



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

DESARROLLO DE PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN
DE IMAGEN CON EPID PARA VERIFICACIÓN DE
TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

FÍSICA

P R E S E N T A:

ANDREA DAFNE ARELLANO CARMONA

TUTORA:

M. en C. FLOR PEREGRINA HERRERA MARTÍNEZ



2010



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Hoja de Datos del Jurado

1. Datos del alumno
Arellano
Carmona
Andrea Dafne
54240790
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
402059477
2. Datos del tutor
M en C
Flor Peregrina
Herrera
Martínez
3. Datos del sinodal 1
Dr
Jorge
Rickards
Campbell
4. Datos del sinodal 2
M en C
Alicia
Zarzosa
Pérez
5. Datos del sinodal 3
M en C
Olga Olinca
Galván
De la Cruz
6. Datos del sinodal 4
M en C
Miguel
Rodríguez
Ponce
7. Datos de la tesis
Desarrollo de Protocolo de adquisición de imagen EPID para verificación de
tratamiento de Radioterapia
90p
2010

Agradecimientos

Agradezco a mi familia, a Johann, a mis amigos el apoyo y la paciencia a lo largo de todos estos años.

A Johann, por su amor, su paciencia y por estar a mi lado en los momentos más felices y difíciles de mi vida.

A Flor, mi tutora y maestra en estos últimos dos años, por todo su apoyo y enseñanzas.

Al Instituto Nacional de Cancerología por abrirme las puertas y a las personas que me dieron la oportunidad de realizar mi proyecto.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, a mis maestros y amigos que formaron parte de mi formación y crecimiento dentro de la facultad.

Introducción	1
1. Adquisición y Calidad d Imágenes EPID.....	2
2. Objetivos Generales de este Proyecto.....	3
Capítulo I	
La Imagen Médica y sus Propiedades	5
1.1 Contraste.....	5
1.1.1 Contraste Subjetivo e Inherente	6
1.1.2 Contraste del Detector.....	7
1.2 Resolución Espacial	9
1.2.1 Función de Dispersión de Punto (PSF) y de Línea (LSF)	9
1.2.2 Función de Transferencia de Modulación MTF	10
1.2.2.1 MTF Pre-Muestreado y Esperado.....	11
1.2.2.2 Cálculo de MTF	12
1.3 Ruido	13
1.3.1 Ruido Cuántico.....	13
1.3.1.1 Razón Señal – Ruido	13
1.3.1.2 Ruido Cuántico Equivalente, Eficiencia Cuántica de Detección y Poder Espectral	13
1.3.2 Ruido Intrínseco	14
1.4 Magnificación	15
Capitulo II	
Sistemas de Detección de Rayos X	17
2.1 Detectores Planos.....	17

2.1.1	Funcionamiento y operación del Panel Plano	18
2.1.2	Fabricación de arreglo de Matrices	19
2.1.3	Estructura general de arreglo de Matrices	19
2.2	Métodos de Detección	20
2.2.1	Elementos de almacenamiento y detección indirecta	21
2.2.2	Elementos de almacenamiento y detección directa	23
2.3	Ruido Intrínseco del Detecto	23
Capítulo III		
	Radioterapia	25
3.1	Características generales de un tratamiento de Radioterapia	25
3.2	Equipo de Radioterapia	26
3.2.1	Maniquí	27
3.2.1.1	Maniquí PTW	27
Capítulo IV		
	Desarrollo y Metodología del Estudio	31
4.1	Estudio de imágenes EPID de la base de datos de INCAN	31
4.2	Maniquí EPID QC PTW	33
4.3	Mesa de paciente	34
Capítulo V		
	Obtención de datos y Resultados	37
5.1	Primera Etapa: Análisis de base de datos de pacientes	37
5.1.1	Cabeza y Cuello	37
5.1.2	Tórax	39
5.1.3	Abdomen	40

5.1.4 Pelvis	41
5.1.5 Discusión de resultados de la Primera Etapa	42
5.2 Segunda Etapa: Análisis de las imágenes adquiridas con el maniquí PTW	43
5.2.1 Resultados de la obtención de imágenes portales con diferente número de placas	44
5.2.2 Discusión de resultados para imágenes portales con diferente número de placas.....	56
5.3 Tercera Etapa: Uso de diferentes mesas	58
Capítulo IV	
Conclusiones y Planteamiento de Protocolo	59
6.1 Región I.....	59
6.2 Región II.....	60
6.3 Región III.....	61
6.4 SNR y Contraste	61
6.5 Mesa de Paciente	62
6.6 Planteamiento de Protocolo	62
Bibliografía	63
Apéndice I	65
Apéndice II	69
Anexo I	73
Anexo II	77
Anexo III	79

Introducción

Lo que se conoce como imagen médica es un conjunto de técnicas y procesos para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósito clínicos o de investigación. En un contexto clínico la imagen médica se equipara con la radiología o imagen clínica, la cual tiene como propósito buscar, revelar, diagnosticar o examinar alguna enfermedad en el interior del cuerpo humano sin la necesidad de una exploración quirúrgica. Como subdisciplina, la imagen médica forma parte de disciplinas como la ingeniería biológica, física médica o medicina.

Las técnicas de adquisición más comunes son, la radiografía (analógica o digital), la resonancia magnética (RM), la tomografía computarizada (CT), la tomografía por emisión de positrones (PET), el ultrasonido, entre otras. Cada una de estas técnicas de adquisición cuenta con características especiales y cada una de ellas le brinda información de diferente tipos al médico para la realización de un diagnóstico. La radiografía y tomografía computarizada son de los principales métodos de adquisición de imagen clínica, las cuales son obtenidas por medio de Rayos X, ya sean de alta o baja energía. Muy recientemente se ha comenzado a usar lo que se conoce como *imagen portal* o EPID (Dispositivo de Imagen Portal Electrónica). Éste tipo de imagen es adquirida por medio de rayos X de alta energía (entre 50kVp hasta MV) y su principal aplicación es en la verificación de la colocación de pacientes y simulación de tratamientos de radioterapia para cáncer. La adquisición de este tipo de imágenes requiere de un tipo de detector especial, los cuales son usados también para la adquisición de radiografías digitales (DDR), se les denomina detectores planos o paneles planos. La adquisición de imágenes por medio de estos detectores trae consigo una serie de ventajas y desventajas. La ventaja se presenta en la capacidad de almacenamiento y accesibilidad a la información de un paciente, por medio del desarrollo de bases de datos, a lo cuales, los médicos tiene acceso, facilitando el seguimiento de la historia clínica de paciente; el tiempo de adquisición de las placas o imagen es en minutos, lo cual se refleja en una reducción en el tiempo de diagnóstico y tratamiento. Una de las desventajas, es el desarrollo de detectores capaces de producir imágenes de la mejor calidad y resolución. La manufactura y diseño de los mismos debe ser bajo la evaluación de costo-beneficio, pues un detector con una excelente resolución tiene un costo muy elevado.

El uso de las imágenes EPID comienza poco a poco a ser mas frecuente, ya que son una herramienta de gran utilidad durante los procedimientos de colocación y simulación de tratamientos de radioterapia para el cáncer. Estas imágenes ayudan a verificar la colocación el

paciente, ya sea por medio de la silueta, algún tejido de referencia, o pequeñas marcas (balines) colocados en regiones específicas del cuerpo para ubicar al paciente en la mesa de tratamiento. Debido a ello la calidad, o utilidad médica, de una imagen portal comienza a adquirir importancia.

1. Adquisición y Calidad de Imágenes EPID

La calidad de este tipo de imágenes es de gran importancia para la precisión en la colocación de pacientes, a pesar de que la EPID puede fusionarse con otro tipo de imágenes, como la CT para mejorar la precisión, en la mayoría de los casos, debido a la falta de recursos o tiempo, se opta por usar únicamente la EPID. La adquisición de este tipo de imágenes involucra la exposición del paciente a diferentes dosis de radiación, dependiendo de las características del equipo y a la energía usada para generar el haz de rayos X. Debido a ello, la optimización en los parámetros de adquisición es de gran importancia, pues lo que se desea es reducir la dosis con la que se radia al paciente, pero, al mismo tiempo adquirir una imagen que sea médicamente útil, con una calidad aceptable. Sin embargo, se debe reconocer, que las imágenes adquiridas con rayos X de megavoltajes, con los cuales se trata a los pacientes de radioterapia, son de calidad pobre en comparación con las adquiridas a kilovoltaje. Esto debido al contraste inherente que se presenta entre los tejidos que componen al cuerpo humano y a los efectos que toman lugar en el átomo a estos niveles de energía, como lo son el Fotoeléctrico y Compton.

Una de las herramientas usadas para determinar el desempeño de un equipo y la calidad de la imagen producida por él es el maniquí. Éste es un objeto que puede ser de diferente forma, tamaño y material, que va desde aluminio hasta agua equivalente y puede contener elementos de medición sencillos, como orificios de diferentes tamaños y profundidades, hasta sistemas de detección electrónicos.

2. Objetivos Generales de este Proyecto

La finalidad de este proyecto de tesis es el desarrollo de un protocolo para la adquisición eficiente de imágenes EPID y que dichas imágenes cuenten con una buena calidad o sean médicamente útiles. El hecho de usar imágenes EPID, a pesar de que se sabe cuentan con una calidad menor, es el hecho de que se pueden adquirir en el mismo lugar y el mismo equipo de tratamiento, lo cual facilita de manera importante el trabajo de médicos, técnicos y enfermeros al evitar desplazar mucho al paciente o tener demasiado equipos en la sala, los cuales pueden verse afectados durante los tratamientos de radioterapia. Este trabajo se llevará a cabo en el Instituto Nacional de

Cancerología (INCAN), en el área de radioterapia. En dicha institución se cuenta con una serie de equipos de radioterapia, de los cuales, dos de ellos puede adquirir imágenes EPID. Estos equipos son un Varian Portal Vision aS1000 con un acelerador lineal (LINAC) C2100 C/D y un Varian Portal Vision IX, siendo el primero con el que realizaremos los trabajos de este proyecto.

