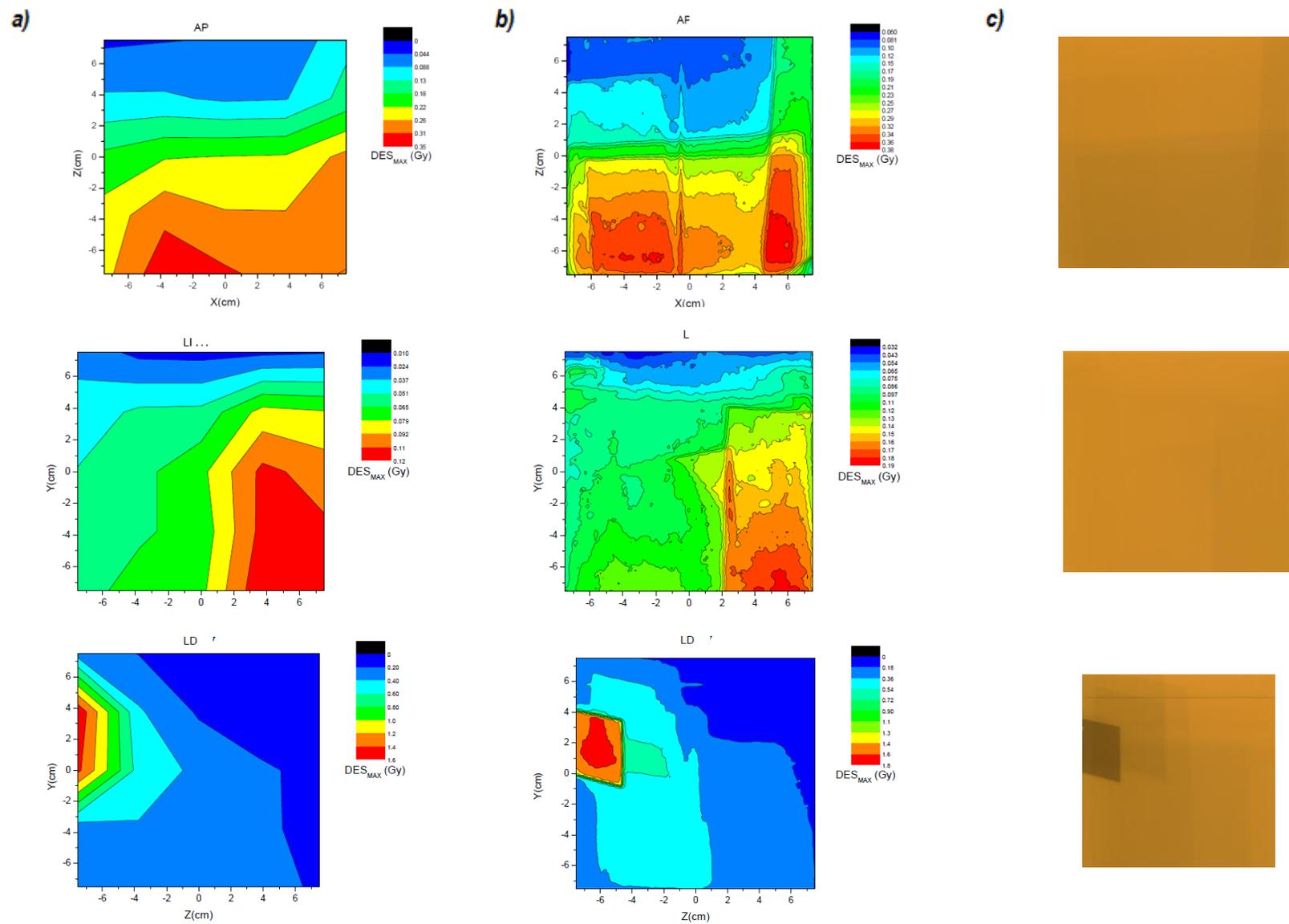


Figura 4.9 a) Distribución de dosis obtenida con TLD, **b)** distribución de dosis calculada a partir de la película y **c)** la imagen de la película XR-RV3 en las posiciones AP, LI y LD del procedimiento T10.