La manera en la que se cumplió este objetivo es por medio de la realización de 3 estudios:

- a. En la primera parte de este proyecto se estudiaron las imágenes EPID que ya fueron adquiridas y se encuentran almacenadas en la base de datos de pacientes tratados en el INCAN. De dichas imágenes se tomaron en cuenta parámetros como la nitidez de la imagen y la energía con la que fueron adquiridas.
- b. En la segunda parte de este trabajo se obtuvieron imágenes por medio del uso de un maniquí y agua sólida con diferentes parámetros para evaluar su desempeño.
- c. Al final se realizó un estudio preliminar de la influencia que puede tener la mesa de pacientes sobre la calidad de una imagen. Para ello usaremos 3 mesas de paciente diferentes, se adquirieron imágenes para una serie de parámetros específicos y se evaluó la calidad de las imágenes.

Con cada uno de los objetivos específicos se pretende determinar y desarrollar un protocolo para adquirir imágenes EPID de calidad en el menor tiempo posible, optimizando el uso del equipo y de esta herramienta vital para la colocación de los pacientes.

Capítulo I

La Imagen Médica y sus Propiedades

La finalidad de la imagen médica es crear imágenes que representen el interior de la estructura anatómica interior del cuerpo humano lo más apegado a la realidad posible. Por ello las características de la imagen son de gran importancia para poder determinar si estas imágenes son acertadas, o no, al recrear la anatómica interior. La *calidad* de una imagen puede interpretarse de diferentes maneras dependiendo de factores objetivos y subjetivos. Las apreciaciones subjetivas dependen de la capacidad visual y entrenamiento de los médicos. Sin embargo, para un físico interesado en el desarrollo y producción de imágenes, la manufactura, los dispositivos de adquisición y su desempeño son esenciales para poder determinar si una imagen es clínicamente útil o no.

Debido al enfoque con el que, tanto los físicos como los ingenieros estudian la imagen, se ha determinado representar o clasificarlas en tres diferentes formas; las imágenes analógicas $d(r)$, imágenes digitales d_n y las imágenes cuánticas; éstas últimas se caracterizan por la interpretación que se le da a un cuanto incidente en un detector, la cual puede ser, la de una señal puntual (semejante a una función δ de Dirac) [1].

Estamos acostumbrados a manejar las imágenes en un espacio bi o tridimensional, por medio de ejes cartesianos, sin embargo, las imágenes digitales, producidas por medio de señales, se estudian por medio de parámetros en un espacio de frecuencia. En este espacio la señal de entrada se maneja como una onda sinusoidal [1].

La manera en la que los físicos y radiólogos pueden determinar la calidad o utilidad médica de una imagen es por medio de la medición y cálculo de ciertos parámetros como son el contraste, el ruido, la magnificación, la resolución espacial, entre otros. Nosotros nos enfocaremos en definir estos 4 elementos y sus características.

1.1 Contraste

El contraste se define como la diferencia en la escala de grises o color entre dos áreas adyacentes en la imagen [2]. Existe una gran cantidad de factores que puede afectar el contraste de la imagen radiológica, los cuales son: la calidad del haz usado para generar la imagen (Rayos X), el procesamiento y la visualización de la señal por parte del sistema de

detección en imágenes digitales y la densidad y calidad de la emulsión en una película radiográfica. En el caso de imágenes médicas (generadas con rayos X), los elementos generadores de contraste son la diferencia en la composición de la estructura interna de la persona y el tipo de efecto involucrado, que puede ser efecto Fotoeléctrico o Compton. En el caso de efecto fotoeléctrico, debido a una energía menor del haz, la atenuación depende del número atómico; en el caso del efecto Compton, para altas energías, la atenuación depende del número de electrones por gramo.

1.1.1 Contraste Subjetivo e Inherente

El contraste subjetivo se refiere a la diferencia en algún aspecto en la señal, previo al almacenamiento de la misma. Éste se puede deber a una diferencia en la intensidad del haz, en el flujo de energía o fase, entre otros factores [2]. Para determinar el contraste subjetivo consideramos un objeto (fig. 1.1) con un espesor x y un coeficiente de atenuación μ y de manera adyacente al mismo objeto, una saliente con anchura z , tal que en la zona A el espesor es x y en la zona B el espesor es $x+z$; entonces determinamos que el contraste subjetivo esta dado como:

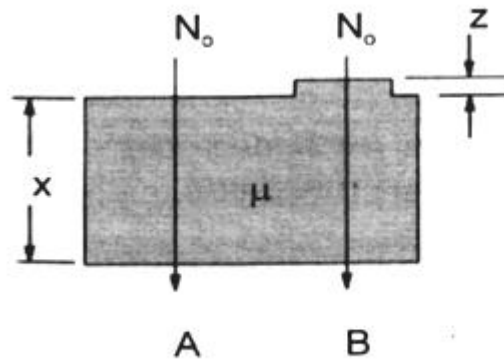


Figura1.1.1 Esquema de cálculo de contraste subjetivo

$$C_S = \frac{A-B}{A} = 1 - e^{-\mu z} \quad (1)$$

En esta fórmula se tiene que $A = N_0 e^{-\mu x}$ y $B = N_0 e^{-\mu(x+z)}$, donde C_S depende del espesor z y del coeficiente de atenuación μ , si cuales quiera de estos valores aumenta, también el contraste subjetivo lo hará. En el caso de rayos X de baja energía, el coeficiente de atenuación μ aumenta, y con ello el contraste entre tejidos.

El contraste inherente se refiere al contraste en patrones de intensidad de una imagen radiográfica, previo a ser procesada. Éste depende de factores como, la respuesta del detector y la variación en composición de una posición a otra del objeto radiado [1].

Ejemplificando esto en la figura 1.1.2, tenemos un objeto A de espesor “D” el cual cuenta con un coeficiente de atenuación μ_A . Dentro de este objeto colocamos un material B de espesor “d” el cual tiene un coeficiente de atenuación μ_B .

Por lo tanto podemos determinar que la intensidad transmitida a través de cada material esta dada por:

$$I_A = I_0 e^{-\mu_A D} \quad (2)$$

$$I_B = I_0 e^{-\mu_B d} \quad (3)$$

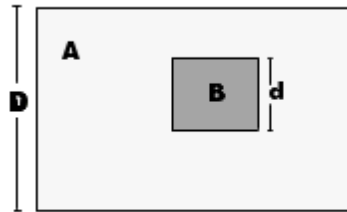


Figura 1.1.2 Esquema de cálculo de contraste inherente

Para la intensidad bajo región A tenemos que la intensidad transmitida es igual a la ec. (2), cuando calculamos la intensidad debajo de la región B tenemos que:

$$I_2 = I_A e^{-(\mu_B - \mu_A)d} \quad (4)$$

Por lo tanto el contraste inherente (C_I) se calcula como:

$$C_I = \frac{I_A - I_2}{I_A} \quad (5)$$

$$C_I = 1 - e^{-(\mu_B - \mu_A)d} \quad (6)$$

1.1.2 Contraste del Detector

Este tipo de contraste se debe a la forma en la que el detector recibe o mapea la señal de salida, después de interactuar con el objeto. Cada detector puede procesar la señal con eficiencias diferentes y esto aumenta o disminuye el contraste.

Para poder determinar la forma en la que el detector responde a los fotones incidentes se realiza una curva característica. La curva característica depende de la velocidad de respuesta o sensibilidad del detector, esto se expresa gráficamente como una relación

entre la señal de entrada y de salida. En la figura 1.1.3 tenemos una gráfica adquirida durante este estudio, de la linealidad del detector, por medio del uso de un maniquí, en términos del porcentaje de absorción con respecto a la dosis relativa (medida en Unidades Monitor UM). La manera en la que se obtiene el contraste de detector o C_D , es calculando la pendiente de la curva característica del detector, ya sea lineal, o en un punto, en caso de ser una curva logarítmica. Cuando la curva característica no es lineal, la pendiente cambia dependiendo el nivel de exposición; en caso de ser lineal la pendiente es constante. Mientras mayor sea la inclinación de la pendiente mayor será el contraste. Si el valor del gradiente promedio es mayor, el valor de la diferencia de densidad será mayor, lo que implica una diferencia en exposición y por lo tanto un mayor contraste.

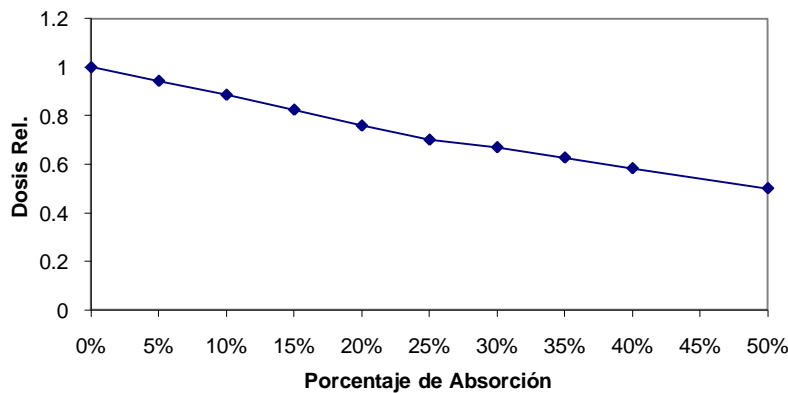


Figura1.1.3. Grafica de linealidad para un panel plano a 6MV

Debido a que muchos procesos de captura de imagen son de manera digital, se presenta el tipo de contraste digital. Éste se debe a la gran cantidad de procesos electrónicos a los cuales es sometida la señal de entrada que se recolecta en el detector. La señal original cuenta con una densidad óptica¹ inicial que denotaremos como A; después de ser procesada, la densidad óptica de la señal se ve reducida por un factor k. La manera de determinar este factor depende de las propiedades del sistema ya que el contraste puede variar radicalmente si se toma un valor que no sea el indicado y por lo tanto obtener malos resultados en la imagen. Una manera más sencilla de calcular la relación que existe entre los procesos de digitalización de la imagen y el contraste se determina por medio de la formula:

$$CNR = \frac{A-B}{\sigma} \quad (7)$$

Donde CNR es la razón de contraste-ruido en una imagen, siendo A y B iguales a las constantes que definimos en la fórmula (1) y σ el valor del ruido en la imagen. Este valor lo definiremos y calcularemos más adelante.

¹ http://es.wikipedia.org/wiki/Densidad_optica

1.2 Resolución Espacial

La resolución espacial (que d en adelante denominaremos resolución solamente), se entiende, como la capacidad de un sistema para definir de manera diferenciable entre dos puntos u orillas adyacentes opuestas mientras más pequeños sean estos objetos. La resolución es una propiedad que depende de varios factores que abarcan desde la capacidad y eficiencia del detector usado, como de la forma del paciente u objeto del cual se generará la imagen. La resolución puede verse afectada por varios factores como el geométrico, de movimiento, intrínseco y de absorción. Denominaremos este tipo de defecto como distorsión. La distorsión geométrica se debe a que el foco del tubo de rayos X o del acelerador no es puntual. También se le puede denominar difusión de foco, la cual se calcula como² :

$$U_g = \frac{FO_f}{FO} \quad (8)$$

Teniendo que F es el tamaño del foco, O_f es la distancia entre el objeto y el detector, FO es la distancia entre el foco y el objeto y U_g es la distorsión geométrica o penumbra. La distorsión por movimiento se presenta cuando el paciente se mueve durante la adquisición, por la respiración o debido a efectos del sistema electrónico de detección.

1.2.1 Función de Dispersión de Punto (PSF) y de Línea (LSF)

Una de las maneras en la que se mide la capacidad de respuesta del detector es por medio de una señal puntual o impulso, lo que se conoce como una función de dispersión de punto (PSF). En la PSF se usa un haz puntual el cual incide en el detector, la señal de respuesta del detector se mide y se determina qué cantidad de la señal ha sido dispersada. En el caso de detectores ideales la forma de la señal de respuesta del detector sería como en la figura 1.2.1. Usualmente podemos representar esta señal o impulso por medio de una función $S\{\delta(x-x_0)\}$, teniendo que S representa un conjunto de impulsos puntuales que expresaremos en términos de una función delta de Dirac ($\delta(x-x_0)$). Entonces definimos la respuesta de la señal de salida como:

$$PSF(x, x_0) = S\{\delta(x-x_0)\} \quad (9)$$

Existen otras formas de determinar la respuesta a una señal de un detector a parte de la PSF, que son la función de dispersión de línea (LSF) y la función de dispersión de filo u escalón (ESF).

² Varian Portal Vision Manual

1.2.2 Función de Transferencia de Modulación (MTF)

Como mencionamos anteriormente, la señal que detecta un sistema puede manejarse como una onda sinusoidal, en este tipo de espacio de frecuencia, la amplitud de la onda juega el papel de densidad, o escala de gris de la imagen, que interpretamos como el contraste entre picos y valle. La manera en la que manejamos la modulación de la onda es, esencialmente, el contraste de salida normalizado al contraste de entrada. Se maneja de esta forma ya que para ondas sinusoidales tiene más sentido el uso de la modulación que el termino de contraste por sí mismo.

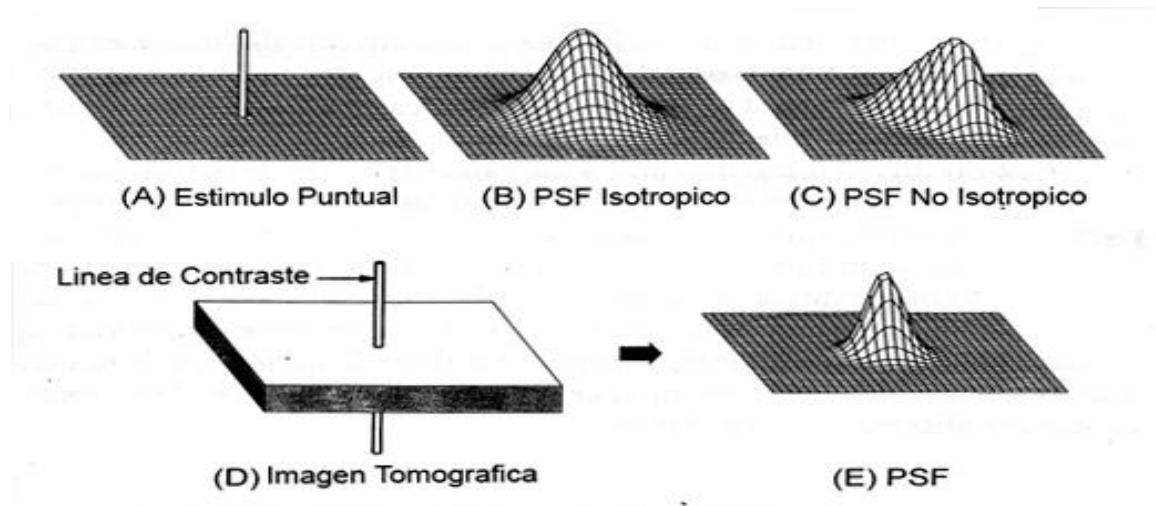


Figura 1.2.1: Forma de la Función PSF

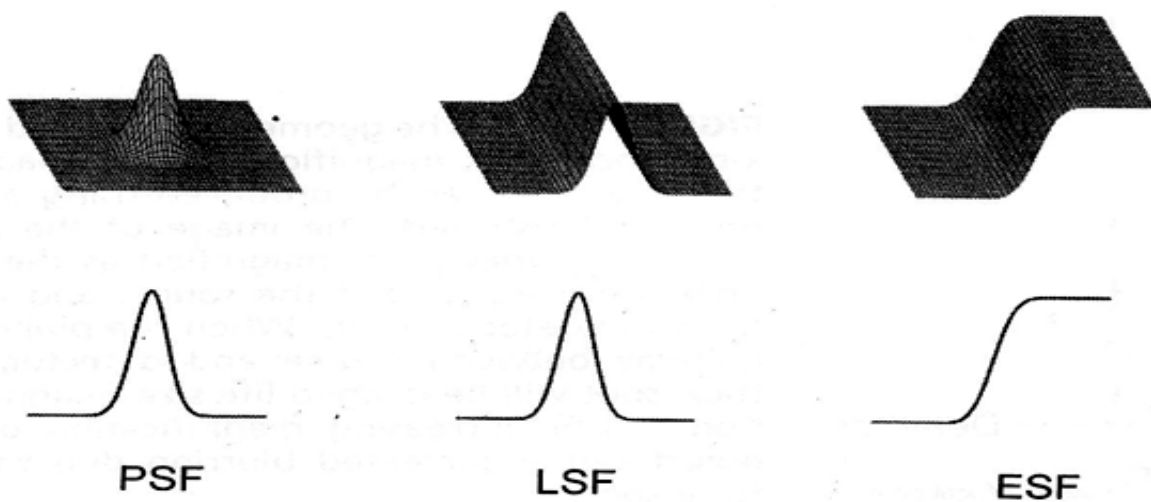


Figura 1.2.2 : Representación de diferentes tipos de señal de prueba

Una de las maneras en las que podemos entender el MTF es por medio de la razón entre la modulación de entrada y salida:

$$MTF = \frac{M_{out}}{M_{in}} \quad (10)$$

Una manera en la que los científicos e ingenieros interpretan la función MTF es por medio de una transformación de Fourier de amplitud, en dos dimensiones, de la función PSF o LSF[1].

$$MTF = \frac{TF_{out}}{TF_{in}} \quad (11)$$

De manera general, la función *MTF* representa la cantidad de afectación que presenta una señal a lo largo de los procesos de un sistema; para cada uno de ellos se calcula un valor de *MTF* y el producto final es el producto de cada uno de los componentes. De manera práctica, el *MTF* se grafica como la modulación contra la frecuencia espacial y con ello se evalúa y deduce la capacidad de resolución de un sistema.

1.2.2.1 MTF Pre-Muestreado y Esperado

El MTF pre-muestreado describe la respuesta del sistema, sin que se llegue a la etapa de muestreado o proceso de la señal directamente. Éste incluye la respuesta del sistema a lo borroso que se genera en la imagen debido a la detección de rayos X por el substrato y la función de apertura, que, para un detector de panel plano, se refiere a la forma y tamaño del área de detección y respuesta de cada píxel³; un valor que no se toma en cuenta es el de la dispersión geométrica debida al punto focal, esto debido a que no es una propiedad intrínseca del detector. En un detector, la manera en la que se calcula el valor de expectación de MTF es en base al valor promedio del MTF de todas las señales medidas por el detector. Esto se debe a que de manera ideal, el valor de MTF se refiere a una señal de un sistema lineal y en la realidad se tienen sistemas en los que la señal no se procesa finamente, de manera suficiente, para que se pueda almacenar dicha información.

Uno de los fenómenos referentes a la frecuencia de las señales se denomina *aliasing*. En sistemas de imagen digital, compuestos por una *matriz de pixeles*⁴ que detectan las señales, se tiene que cada píxel detecta hasta una frecuencia determinada. Cuando una señal presenta una frecuencia mayor a la que permite el píxel, la señal se “disfraza”, se detecta como una señal con una frecuencia específica, cuando en realidad sería la suma o superposición de varias frecuencias.

³ Elemento de dibujo o imagen de detección espacial

⁴ Estructura de un Detector en el Capítulo II

1.2.2.1 Cálculo de MTF

Existen diferentes métodos experimentales para medir la MTF de un sistema, el primero se denomina de Onda Cuadrada, le sigue el método de Línea y finalmente el Método de Filo o Borde. Cada uno de ellos tiene un nivel de eficiencia diferente. El método de onda sinusoidal cuadrada consiste en el uso de un conjunto de patrones progresivos de franjas oscuras y claras, donde las franjas claras representan cimas de la onda cuadrada y los valles, las zonas oscuras. Estas progresiones de líneas se colocan por grupos de manera paralela al eje 'x' o 'y', y en algunos casos a ángulos de 45° y con ello se obtiene la imagen.