4.3 COMPARACIÓN DE LA DOSIS DE ENTRADA EN SUPERFICIE PROPORCIONADA POR EL EQUIPO Y LA MEDIDA CON TLD Y PTR

Al momento de realizarse un procedimiento en cualquiera de los dos equipos, el sistema muestra al final de cada evento la dosis de entrada en superficie acumulada ($DES_{ACUMULADA}$) para cada uno de los arcos (o del arco, en el caso del ZEEGO). También se genera un archivo o protocolo el cual muestra varios datos calculados por el sistema del equipo cuando se toman las imágenes de alta resolución, así como el acumulado de la dosis obtenido durante el procedimiento de fluoro (es decir las imágenes de baja resolución y que sirven de guía), además de mostrar el tiempo que duró el procedimiento y el tipo de procedimiento. Se compararon los datos proporcionados por el software del equipo y los datos obtenidos por medio de los TLD y de la PTR. En cada procedimiento se sumaron las DES_{MAX} medidas para cada posición (AP, LI y LD) para obtener una dosis acumulada ($DES_{MAX,ACU}$) por procedimiento, que se comparó con la dosis de entrada en superficie acumulada dada por el equipo.

La Figura 4.10 muestra el comportamiento de los valores de la $DES_{MAX,ACU}$ obtenidos con TLD en función de los datos aportados por los equipos angiográficos. Las diferencias en los valores se deben a que al realizarse los procedimientos el haz de rayos X no siempre incide sobre los portadosímetros ya que, aunque se cubran la nuca y los lados del paciente, los médicos también hacen incidir el haz por la zona de la cara o de forma inclinada y por lo tanto la dosis medida con los TLD o las PTR es menor que la proporcionada por el equipo. El software del equipo de dos arcos calcula la dosis utilizando los parámetros del estudio (kV, mAs), en tanto que para el equipo de un arco se determina por medio de una cámara de ionización que se encuentra en el cabezal del tubo de rayos X.

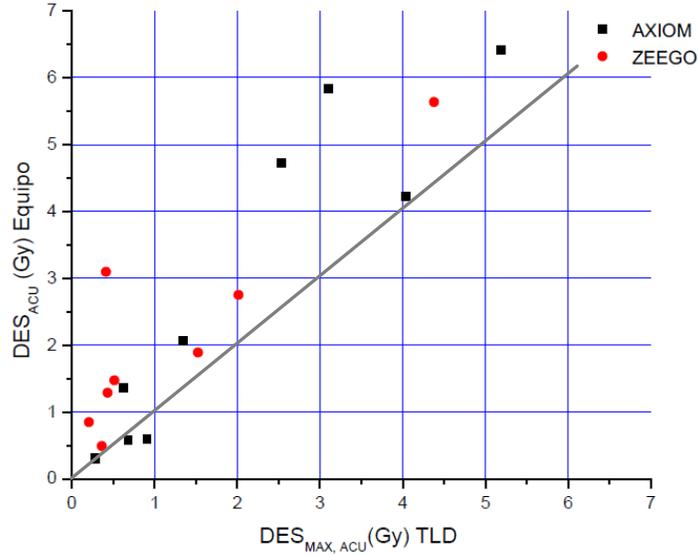


Figura 4.10 Dosis de entrada en superficie acumulada dada por el equipo con respecto a la dosis de entrada en superficie máxima acumulada obtenida por medio de los TLD de todos los procedimientos evaluados en el INNyN.

En la Figura 4.11 se presenta la comparación de las $DES_{ACUMULADA}$ que da el equipo con las medidas con PTR. Se observa que los valores dados por el equipo son mayores que los obtenidos con las películas, por la razón dada anteriormente.

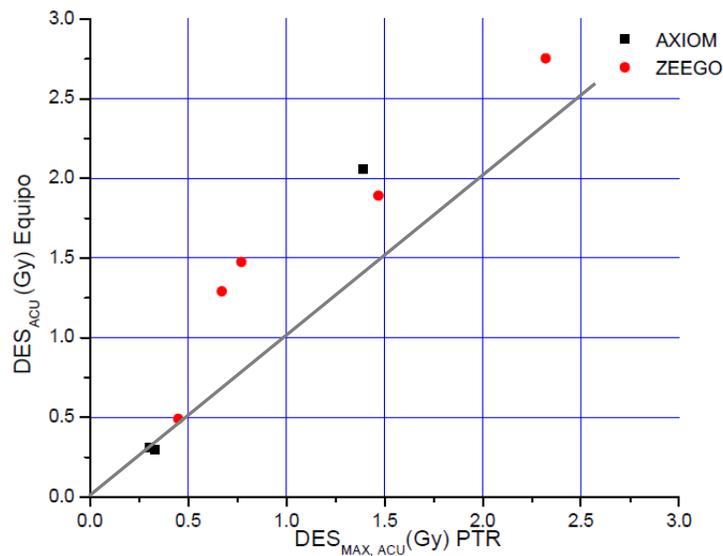


Figura 4.11 Dosis de entrada en superficie máxima acumulada obtenida por medio de PTR con respecto a la dosis de entrada en superficie acumulada obtenida con el equipo angiográfico.