Una vez que se hace incidir el haz con un patrón de franjas establecidas a diferentes frecuencias, las cuales se miden por par de líneas por milímetro (lp/mm), se analiza la señal obtenida tras las barras para determinar la amplitud de la respuesta del sistema para las diferentes frecuencias para el caso de ondas cuadradas, no sinusoidales.

Erróneamente se cree que esta es una manera directa de medir el MTF, pero no es así, la manera en la que se calcula la onda sinusoidal es por medio de una fórmula, dada por:

$$M(u) = \frac{\pi}{4} \left[M'(u) + \frac{1}{3} M'(3u) - \frac{1}{5} M'(5u) + \dots \right] \quad (12)$$

Siendo $M(u)$ la función sinusoidal con frecuencia u y $M'(u)$ la función cuadrada de transferencia derivada del patrón de barras. El uso de este método tiene varios inconvenientes, debido a que el ruido de la imagen afecta la fidelidad de los bordes de cada barra y con ello es imprecisa la medición de la amplitud de pico a pico. Además se debe tener una cantidad de armónicos suficientes en la frecuencia analizada para que la ecuación anterior funcione de manera adecuada, dichos armónicos son difíciles de obtener y por último las frecuencias que se manejan de manera comercial disponible tienen una respuesta a la frecuencia bastante burda.

El método de línea consiste en medir la respuesta del sistema para una señal en forma de línea, la cual se forma de la integral de convolución de la función delta de PSF, con lo que obtenemos una LSF. El MTF calculado es el perpendicular a la señal LSF que se mide. Se usa una línea o placa angosta colocada a un ligero ángulo de inclinación con respecto a la matriz de los píxeles del detector para medir la LSF en un intervalo mucho más fino del que se mide entre los píxeles directamente. Una vez que se calcula la LSF por medio de la transformada de Fourier se calcula el MTF. Como último método tenemos el de filo o borde, en el que se usa una placa de material opaco, la cual se coloca en un ángulo pequeño con respecto a los píxeles de la matriz del detector, al igual que el método lineal. La derivada de la función de respuesta de filo es la LSF perpendicular a la fila que se usó, y con la amplitud de Fourier del LSF se obtiene el MTF.

1.3 RUIDO

Una manera de definir el ruido en una imagen es considerarlo como una componente que se introduce de manera aleatoria en una imagen deteriorando su nitidez. Una de las maneras en la que se mide el ruido de una señal es por medio de una distribución de Poisson, considerando una señal producida por una distribución homogénea, la desviación estándar sería la medida de la variabilidad del parámetro que se mide, que en este caso, sería la distribución de fotones incidentes en un detector o el nivel de gris en una imagen. En éste caso, al ruido de una imagen se le da el valor de la desviación estándar debido a la variabilidad, en la que se supone, debiera ser una señal homogénea.

Existen varias formas de ruido que se presentan en una imagen, especialmente si se trata de fotones incidiendo en un detector, ya que debemos considerar los efectos cuánticos que se presentan durante la interacción y procesamiento de la señal.

1.3.1 Ruido Cuántico

1.3.1.1 Razón Señal - Ruido

El ruido cuántico se determina por medio de la cantidad de fotones o señal (N) que inciden en el detector, en el caso de un haz homogéneo y un detector perfecto tendríamos una señal invariante. La manera en la que calculamos la variación en la señal del detector es por medio de desviación estándar σ . La forma en la que un observador percibe el ruido se denomina ruido relativo y se define como la razón entre la desviación estándar y la cantidad de fotones entrantes. Por lo tanto determinamos la *razón de señal - ruido (SNR)* como:

$$SNR = \frac{\bar{N}}{\sigma} \quad (13)$$

1.3.1.2 Ruido Cuántico Equivalente, Eficiencia Cuántica de Detección y Poder Espectral

Debido a que se manejan flujos de fotones, se tiene en consideración los efectos debidos a la distribución de cuantos en el detector, los cuales generan ruido en la imagen. Existen varios parámetros que se tienen en cuenta como son el Ruido Cuántico Equivalente (NEQ), la Eficiencia Cuántica de Detección (DQE) y el Poder Espectral (NPS).

El ruido cuántico equivalente, NEQ, nos da la cantidad de fotones efectivos usados por el detector, basados en la medida del SNR. Sabemos que los detectores no son instrumentos

de medición ideales y muchas veces se comportan más como dispositivos de integración de energía y no como contadores de fotones; por lo tanto, se tiene que un SNR promedio es menor a la raíz cuadrada del número de fotones promedio incidentes. El ruido que se genera en un sistema no ideal, se transfiere al haz de entrada, en este caso el incidente, y con ello se determina un número efectivo de fotones incidentes en el detector en caso de que este fuera ideal.

$$SNR_{NI} < \sqrt{N_{prom}} \quad (14)$$

$$NEQ = SNR_{NI}^2 \quad (15)$$

Donde el sufijo *NI* significa *no ideal*. Al considerar la razón entre los fotones detectados y lo medidos por el sistema obtenemos la eficiencia del detector, la cual se determina como:

$$DQE = \frac{SNR_{NI}^2}{SNR_{in}^2} \quad (16)$$

Donde el sufijo *in* significa *incidente*. Generalmente, la eficiencia de detección, se usa para determinar el comportamiento del SNR de un sistema y se ha convertido en una medida estándar para evaluar dicha característica de diferentes detectores, ya que estos no pueden considerarse como contadores de fotones.

El poder espectral, NPS, puede entenderse como la varianza en la intensidad de una imagen dividida entre las diferentes frecuencias que la componen, o como la variancia de una componente de frecuencia espacial dada en un ensamble de las medidas de esa misma frecuencia espacial. La manera de calcular el valor de NPS requiere de una gran cantidad de cálculos que no son el tema de este proyecto.

1.3.2 Ruido Intrínseco

En el arreglo de matrices de un detector, se cuenta con una cantidad de ruido electrónico y de diferentes tipos los cuales pueden afectar el desempeño de cada píxel, del arreglo en sí y por lo tanto la calidad de la imagen se ve reducida. Dentro del arreglo de matrices se tienen dos tipos de ruido: el atribuido a las componentes y conexiones de los paneles y entre los pixeles, y el generado por el circuito electrónico externo que controla y procesa los datos del panel. La fuente de ruido que se presenta dentro del panel se debe a las componentes que forman las conexiones, como el switch, las uniones del mismo con el

píxel y la línea de carga. El ruido que se debe a los componentes electrónicos externos que se encargan de controlar la carga en cada fila de píxeles y de adquirir la información de los mismos como amplificadores y digitalizadores, generan una fuente de ruido extra que debe de considerarse al momento de ensamblar y construir el panel.

1.4 MAGNIFICACION

La magnificación es un fenómeno geométrico que degrada la imagen debido a la naturaleza divergente de los rayos X al salir del tubo, con lo cual, se genera en el detector una proyección del órgano dentro del paciente con un tamaño mayor al real si éste se encuentra colocado a una distancia determinada del foco del haz. Esto se puede ejemplificar por medio de la figura 1.4.1.

Una manera de relacionar la magnificación de un objeto con la imagen es por medio de la fórmula:

$$TO \times M_{obj} = TI \quad (17)$$

Siendo TO el tamaño del objeto, TI el tamaño de la imagen y M_{obj} el factor de magnificación. Este factor puede obtenerse por medio de la razón que hay, entre el tamaño de la imagen y el objeto, ó como la razón entre la distancia que hay de la fuente al detector (DFD) y la distancia de la fuente al objeto (DFO), esto es:

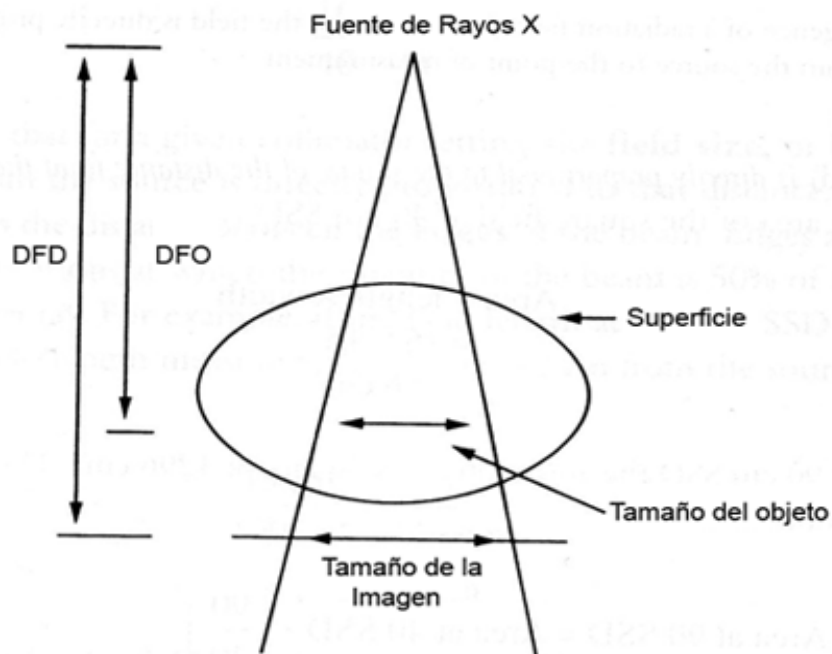


Figura 1.4.1: Esquema de los elementos que intervienen en la magnificación. DFD: distancia foco-detector, DFO: distancia foco-objeto

$$M_{obj} = \frac{DFD}{DFO} \quad (18)$$

Todos y cada uno de los parámetros y efectos anteriormente mencionados deben de tenerse en consideración al momento de adquirir, procesar y evaluar la calidad de sistemas de detección y producción de imagen, pues se pueden omitir factores y detalles que en el estudio médico afectarían de manera grave la calidad y precisión del diagnóstico.