La comparación de los valores de la $DES_{MAX,ACU}$ obtenidos por medio de la PTR y los TLD se muestra en la Figura 4.12. En esta figura se observa que los datos obtenidos con las PTR por lo general son mayores que los obtenidos con los TLD, esto como ya se ha dicho se debe al área de análisis, pues la PTR tiene más puntos que evaluar que el TLD.

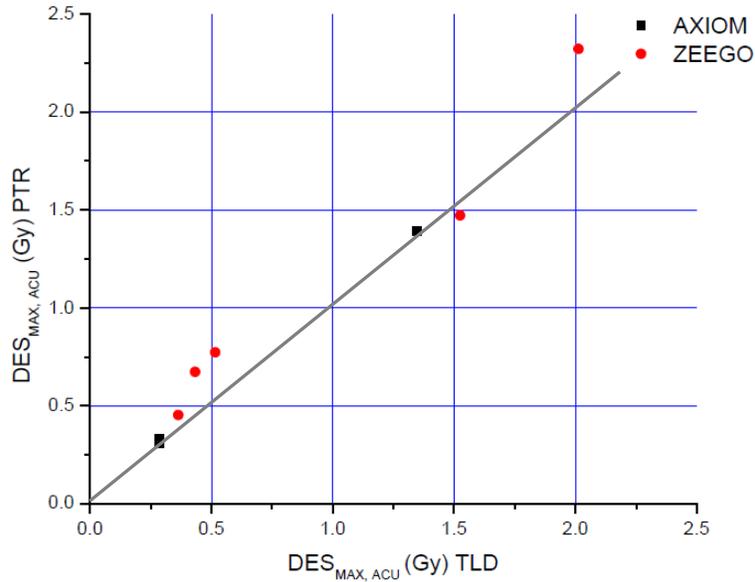


Figura 4.12 Dosis de entrada en superficie máxima acumulada medida con PTR respecto de la obtenida con TLD.

4.4 DOSIS UMBRAL EN FLUOROSCOPIA

Como ya se mencionó, la dosis es la energía impartida por unidad de masa, en este caso, se supone que la dosis de entrada en superficie es igual a la dosis en la piel. La cantidad de dosis impartida determina si se presentan o no efectos adversos en la zona irradiada. Hay dos tipos de efectos con los cuales se definen estos daños. Los efectos estocásticos, los cuales se presentan al azar, no hay una dosis umbral por debajo de la cual no ocurren y la probabilidad de que se presenten aumenta con la dosis como es el caso del cáncer inducido por la radiación; y los efectos deterministas o no estocásticos, los cuales se presentan después de que se rebasa un límite de dosis (dosis umbral) además de que el efecto se hace más grave si la dosis depositada aumenta. La manifestación de los efectos biológicos puede presentarse en horas e incluso hasta años, dependiendo de la dosis depositada.

Cuando se realizan procedimientos de fluoroscopia intervencionista cerebral, el paciente que los experimenta se encuentra en riesgo de recibir una dosis depositada en piel por encima de la dosis umbral, lo que implicaría que tenga efectos biológicos que la afectan presentando desde enrojecimiento hasta necrosis, que es la muerte de las células. En la Tabla 4 se presentan las lesiones que pueden ser provocadas cuando se realiza un procedimiento de angiografía, la dosis a la que se presenta algún riesgo, y el tiempo probable de manifestación de los efectos biológicos. El enrojecimiento temprano se puede observar a los 2 Gy mientras que la pérdida de cabello de forma temporal se manifiesta a los 3 Gy, estas dosis son importantes en este estudio ya que las dosis máximas en algunos de los procedimientos analizados se encuentran entre estos dos valores lo que indica que algunos de los pacientes pudieron experimentar algunos de los síntomas enlistados en dicha tabla.

Tabla 4 Umbral de dosis de entrada en piel para varios tipos de lesiones cutáneas.