Capítulo II

Sistemas de Detección de Rayos X

Con la ayuda de los rayos X los médicos han sido capaces de diagnosticar lesiones y padecimientos en los pacientes a lo largo de varias décadas. La manera tradicional de obtener estas imágenes, era por medio de películas radiográficas las cuales debían revelarse y su calidad dependía de la energía usada y del estado y homogeneidad de la emulsión de la película. Lo que en ellas se apreciaba era la proyección de la sombra del tejido el cual atravesaban los rayos X, estas sombras se observaban como una escala de grises. La obtención de estas radiografías tomaba un tiempo considerable y dependía de factores, que ya mencionamos: la calidad de la emulsión de la película y de los líquidos necesarios para revelar la placa. El desarrollo de nueva tecnología en el terreno de detección de señales y materiales han llevado a la construcción de detectores denominados detectores planos o paneles planos. Este tipo de sistemas adquieren una imagen de manera digital, reduciendo el tiempo de producción de la misma y reduciendo espacio de almacenamiento, esto, al lograr tener la información de pacientes en bases de datos accesibles. Sin embargo, el desarrollo de estos sistemas de detección y producción de imagen también presentan complicaciones de manufactura y desarrollo de sistemas electrónicos.

2.1 Detectores Planos

Se han desarrollado varios sistemas para detectores digitales de rayos X; sin embargo todos ellos deben contar con dos características fundamentales para lograr la obtención de la imagen. Dichas características son la detección espacial y de intensidad. Digitalmente esto se traduce como los *pixeles* para describir la dimensión espacial y los *bits* o número de niveles como la descripción de la intensidad del haz [1].

En casos de tratamiento y adquisición de imágenes de rayos X para pacientes, son necesarios campos de radiación grandes debido a la región anatómica a tratar, por lo que es necesario desarrollar detectores capaces de producir imágenes para dichos campos.

Pero el producir detectores de dimensiones demasiado grandes implica problemas de transmisión de señal, lo cual genera demasiado ruido, y la producción de los mismos sería muy costosa. Debido a este tipo de complicaciones se optó por desarrollar un detector de tamaño moderado y que el haz de rayos X se mueva alrededor o a lo largo del paciente. Este método ha logrado disminuir el ruido en las imágenes y la dosis de radiación a la que se expone al paciente.

En los últimos años se ha desarrollado un sistema denominado dispositivo de panel plano de matrices activas de cristal líquido (AMLCD)[1]. Este tipo de tecnología tiene una gran cantidad de aplicaciones y en el ámbito de la medicina ha logrado resolver mucho de los problemas de imagen que se presentaban en este ramo. Estos dispositivos se basan en un arreglo de matrices activas consistentes en paneles planos pequeños [1] [2]. Dicho sistema permite la disposición en grandes áreas de semiconductores, como el silicio amorfo (aSi), los cuales tienen la propiedad de ser física y electrónicamente modificables para obtener el mayor provecho de este sistema. Si combinamos este sistema de matrices con los materiales como fósforos y fotoconductores obtenemos la base de los comúnmente conocidos paneles planos para la obtención de imágenes por medio de rayos X. El funcionamiento de los detectores tiene tres etapas generales; la primera es la interacción que generan los rayos X con el material, generando la señal que puede detectarse, la segunda consiste en el almacenamiento de esta respuesta en el dispositivo y la tercera se refiere a la medición de la respuesta almacenada [1].

2.1.1 Funcionamiento y operación del Panel Plano

De manera general los detectores de los paneles planos están formados por píxeles en dos dimensiones, los cuales están comúnmente conformados por un switch y un dispositivo de detección y almacenaje. El arreglo matricial está conectado a una línea metálica la cual se encarga de controlar la salida de la señal y se complementa con un sistema de amplificación y digitalización el cual es controlado por un sistema computarizado. Generalmente el arreglo de los píxeles en una matriz activa es como se muestra en la figura 2.1.a. En ella se puede apreciar que cada línea de píxeles cuenta con un switch y son controlados por un voltaje determinado. Al final de cada columna se cuenta con un sistema de amplificadores y sistemas de almacenaje. Lo importante de este método es que cada píxel manda la señal al amplificador directamente sin interactuar con los píxeles vecinos. La obtención de la imagen consiste en colocar el sistema de matrices activas en un estado de inicialización, esto significa que el switch de los píxeles está cerrado o en apagado. Una vez que se terminó de exponer al paciente, los switch se abren o prenden por fila de manera secuencial y la información de dicha línea se envía al sistema en el cual será almacenado y digitalizado. Una vez que se transmitió toda la información, los switch son apagados nuevamente. Es importante mencionar que mientras se lee la información de una fila de píxeles, los demás píxeles son sensibles a la radiación y se puede combinar la adquisición de información para la imagen.

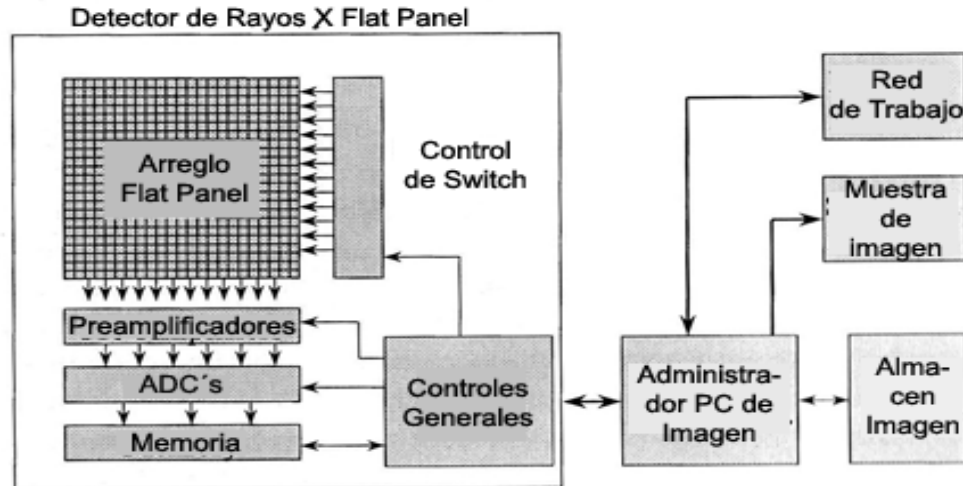


Figura 2.1.a Estructura de Dispositivo de Flat Panel [1]

2.1.2 Fabricación del arreglo de Matrices

El diseño y elaboración de las placas de la matriz es muy semejante al desarrollo de circuitos integrados de silicio. Consiste en depositar capas de diferentes componentes como aislantes, dieléctricos y metales, cada uno de ellos en cantidades apropiadas que las cuales son finalmente comprimidas en una placa a manera de sándwich. De los elementos anteriores, se debe agregar el tipo de switch que deba usarse dependiendo de la aplicación que se le dé a la placa de píxeles, junto con las características que se esperan en el desempeño para la calidad de la imagen y la composición de elementos de detección y almacenamiento que se usaran. El sistema de switch de los píxeles puede ser de dos maneras: con dos o tres terminales. El sistema de dos terminales está controlado por la polaridad y la magnitud del voltaje aplicado, se compone de diodos o dispositivos de metal semi-aislante. El sistema de tres terminales funciona por medio de la aplicación de voltaje a una entrada primaria y ésta controla la resistencia de los contactos restantes, un ejemplo serían los TFT's.

De igual manera, los componentes sensitivos o de almacenamiento se dividen en dos tipos, directos e indirectos que corresponden a los materiales de los que están compuestos, fotoconductores y fósforos respectivamente.

2.1.3 Estructura general del arreglo de Matrices

El desarrollo de detectores y paneles planos para el uso de rayos X cuenta con varias opciones las cuales se adecúan dependiendo de las necesidades de los usuarios. No sólo depende de los elementos de detección y almacenamiento, también es necesario considerar el tamaño de los píxeles, su arreglo y los componentes electrónicos de los que

depende para su pleno funcionamiento y utilidad médica, deben tenerse en consideración.

Dentro de los detectores digitales para uso radiográfico, el tamaño y espacio entre los elementos debe ser el mismo. En cada uno de los detectores se tiene una porción activa la cual se denomina apertura. La apertura es la que determina la frecuencia espacial de respuesta del detector. Uno de los aspectos presentes en la estructura de las arreglos de matrices es la distancia p que se establece entre cada uno de los elementos detectores. Dentro de un elemento de píxel de dimensiones a es necesario que la frecuencia espacial de la imagen sea menor a $1/(2p)$, siendo que la separación entre píxeles es demasiado pequeña se puede considerar que $p = a$, mejor conocido como frecuencia Nyquist. Si la frecuencia en el detector es mayor se presenta el fenómeno de *aliasing*, el cual se presenta cuando la frecuencia de la señal incidente es mayor a la de Nyquist, haciendo que la señal se reproduce menos de dos veces o “regresa” al píxel con una frecuencia menor. Este efecto de aliasing se interpreta en la imagen como patrones de moire.

Otro de los elementos importantes en el tamaño del píxel es el *factor de campo geométrico*, que consiste en determinar la fracción total de la superficie del píxel que es sensible a la señal entrante. Para los detectores de tipo directo e indirecto existen diferencias en este factor, para los detectores indirecto, solo una fracción de la superficie es fotosensible, para los detectores directos, la superficie fotoconductor presenta un problema en el cambio de campo eléctricos que se generan para leer la señal en el píxel. Debido a esta diferencia se establece una diferencia entre el *factor de campo efectivo y geométrico*.

2.2 Métodos de detección

Como ya se mencionó anteriormente, existen dos materiales fundamentales con los que se desarrollan y elaboran los detectores de rayos X para los sistemas de panel plano. Cada uno de ellos tiene mecanismos directo e indirectos para detectar la interacción producida por los rayos X. Los detectores hechos a base de fósforos son materiales que detectan indirectamente, mientras que los materiales fotoconductores detectan directamente.