EFEECTO	Dosis (Gy)	Tiempo de manifestación
Enrojecimiento temprano temporal	2	~horas
Enrojecimiento severo	6	~10 días
Pérdida de cabello temporal	3	~3 sem
Pérdida de cabello permanente	7	~ sem
Descamación seca	14	~4 sem
Descamación húmeda	18	~4 sem
Ulceraciones secundarias	24	>6 sem
Enrojecimiento tardío	15	~8-10 sem
Necrosis isquémica de piel	18	>10 sem
Atrofia de piel (fase 1)	10	>12 sem
Atrofia de piel (fase 2)	10	>1 año
Endurecimiento (fibrosis masiva)	10	
Telangiectasia	10	>1 año
Necrosis tardía de piel	>12	>1 año

Analizando los resultados obtenidos (Tabla 2 y Tabla 3), se puede observar que para los procedimientos de tipo terapéutico se pueden presentar estos efectos secundarios de la radiación. Como en el caso de los procedimientos T1 y T7 en su posición AP, y el T6, en su posición LD, que tienen dosis de entrada en superficie máximas de alrededor de 3 Gy

lo que indica que los pacientes que los experimentaron tienen altas probabilidades de presentar efectos secundarios como enrojecimiento en la piel e inclusive pérdida temporal de cabello. En el caso de los procedimientos T1 y T3 en la posición LI, y T10 en su posición LD se obtuvieron dosis máximas de alrededor de 2 Gy lo que indica que existe una probabilidad de que al paciente se le presente algún tipo de enrojecimiento en la zona expuesta. La presencia de los efectos antes mencionados depende de cómo responde cada paciente, puede haber personas muy sensibles que presentan estos efectos con una dosis menor, así como puede haber un paciente que no presente uno de estos efectos a pesar de que la dosis en piel sea del orden de la umbral.

4.5 EFECTOS SECUNDARIOS EN LOS PACIENTES

Los pacientes que experimentaron los procedimientos analizados en esta tesis, presentaron algunos de los efectos secundarios mencionados. Estos efectos son debidos a las dosis que recibieron, (secciones 4.1 y 4.2) que pueden ser mayores que la dosis umbral explicada en el punto anterior (4.4). Se pudo dar seguimiento a 9 pacientes de los cuales dos fallecieron por causas ajenas a estos estudios (procedimientos D4 y T7). Los resultados del seguimiento se muestran en la tabla 5.

Tabla 5 Tipo de procedimiento, dosis máxima acumulada y efectos secundarios que presentaron los pacientes a los cuales se les logró dar seguimiento.

PROCEDIMIENTO	TIPO DE PROCEDIMIENTO	$DES_{MAX,ACU}$ (Gy)	EFECTOS SECUNDARIOS
T1	Embolización de aneurisma basilar	5.193	Depilación abundante
D1	Panangio	0.680	No presentó síntomas
T4	Embolización de aneurisma residual	0.619	Enrojecimiento y ardor
D4	Panangio	0.150	-
D7	Control post-embolización de MAV	0.285	Depilación, descamación
T7	Embolización de aneurisma	2.978	-
T8	Embolización de aneurisma derecho	0.516	Depilación
T9	Embolización de aneurisma	0.433	No presentó síntomas
T10	Panangio y embolización de aneurisma	2.030	No presentó síntomas

Cabe mencionar que el procedimiento de diagnóstico D7, fue de control posterior a dos procedimientos terapéuticos. Después del primer procedimiento (un tratamiento parcial de una MAV) el paciente tuvo resequedad y comezón en la cabeza así como descamación, después del segundo tratamiento se le cayó el cabello de forma importante y posterior al estudio de control se le volvió a caer el cabello, sin embargo, fue en menor cantidad.

4.6 COMPARACIÓN CON MEDIDAS REPORTADAS

En algunos artículos se han reportado resultados de estudios parecidos hechos en otros países los cuales presentan dosis de entrada en superficie promedio y la dosis de entrada en superficie máxima acumulada. Esta tesis permite comparar los resultados obtenidos para procedimientos hechos en México con los realizados en otros países.

En la Tabla 6 se muestran el tipo de procedimiento, el número de pacientes, las dosis de entrada en superficie promedio y las máximas acumuladas y el método utilizado para obtenerlas, para procedimientos diagnósticos y terapéuticos, entre éstos se encuentran las embolizaciones de diferentes tipos de aneurismas como se explicó en la parte médica (sección 2.2), las embolizaciones de malformaciones arteriovenosas y las fistulas arteriovenosas. Los valores mostrados corresponden al promedio de todas las DES_{PROM} y $DES_{MAX,ACU}$ obtenidas para los procedimientos de diagnóstico o terapéutico.