Existen diferencias intrínsecas entre ambos materiales, una de ellas es la diferencia entre las bandas de energía, los fotoconductores presentan una banda de energía mas pequeña que la de los fósforos. Sin embargo en ambos materiales se tiene presentes efectos negativos en la calidad de la imagen como pérdida de resolución o borrosidad, los principales son los efectos geométricos, foto picos y alcance de los electrones.

La borrosidad geométrica se presenta cuando los rayos inciden de manera oblicua sobre la superficie del material, lo que lleva a que la radiación se absorba a diferentes profundidades. El efecto de alcance de electrones se debe a la liberación de electrones producida por la interacción de los rayos X con el material. Finalmente se tiene la fluorescencia K o foto picos, que se debe a que la interacción entre la radiación y el

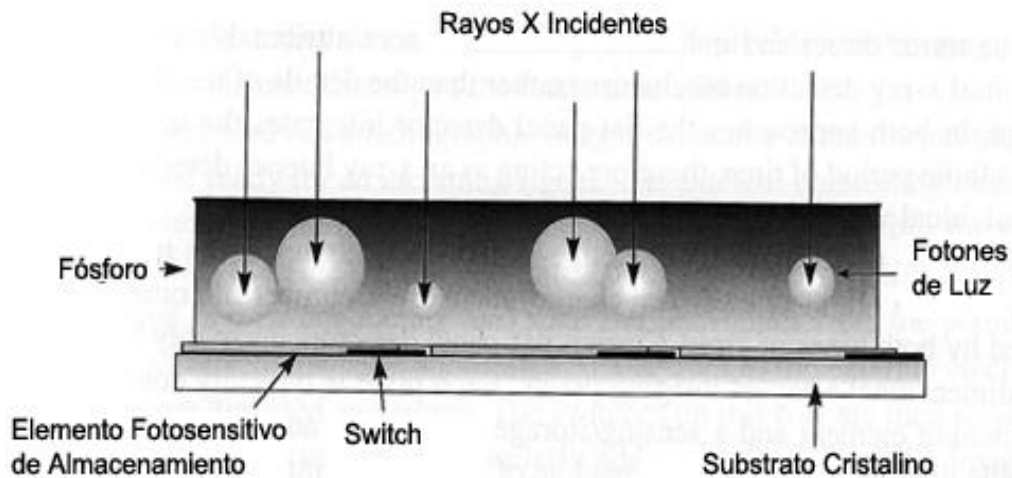
material, remueve electrones de la capa K del átomo. Sin importar si la detección es directa o indirecta, el panel plano funciona como un detector de flujo de rayos x, ya que integra la cantidad de radiación que llega al detector.

2.2.1 Elementos de almacenamiento y detección indirecta

En la detección indirecta, tenemos capas de fósforo que están en contacto directo con un arreglo de matrices activa, la intensidad de la luz producida, debida a la interacción de los rayos X, en el fósforo, es una medida de la intensidad en la superficie del detector. En este material la interacción de la radiación genera que los electrones se desplacen a niveles de energía mayores, los cuales al decaer a su estado base, emiten luz, esto en los casos en los que se introduce una impureza denominada activadores. De no tener impurezas, los electrones decaerán con poca energía para generar luz visible. El arreglo de pixeles en la matriz cuenta con un elemento fotosensible que detecta la luz generada por el fósforo convirtiéndola en una carga eléctrica con la misma intensidad de la luz. Esta carga eléctrica es almacenada en el píxel, generando a lo largo de todo el panel un *mapa* de intensidades las cuales serán procesadas más tarde. Se denomina un método indirecto pues el haz de rayos X interactúa con el fósforo generando una reacción luminosa que se convierte en una carga eléctrica [1].

Para la creación de una imagen por medio de rayos X es necesario que el fósforo presente ciertas propiedades. Los fósforos transparentes no son muy útiles para este fin, pero, presentan una gran propiedad al aprovechar su capacidad de difuminar el haz. Este tipo de material se conoce como dispersor o turbio. Usualmente se usa el fósforo en finos granos el cual es colocado en pantallas contenedoras transparentes. Los granos cuentan con un índice de refracción alto, lo que produce que al incidir el haz de rayos X, este se comience a reflejar entre los mismos granos y evite una dispersión lateral de la radiación teniendo así un mayor aprovechamiento del haz, mejorando la resolución de la imagen, como se ejemplifica en la figura 2.1.b. Aquí podemos ver como interactúan los rayos X, creando fotones de luz que son detectados por un fotosensor.

Sin embargo, las propiedades del grano también pueden afectar la calidad de la imagen, como lo son su tamaño y distribución, la pureza del material, su índice de refracción, etc. Y no sólo eso, las propiedades ópticas de las placas que lo contengan influyen de igual manera la resolución. Si se tuviera una cubierta absorbente en uno de los lados se perdería mas de la mitad de la luz creada, quedando muy poca para su detección y almacenamiento.



2.1.b Principio básico del funcionamiento de un píxel compuesto de fósforo[1]

Las pantallas se usan junto con películas a manera de sándwich; conociendo que el comportamiento de la absorción de la radiación en el fósforo es de manera exponencial, la mayor cantidad detectada se presenta en la superficie. Si se coloca la película sobre la pantalla de fósforo, se puede obtener una mejor resolución en la imagen obtenida en comparación con colocar la película después. Sin embargo, debido al grosor de aproximadamente 0.7 mm, en el sustrato de cristal usado para la construcción de paneles planos para los arreglos de matrices se usa la película en la parte posterior.

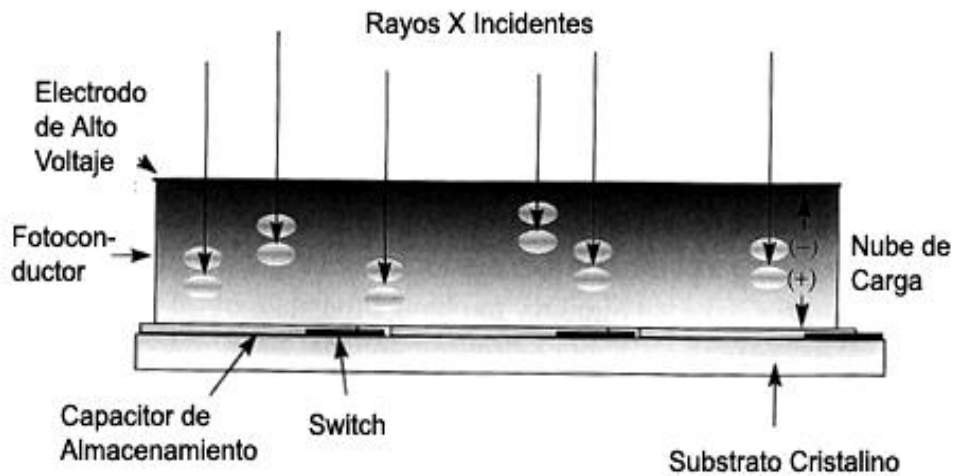
Uno de los materiales usados para detección indirecta es el silicio amorfo dopado con hidrogeno , $a\text{-Si:H}$; existen varias maneras en las que el silicón amorfo puede configurarse como dispositivo de detección, una de ellas consiste en que las conexiones electrónicas intrínsecas del $a\text{-Si:H}$ están bloqueadas, esto quiere decir, que se permite la salida de corriente del material , pero impide que la carga externa del contacto y de otras fuentes entre en el dispositivo. Esto reduce de manera considerable el ruido que se genera y la corriente oscura, la cual se debe a la carga eléctrica inherente al sistema electrónico. Los dispositivos mas comunes de este tipo son los fotodiodos los cuales se pueden configurar de maneras diferentes dependiendo de las necesidades de cada píxel. Generalmente a algunos fósforos se les denomina cristales de centelleo, los cuales tienen una estructura determinada dependiendo de las necesidades que deban cubrirse. De sus propiedades principales se tiene su densidad atómica, tiempo de decaimiento, propiedades ópticas, su capacidad de respuesta luminosa y dentro de estas el costo de producción. Podemos entender que en el caso de una densidad atómica alta es posible obtener una mayor y mejor respuesta del pulso de luz generado por la interacción. De igual manera es de importancia el tiempo de decaimiento del material; una vez generada el impulso luminoso este llega a un máximo, luego comienza a decaer de manera exponencial, el valor del decaimiento se determina por medio del tiempo que tarda en reducir su intensidad a un valor de $1/e$ de su valor máximo. De los cristales más usados en el ámbito de aplicaciones

médicas son el Ioduro de cesio dopado con talio, CsI:Tl, Oxisulfuro de gadoleno dopado con terbio o conocido como Gadox ($Gd_2O_2S:Tb$) y $CdWO_4$ [1].

2.2.2 Elementos de almacenamiento y detección directa

La detección directa se basa en materiales fotoconductores los cuales deben presentar cierto grosor determinado. La manera en la que se forma la imagen en un material fotoconductor consiste en hacer que la carga generada, por la interacción de los fotones incidentes en la placa, se dirija hacia la superficie de la capa de material a través de un campo eléctrico perpendicular al plano de la placa, generado por dos electrodos. Mientras mayor sea el campo eléctrico, la imagen será más clara y evitará dispersiones laterales. Los rayos X que interactúan con la materia generan una carga en el fotoconductor, la cual se comparte con la capacitancia inherente en el fotoconductor y el píxel. Sin embargo es indispensable que las cargas generadas tenga la energía suficiente para llegar a la superficie detectora.

A lo largo de varios estudios, uno de los materiales fotoconductores más comunes son el Selenio amorfo, Ioduro de Plomo, Cadmio-Zinc-Telenio, entre otros, de los cuales del último se realizan investigaciones en su aplicación en arreglos de matrices para radiología de diagnóstico [1]. En la figura 2.1.c, podemos observar de manera muy básica la manera en la que funciona un fotoconductor.