Dado que Theodoraku (Theodorakou 2003) y Bor (Bor D 2004) reportan las dosis máximas para cada posición, fueron sumadas para determinar las DES máximas acumuladas mostradas en la tabla. Como se puede observar, el intervalo de valores de las dosis de entrada en superficie promedio y máxima acumulada es amplio, teniéndose que las medidas realizadas en este trabajo concuerdan con las reportadas.

Tabla 6 Comparación de la dosis de entrada en superficie promedio y máxima acumulada para pacientes que experimentan procedimientos intervencionistas de diagnóstico o terapéuticos.

Procedimiento	No. Pacientes	DES _{PROM} (Gy) ±σ	DES _{MAX,ACU} (Gy)	Dosímetro	Autores	Año
Terapéutico	10	0.95±0.75	2.29	TLD	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	4	0.602±0.25	1.59	PTR	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	5	0.40±0.12	0.60	TLD	(Bor D 2004)	2004
	5	1.50±0.50	2.44	K_a	(Bor D 2004)	2004
	30	1.55±0.01	6.21	TLD	(Theodorakou 2003)	2003
		2.40±0.01	12.10	DAP	(Theodorakou 2003)	2003
	14	1.40	1.80	TLD	(Waite JC 2001)	2001
	69		2.40		(Alexander M D 2010)	2010
	42	1.16	3.20	PTR XR-R	(L. D'Ercole 2007)	2007
	2		1.00	TLD	(K. Nishizawa 2003)	2003
Diagnóstico	103		2.00	Indicador radiosensible	(S. Suzuki 2008)	2008
	9	0.39±0.31	0.65	TLD	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	5	0.44±0.35	0.79	PTR	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	47	0.35±0.07	1.00	TLD	(Bor D 2004)	2004
	47	1.13±0.30	3.08	K _a *	(Bor D 2004)	2004
	19	0.14	0.36	TLD	(Waite JC 2001)	2001

En la Tabla 7 se muestran el tipo de lesión, el número de pacientes, la dosis de entrada en superficie máxima acumulada y el método utilizado para obtenerla para tres procedimientos terapéuticos que son un aneurisma (AN), una malformación arterio venosa (MAV) y una fístula arterio venosa (FAV). Se observa que los valores concuerdan con los obtenidos en este trabajo.

Tabla 7 Comparación de las dosis de entrada en superficie máxima acumulada para pacientes que experimentan procedimientos intervencionistas terapéuticos.

Lesión	No.	DES _{MAX,ACU} (Gy)	Dosímetro	Autores	Año
AN	6	1.98	TLD	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	4	1.59	PTR	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	28	3.14		(Alexander M D 2010)	2010
	86	1.80	indicador	(S. Suzuki 2008)	2008
MAV	3	1.28	TLD	(Waite JC 2001)	2001
	1	4.04	TLD	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	18	2.04		(Alexander M D 2010)	2010
FAV	4	1.60	indicador	(S. Suzuki 2008)	2008
	2	2.39	TLD	<i>ESTE TRABAJO</i>	2012
	4	2.70		(Alexander M D 2010)	2010
	13	2.30	indicador	(S. Suzuki 2008)	2008

5 DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Para ambos equipos (AXIOM ARTIS y ARTIS ZEEGO), en general la dosis de entrada en superficie fue mayor para la posición antero posterior que para la lateral derecha e izquierda. En el caso del equipo de un arco (ARTIS ZEEGO), en un par de casos se midió la mayor DES en el lado derecho, esto porque el equipo permite posicionamientos a cualquier inclinación situación que no es posible con el equipo de dos arcos (AXIOM ARTIS).

Se determinaron las dosis de entrada en superficie por medio de dos dosímetros, PTR (XR-RV3) y TLD-100, obteniéndose diferencias de alrededor de un 15% siendo, en general, las medidas con las PTR mayores que las evaluadas con los TLD. Las diferencias obtenidas entre las medidas realizadas con los dos dosímetros pueden deberse a que con la PTR se analiza la totalidad de la película ($15 \times 15 \text{ cm}^2$) en aproximadamente 9250 regiones de 1.6 mm de lado aproximadamente, mientras que en el caso de los TLD, se evalúa con 25 cristales distribuidos cada 3 cm. Debido a esto, en las zonas en las que no hay TLD puede haber regiones con dosis máxima o mínima, pudiéndose encontrar valores de la dosis máxima más altos con la PTR y el promedio de los valores puede variar de tal manera que se encuentre por debajo de las medidas realizadas con los TLD.

Para todas las posiciones de todos los procedimientos diagnósticos las DES_{MAX} fueron menores que 1 Gy mientras que para los terapéuticos, variaron desde 0.05 hasta 3 Gy debido a la complicación de los procedimientos y al tipo y localización de la lesión.

Las dosis umbral para presentar efectos secundarios como enrojecimiento y descamación temporal es de 2 Gy, y para caída temporal del cabello es de 3 Gy. En algunos de los casos que se pudieron evaluar, los pacientes presentaron lesiones en la zona irradiada cuando la dosis umbral de efectos no estocásticos fue superada, en otros casos hubo presencia de efectos secundarios aun cuando la dosis medida fue menor que la dosis umbral debido a que ya habían experimentado procedimientos previos o por la sensibilidad del paciente a la radiación.

Tres pacientes (T1, T8 y D7 con DES_{MAX} de 5.2, 0.5 y 0.3 Gy, respectivamente) presentaron caída de cabello y enrojecimiento, días después de experimentar su tratamiento.

En el caso del procedimiento T8 la $DES_{ACUMULADA}$ dada por el equipo ZEEGO fue 1.5 Gy y la evaluada con los dosímetros fue de 0.5 Gy, esto se puede deber a que durante el estudio el haz se dirigió al paciente en forma diagonal, lo que evitó que hubiera incidencia directa del haz en los portadosímetros. En el último caso D7, se debe considerar que el paciente ya había tenido dos tratamientos para tratar una malformación arteriovenosa y se le estaba realizando un diagnóstico de control.

En un caso (T4 con DES_{MAX} de 0.619 Gy) se presentó únicamente enrojecimiento, ardor y descamación. Los tres pacientes restantes (D1, T9 y T10) no presentaron efectos hasta el momento de darles seguimiento. Para el procedimiento diagnóstico se evaluó una dosis máxima acumulada de 0.679 Gy y para los terapéuticos de 0.433 y 2 Gy, respectivamente.

Se recomienda utilizar la película para determinar la distribución de la dosis ya que se obtiene para toda la región de interés, en tanto que con los TLD sólo se puede tener un pequeño número de posiciones de medida.

6 GLOSARIO MÉDICO

DURAMADRE: es tejido conectivo externo en el cual se presenta la vascularización que está en contacto con la superficie ósea interna del cráneo en donde se encuentran senos venosos¹⁸ (seno transverso, seno sigmoideo, seno cavernoso, senos petrosos, seno esfenoparietales, senos sagitales, seno occipital, seno recto y seno parietal).

ARACNOIDES: es tejido conectivo medio que se encarga de la distribución de líquido cefalorraquídeo¹⁹ que se distribuye a través del espacio subaracnoideo, entre la piamadre y la aracnoides.

PIAMADRE: es tejido conectivo interno que está en contacto con el cerebro y cubre todos los relieves, surcos y cisuras que se observan en su superficie.

QUIMIOTERAPIA: es un tratamiento para el cáncer que consiste en destruir, por medio de algunos agentes químicos, las células que se dividen rápidamente característica de esta enfermedad.

DERIVACIÓN PORTOSISTÉMICA INTRAHEPÁTICA TRANSYUGULAR: es un procedimiento realizado para crear conexiones nuevas entre dos vasos sanguíneos en el hígado (Shah y Kamath 2010).

ANGIOPLASTIAS CORONARIAS: es una intervención que se realiza para despejar las arterias coronarias (del corazón) que están estrechas y obstruidas. La técnica reestablece la circulación de la sangre al músculo del corazón.

ANGIOPLASTIAS RENALES: es una intervención que se realiza para despejar las arterias del riñón debido a un estrechamiento anormal. El tratamiento abre una o las dos arterias que proporcionan sangre a los riñones.

EMBOLIZACIÓN: procedimiento que se utiliza para corregir problemas como aneurismas o malformaciones introduciendo material de forma endovascular al paciente y ocluyendo las zonas de interés.

¹⁸ Son sistemas colectores por los que se drena sangre del encéfalo hacia las venas yugulares internas.

¹⁹ Líquido que baña el encefalo y la médula espinal con el objetivo de mantener flotando el encéfalo, transportar nutrientes, eliminar desechos y mantener la presión constante en el cerebro al fluir del cráneo a la médula espinal o viceversa.