2.1.c. Principio básico del funcionamiento de un píxel fotoconductor. [1]

2.3 Ruido Intrínseco del Detector

La cantidad de radiación a la que se expone el detector, genera en el material del mismo, una serie de fluctuaciones debidas a sus propiedades de absorción. Una manera de medir

la probabilidad de interacción de la radiación con el material se determina por medio de un factor A_Q denominado *eficiencia de detección cuántica* y se expresa como:

$$A_Q = 1 - e^{-[\mu(E,Z)T]} \quad (17)$$

Siendo E la energía del rayo X incidente, T el grueso del material y μ es el coeficiente de atenuación del material detector. Debemos tomar en cuenta que en el uso con pacientes, el haz que llega al detector no es homogéneo. Los rayos X interactúan con la composición del paciente haciendo que la energía con menor intensidad se vaya depositando en los tejidos y lleguen con menor intensidad al detector, mientras que los haces más “duros” o con mayor energía atraviesen al paciente. Por ello es que la detección de la señal presenta fluctuaciones. Éstas son causadas por la naturaleza estadística del mecanismo de competencia que ocurre mientras los rayos X depositan su energía en el medio [1].

El ruido generado por las fluctuaciones y por la ineficiencia de absorción cuántica se unifican en una sola cantidad denominada DQE (0), eficiencia de detección cuántica a cero frecuencia espacial:

$$DQE(0) = A_Q A_S \quad (18)$$

Siendo A_S el factor de corrección de ruido de fluctuación. A lo largo del proceso de absorción de radiación en un fotoconductor o fósforo se presentan varios tipos de dispersión que generan ruido en la imagen final, junto con los efectos ópticos de los cristales del fósforo.

Capítulo III

Radioterapia

La radioterapia es una técnica por la cual se trata el cáncer o tumores en pacientes con estos padecimientos; esta técnica consiste en radiar la zona afectada por medio de rayos X de alta energía (MV) o fuentes abiertas como el Co^{60} .

Al momento de diagnosticar a un paciente con cáncer, existen varias maneras de tratar al paciente, una de ellas es la radioterapia. La manera de planear un tratamiento de radioterapia consta de varios pasos. El primero consiste en visualizar la zona afectada; en este caso localizar y descifrar cual es la extensión del tumor, por medio de radiografías, tomografías o resonancias magnéticas. Con el uso de estas imágenes se pueden realizar simulaciones y reconstrucciones para la simulación planeación del tratamiento. El segundo paso es delimitar o delinear cual es la zona que debe ser tratada de manera precisa para evitar someter tejido sano a una irradiación innecesaria. El tercero es la selección de campo o colocación, en la que se determina el tamaño del campo usado y la posición del haz. El cuarto consiste en la verificación del tratamiento y documentación, la cual consiste en la adquisición de imágenes de portal electrónico, EPID, y la realización de expedientes médicos con el seguimiento de cada tratamiento. De los pasos anteriores, el segundo y tercero son desarrollados por el software con el cual se realizan los tratamientos. El usado en el INCAN, institución en la que se realizara este proyecto, es un Eclipse 7.3.10¹. Este tipo de software se encarga de realizar la planeación de los tratamientos, por medio del diseño de campos y de tratamientos, ya sea de campo fijo cuadrado, colimador multihojas (sistema que consiste en pequeñas laminas que dan la forma del tumor), o Tratamiento de Radioterapia de Intensidad Modulada o IMRT.

3.1 Características Generales de un Tratamiento de Radioterapia

Cuando un paciente va a ser tratado, se deben tomar varios parámetros en consideración, como lo son la dosis con la que se tratará al paciente, la cual se mide en Gray (Gy). Para

¹ Varian Portal Vision

cada uno de los órganos o tejidos se tiene una dosis de tolerancia en la cual se realizan los tratamientos, ya sea de una sola fracción o de varias. Se entiende por fracción, el número de tratamientos en los cuales se divide el total de la dosis, a los cuales se somete un paciente. En los equipos de radioterapia con aceleradores, con los que se trata a los pacientes, la unidad de dosis que se maneja es la Unidad Monitor (UM), ésta se define como la razón entre la dosis en cGy y una serie de factores de corrección para el tamaño del campo, el uso de accesorios y el coeficiente de conversión de cGy a UM.

Otro de los componentes a tener en cuenta es la tasa de dosis a la que se da el tratamiento, esto quiere decir, el número de UM o cGy por minuto a las que se expone el paciente. El uso de tasas de dosis diferentes implica un tiempo mayor o menor de duración del haz con el que se trata al paciente.

La colocación a la cual se ubica el paciente también es de vital importancia, pues existen dos técnicas de tratamiento clasificadas por la distancia de la superficie u órgano a tratar del paciente a la fuente, la distancia isocéntrica y la SSD o distancia fuente-superficie. En la primera, se considera el isocentro como punto donde el eje de rotación del *gantry* o brazo de tratamiento, de la ventana del colimador (de donde surge el haz de rayos X para el tratamiento) y del eje horizontal de la mesa de paciente, se encuentran. A esta distancia es a la que se colocará el órgano a tratar, dentro del paciente, la cual es de 100cm. La distancia SSD es aquella que hay entre la fuente de rayos X y la superficie del paciente, es decir, su piel y el órgano a tratar esta debajo de la superficie; las distancias SSD más comunes son de 80 y 100cm, pero también se manejan de 120 y 150cm

3.2 Equipo de Radioterapia

Existen diferentes equipos con los cuales se realiza radioterapia, como lo es el Theratron, el cual usa una fuente de Co^{60} y los equipos de aceleradores lineales Varian Portal Vision. Estos últimos tienen como características el uso de rayos X de alta energía; estos dispositivos son capaces de acelerar electrones a grandes velocidades en espacios reducidos (en comparación con un acelerador Van Der Graff).

El equipo que se usará, como ya se mencionó, es un Varian Portal Vision aS1000 con un LINAC modelo C 2100 C/D, el cual cuenta con un panel plano para EPID de silicio amorfo (aSi). Este equipo cuenta con una mesa de pacientes con movimiento en las direcciones longitudinal, lateral, angular y vertical. Su estructura se ejemplifica en la figura 3.1. El dispositivo de EPID se encuentra en la parte inferior del gantry, a 180° del eje de la ventana del haz, por lo que se pueden adquirir imágenes de 360° .



Figura 3.1 Varian Portal Vision con EPID

3.2.1 Maniquí

Una de las formas en las que se puede medir el desempeño del equipo, su dosimetría, y en este caso, la calidad de las imágenes portales es el uso de un maniquí.

Este tipo de instrumento está hecho de diferentes materiales y con diferentes formas dependiendo de lo que se desee medir. El más común es el maniquí Las Vegas, el cuál consiste en una placa de aluminio con orificios de diferentes diámetros y profundidades. En este maniquí se puede determinar la cantidad de contraste que se tiene en el equipo al contar el número de círculos visibles en la imagen [8]. Existen otro tipo de maniquís, más elaborados, los cuales pueden consistir en tanques de agua donde se colocan aparatos de medición, estar compuestos de material equivalente al agua en el sentido de tener la misma densidad o electrones por gramo, ya sean de manera solida, como placas , como cubos de *bolus* o con forma de torso humano. Algunos de estos maniquís cuentan con sistemas de detección internos capaces de realizar mediciones de parámetros específicos, que pueden ser de dosimetría o de calidad de imagen como el SNR, el MTF, la linealidad del equipo de detección o panel plano, el contraste, entre otros.

3.2.1.1 Maniquí PTW

Este es un maniquí para EPID desarrollado por la compañía PTW, el cual se encarga de medir diferentes valores del desempeño del equipo y la imagen por medio del análisis de la escala de grises en la misma.

Las propiedades que mide este maniquí son:

1. **Linealidad de Cuñas de Cobre:** La gráfica muestra una curva en la que se relaciona la dosis relativa medida bajo las placas de cobre junto con una línea de regresión, de la cual se calcula la pendiente.

2. **Dependencia Local de la Linearidad:** Se grafican seis curvas que relacionan la cantidad de dosis relativa absorbida por cuatro bloques de cobre con niveles de absorción diferente de 10% al 40% para una dosis de 6MV
3. **Razón Señal-Ruido:** La grafica muestra el valor medio (promedio del total de mediciones) y la desviación estándar del SNR medida debajo de las cuñas de cobre. Debido a la que la desviación estándar con sobreexposición a 0% de absorción es cercana a cero, puede haber valores muy grandes, en este caso las dosis deben ser reducidas.
4. **Función de Modulación de Transferencia (MTF) y Resolución de Alto Contraste:** Los elementos de alto contraste son evaluados por medio del cálculo del MTF. Se cuenta con 14 bloques con 18 diferentes resoluciones. Se tienen cuatro bloques colocados de manera diagonal para evaluar simultáneamente MTF horizontal y vertical. Cinco bloques más están colocados de manera horizontal y vertical y los dos restantes tienen diferentes resoluciones.
5. **Resolución de Bajo Contraste:** Esta gráfica es 3D la cual tiene seis columnas y cinc filas. Las celdas corresponden a los orificios con los que cuenta el maniquí. Son 27 valores colocados de acuerdo a la profundidad y diámetros de cada orificio. Los orificios más pequeños son críticos para los paneles planos. Aquí los orificios constan de algunos pixeles dependiendo de la resolución del equipo.