ANEURISMA RACEMOSO: dilatación llamativa de vasos sanguíneos alargados y tortuosos, algunos de los cuales pueden presentar un agrandamiento 20 veces superior a su tamaño original.

ANEURISMA SACULAR: aneurisma localizado en bifurcaciones de ramas arteriales o en curvas del polígono de Willis o trifurcaciones de la arteria cerebral media.

ANEURISMA NO SACULAR: o troncal, ya que nace de los troncos arteriales sin relación con nacimientos de ramas arteriales.

ANEURISMA DISECANTE: se produce por rotura de la íntima y la lámina elástica interna con formación de un hematoma intramural. Si se extiende puede provocar una hemorragia subaracnoidea con formación de pseudoaneurisma.

FALSO ANEURISMA: aneurisma con paredes muy débiles de crecimiento rápido y que se suele presentar en la cara ventral de la carótida supraclinoidea.

ANEURISMA FUSIFORME: se caracteriza por una afectación en forma de circunferencia de la arteria.

ANEURISMA INFECCIOSO: se presenta hasta en un 4% en pacientes con endocarditis infecciosa.

ANEURISMA TRAUMÁTICO: representa menos del 1% del total, pero del 5% al 15% de los aneurismas pediátricos. Son pseudoaneurismas pues no contienen todas las capas arteriales.

ANEURISMA ONCÓTICO: se produce por embolización de tejido tumoral.

ANEURISMA DE FLUJO: asociado a malformaciones arteriovenosas.

ANEURISMA INFLAMATORIO: poliarteritis nudosa, arteritis de células gigantes, arteritis de Takayasu, enfermedad de Moya-Moya.

7 BIBLIOGRAFÍA

- Alexander M D, Oliff M C, Olorunsola O G, Brus-Ramer M, Nickoloff E L, Meyers P M. «Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic interventional neuroradiology procedures.» *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 2010.
- Alva, H, H Mercado-Uribe, M Rodríguez-Villafuerte, y M E Branda. «The use of a reflective scanner to study radiochromic film response.» *Physics in Medicine and Biology*, 2002: 2925-2933.
- Attix, Frank Herbert. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wisconsin: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2001.
- Blair, Andrew, y Juergen Meyer. «Characteristics of Gafchromic XR-RV2 radiochromic film.» *Medical Physics*, 2009: 3050-3058.
- Bor D, Sancak T, Olgar T, Elcim Y, Adanali A, Sanlidilek U, Akyar S. «Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology.» *The British Journal of Radiology*, 2004: 77(916):315-22.
- Bushberg, Jerrold T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, PA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2002.
- Díaz, Aguilar Pilar, Ortega María Rodríguez, y Hernández David Pascual. *Manual CTO de Medicina y Cirugía*. Madrid: CTO Editorial, 2011.
- Fitzgerald, Robert H. *Ortopedia, V.1*. Médica Panamericana, 2004.
- Glasser, Otto. *Wilhelm Conrad Roentgen and the Early History of the Roentgen Rays*. Portland: Jeremy Norman Co; 2 Ed edition, 1992.
- Halmshaw, R. *Industrial Radiology: Theory and Practice*. Gran Bretaña: Chapman & Hall, 1995.
- Horowitz, Y. S. «The annealing characteristics of LiF:Mg,Ti.» *Radiation Protection Dosimetry*, 1990: 219-230.
- Horowitz, Y.S. *THERMOLUMINESCENCE AND THERMOLUMINESCENT DOSIMETRY*. Vol. II. BOCA RATON, FLORIDA: CRC PRESS, 1984.
- IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology on International Code of Practice TSR-457*. Vienna: IAEA, 2007.
- ISPCorp. «INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS.» *Visual Evaluation of the Surface Peak Skin Dose with GAFCHROMIC XR-RV3 Dosimetry Film*. 2009. www.ashland.com.

- Ixquiac-Cabrera J.M., Brandan M.E., Martínez-Dávalos A., Rodríguez-Villafuerte M., Ruiz-Trejo C., Gamboa-deBuen I. «Effect of spectral shape in the relative efficiency of LiF: Mg,Ti exposed to 20 keV effective energy X-rays.» *Radiation Measurements* 46, 2011: 389-395.
- Izquierdo, Rojo J.M., y Alacreu J. Barbera. *Lecciones de Neurocirugía*. Oviedo: Servicio de publicaciones, Universidad de Oviedo, DL, 1992.
- J. L. del Cura, S. Pedraza, A. Gayete. *RADIOLOGÍA ESENCIAL TOMO II*. Madrid, España: EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA S. A., 2010.
- Jorge Nogale Gaete, Archivaldo Donoso S., Reanto J. Verdugo L. *TRATADO DE NEUROLOGÍA CLÍNICA*. SANTIAGO DE CHILE: EDITORIAL UNIVERSITARIA S.A., 2005.
- K. Nishizawa, T. Moritake, Y. Matsumaru, K. Tsuboi, and K. Iwai. «Dose measurements for patients and physicians using a glass dosimeter during endovascular treatment for brain disease.» *Radiation Protection Dosimetry Vol. 107, No. 4*, 2003: 107(4):247-52.
- Khandpur, R. S. *Handbook Of Biomedical Instrumentation Books*. Delhi: Gyan Books Pvt. Ltd., 2003.
- Knoll, Glenn F. *Radiation Detection and Measurement*. Michigan: John Wiley & Sons, Inc., 2000.
- L. D'Ercole, L. Mantovani, F. Zappoli Thyron, M. Bocchiola, A. Azzaretti, F. Di Maria, C. Massa Saluzzo, P. Quaretti, G. Rodolico, P. Scagnelli, L. Andreucci. «A Study on Maximum Skin Dose in Cerebral.» *American Journal of Neuroradiology*, 2007.
- Mocco, J., Brad E. Zacharia, Ricardo J Komotar, y E. Sander Jr. Connolly. «A review of current and future medical therapies for cerebral vasospasm following aneurysmal subarachnoid hemorrhage .» *Neurosurg. Focus*, 2006: 21(3):E9.
- Nowotny, R. XCOMP3R. Wien, Austria. 1995.
- Nunn, A. A., Davis, S. D., Micka, J. A. and DeWerd L. A. «LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to 60Co.» *Med. Phys.*, 2008: 1859-1869.
- Podgorsak, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Austria: IAEA, 2005.
- RAE. *Diccionario de la Real Academia de la lengua española*. Diccionarios de la lengua española. Madrid, 2012.
- S. Suzuki, S. Furui, Y. Matsumaru, S. Nobuyuki, M. Ebara, T. Abe, D. Itoh. «Patient Skin Dose during Neuroembolization by Multiple-Point Measurement Using a

- Radiosensitive Indicator.» *American Journal of Neuroradiology*, 2008: 29(6):1076-81.
- Schueler , BA. «General Overview of Fluoroscopic Imaging.» *AAPM/RSNA physics tutorial*, 2000: 20:1115-1126.
- Shah, V H, y P S Kamath. *Portal hypertension and gastrointestinal bleeding. In: Feldman M, Friedman LS, Brandt LJ, eds. Sleisenger & Fordtran's Gastrointestinal and Liver Disease*. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010.
- Shope, Thoma B. Ph.D. *Radiation Induce Skin Injuries from Fluorosocopy*. Maryland: FDA U.S. Food and Drugs Administration, 1997.
- SIEMENS. *SIEMENS GLOBAL*. 2013. <http://healthcare.siemens.com/medical-imaging/angiography>.
- Theodorakou, A. and Horrocks. J. «A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral.» *The British Journal of Radiology*, 2003: 76; 546-552.
- ThermoSCIENTIFIC. *Thermo Fisher Scientific Inc*. 2013. <http://www.thermoscientific.com/> (último acceso: 2013).
- Turner, James E. *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. Alemania: Wiley-VCH, 2007.
- Van Lysel , MS. «Fluoroscopy: Optical Coupling and Video System.» *AAPM/RSNA physics tutorial* , 2000: 20:1769-1786.
- Vetter, S., K. Faulkner, H. P. Busch, y E. P. Strecker. «Dose Reduction and Image Quality in Pulsed Fluoroscopy.» *OXFORD JOURNALS*, 1998: 299-301.
- Waite JC, Fitzgerald M. «An assessment of methods for monitoring entrance surface dose in fluoroscopically guided interventional procedures.» *Radiation Protection Dosimetry*, 2001: 94(1-2):89-92.
- Wang, Jihong, y Timothy J. Blackburn. «X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy.» *AAPM/RSNA Physics Tutorial*, 2000: 20:1471–1477.
- Zoetelief, J. *Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD*. Luxemburgo: European Communities, 2000.
- Zoetelief, J., H. W. Julius, y P. Christensen. *Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD. In Nuclear Science and Technology*. Luxemburgo: Luxemburgo European Commision, 2000.