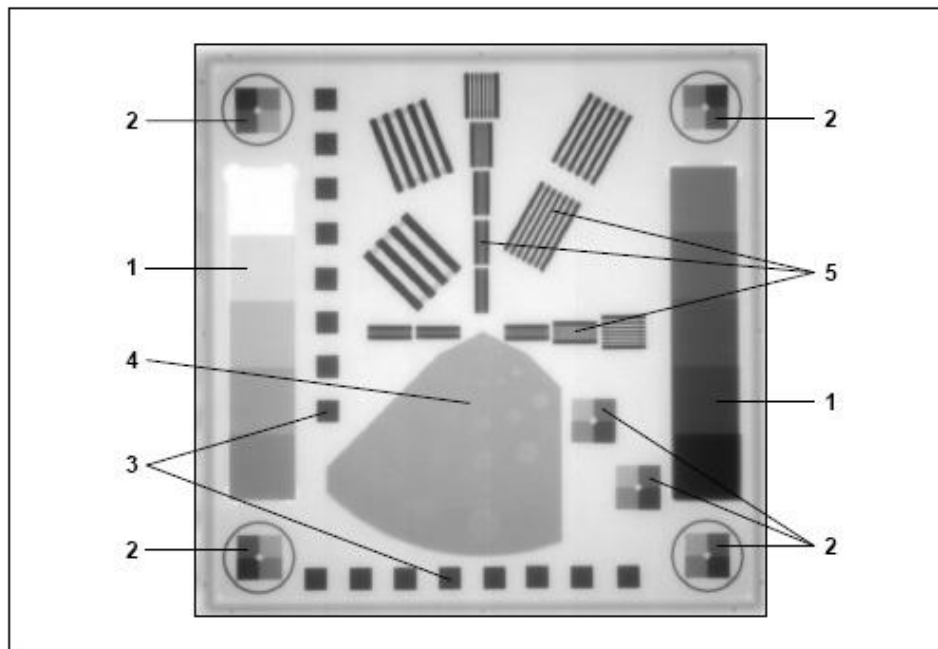


Figura 1: Esquema de elementos de Fantasma EPID

- | | | | |
|---|-----------------------------------|---|------------------------------|
| 1 | Linealidad de Señal y SNR | 4 | Resolución de Bajo Contraste |
| 2 | Isotropía de Linealidad de Señal | 5 | Resolución de Alto Contraste |
| 3 | Isotropía Geométrica (Distorsión) | | |

Esquema 3.2 Diagrama de dispositivos de medición de maniquí PTW²

² Manual Maniquí PTW EPID QC

Las especificaciones dimensionales de cada uno de los elementos usados por el maniquí se establecen en el Anexo II. Está diseñado con diferentes configuraciones de placas de cobre las cuales presentan diferentes niveles de absorción, en la parte posterior de cada arreglo se tienen detectores con los que se mide y calculan los valores antes mencionados.

Capítulo IV

Desarrollo y Metodología del Estudio

El desarrollo de este trabajo se realizará en tres etapas, la primera consiste en el análisis de las imágenes portales adquiridas, que se encuentran en la base de datos de pacientes del INCAN, la segunda consiste en realizar una serie de mediciones con un maniquí y agua equivalente para diferentes parámetros de adquisición y por último un estudio preliminar de la influencia de la mesa de pacientes en la calidad de imagen portal. Tenemos como meta desarrollar un protocolo que nos permita adquirir y optimizar la calidad de la imagen portal para la verificación del posicionamiento de pacientes y con ello reducir el tiempo de adquisición y la sobreexposición del paciente a radiación.

4.1 Estudio de Imágenes EPID de la Base de Datos del INCAN

El estudio de las imágenes comienza por revisar los archivos de los pacientes, en ellos se buscan las imágenes tomadas por el EPID. Las imágenes pueden observarse por medio del software Eclipse el cual es usado para la planeación de tratamientos de radioterapia y con la ayuda de un médico se califica la claridad de la imagen. En este caso, se busca que la imagen cuente con un mínimo de parámetros anatómicos que le sean de utilidad el médico para poder determinar si se tiene algún avance en el tratamiento y esta siendo bien llevado; esto quiere decir que la imagen debe ser médicamente útil.

Para ello se creó una escala en la que se calificaba la claridad de la imagen. La escala que se considero fue la siguiente:

Calificación *Características*

0/3	<i>La claridad de la imagen es nula, no se distingue ningún tipo de estructura anatómica</i>
1/3	<i>Se logra vislumbrar muy ligeramente alguna región anatómica, principalmente ósea, la cual puede servir de referencia</i>

2/3	<i>La claridad de la imagen es mayo; se pueden ver una mayor cantidad de estructuras anatómicas, pero pueden no ser muy detalladas. La nitidez mejora.</i>
3/3	<i>La claridad de la imagen es muy buena o excelente; se alcanza a ver la estructura por completo, con gran detalle y nitidez.</i>

Una vez que se tienen calificadas las imágenes se procede a verificar cuales fueron los parámetros bajo las cuales fueron tomadas. Dichos parámetros son los siguientes:

1. *Número de expediente*
2. *Región anatómica (cabeza, pelvis, pecho, etc.)*
3. *Orientación del haz (anterior, posterior, lateral, etc.)*
4. *AP (espesor transversal o distancia entre región anterior-posterior)*
5. *Energía del haz*
6. *Tasa de Dosis (UM/min)*
7. *Filtros (Corrección de Campo Oscuro (DFC), Corrección de Campo Completo (FFC), Corrección de Defecto de Pixel Estático (SPDC), Corrección de Defectos de Pixel Aleatorio (RPDC)).*
8. *Calificación*

Todas las imágenes fueron adquiridas con 1UM, a campo abierto y en algunos casos a campo conformal (el campo toma la forma del órgano que se tratará por medio de un sistema de colimación multihojas).

El número total de imágenes que se estudiaron fue de 260, de las cuales hubo casos en las que cada paciente contaba con varias imágenes debido al tipo de tratamiento al que fue sometido. Una vez que se tomaron en cuenta todos los parámetros mencionados, se procedió a separar las imágenes por región anatómica para facilitar el análisis de las imágenes. Esta medida también fue tomada debido a que la estructura del cuerpo humano cuenta con diferentes propiedades de densidad, absorción y transmisión de radiación dependiendo de la región anatómica. La distribución de tejido muscular, adiposo y estructura ósea son detalles que deben tomarse en cuenta para poder realizar un estudio más preciso de cuales son los parámetros necesarios para cada región, ya que el usar los mismos parámetros para todo el cuerpo comprometería la claridad de la imagen de algunas zonas corporales.

Las regiones anatómicas en que se dividieron las imágenes fueron:

1. *Cabeza y Cuello*
2. *Tórax*
3. *Abdomen y pelvis*

Es importante mencionar que en el área del tórax, las imágenes de la zona mamaria fueron descartadas debido a que todas ellas cuentan con una excelente claridad con cualquiera de los parámetros usados para la obtención de la imagen. De la misma manera las regiones de las extremidades cuentan con una gran claridad, en suma a esto sólo se presentó un caso de tratamiento en extremidades y debido a la escasez de este tipo de casos se descartó su estudio.

4.2 Maniquí EPID QC PTW

Para esta segunda parte se usó el maniquí EPID QC PTW, el cual se colocó sobre la mesa de pacientes, como se especifica más adelante, y sobre ella se colocó una serie de placas de agua sólida en intervalos de 1,7, 12, 17, 22, 27 y 30 placas. El equipo que se usará, ya se mencionó, es el Varian Portal Vision aS1000, el cual cuenta con un panel plano de 40 x 30 cm², el cual consiste en un panel de aSi que soporta un arreglo de matrices de píxeles, cada uno de los cuales consiste en un fotodiodo que integra la luz incidente en cargas capturadas y un switch de aSi para la lectura de la misma.

La colocación del fantasma debe de ser precisa y seguir los siguientes pasos:

1. Debe colocarse sobre la mesa de tratamiento, la cual no debe de tener ningún tipo de accesorio para evitar que objetos ajenos al maniquí absorban radiación y la medición sea imprecisa.
2. El ángulo del sistema con el que se irradia al paciente (gantry) debe de estar completamente perpendicular a la mesa, sólo puede tener una desviación de 1° a lo sumo.
3. La distancia focal del EPID debe ser colocada de forma que se vea por completo el maniquí en la imagen.
4. El tamaño del campo debe de cubrir todo el maniquí. El más conveniente es el de dimensiones de 26 x 26
5. El maniquí debe colocarse a isocentro para lo cual cuenta con un par de líneas en las zonas laterales para que sea alineado con los lacres y con ello se encuentre a una distancia de 100cm. La distancia de la parte superior del maniquí debe estar aproximadamente a SSD= 96.2 cm
6. El maniquí debe colocarse con el diseño de las estructuras de medición hacia arriba
7. El maniquí puede usarse en el rango de 4MV a 25MV, sin embargo el valor ideal es de 6MV debido a que las placas de cobre presentan una absorción del 0% al 50%.

Una vez que se tiene el maniquí en posición, procedemos a tomar las imágenes con los siguientes parámetros:

Voltaje de Operación	6MV
Tasa de Dosis (UM/min)	100 y 300
Unidades Monitor para adquirir Imagen	1,2, 3

La razón por la cual no se adquirirán imágenes con una tasa de dosis de 200UM/min y con una energía mayor, es debido a que el equipo ya está parametrizado con las tasas de dosis que se usarán y el cambiar dicha tasa para adquirir imágenes únicamente es poco práctico. El campo que se debe usar según el manual, fue corregido ligeramente para evitar que el haz incidiera sobre el sistema electrónico del detector por lo que se redujo en alrededor 1 a 2 cm. Para cada uno de los parámetros mencionados se tomaron imágenes, por lo que se obtuvieron en total 42 imágenes, de las cuales se obtendrán los datos ya mencionados en el capítulo anterior. Dicha información será analizada y comparada con la calidad y nitidez de la imagen para poder deducir cuáles son los parámetros bajo los cuales se obtiene la mejor y más útil imagen para la verificación de los tratamientos.

A continuación presentamos una serie de imágenes que ejemplifican como se adquirieron las imágenes.



a.



b.



c.

4.2. a. y b. Colocación de equipo y maniquí en la mesa de paciente para adquisición de imagen. c. Esquema de maniquí

4.3 Mesa de Pacientes

Este es un estudio preliminar de la influencia de la mesa de pacientes en la calidad de imagen debido a la cantidad de datos que se adquirirán. En este estudio se usaron los 3 tipos de mesa para paciente con los que se cuenta, 2 de ellas que vienen con el equipo aS1000 y una tercera de madera, mandada a hacer por parte del INCAN. La primera es de una placa de aluminio de 2.15cm de espesor equivalente a fibra de carbono de 0.50mm a 100kV y la segunda es una mesa de madera de 2.15cm de

espesor y la tercera es de rejilla con la que se realizó el primer estudio. Para cada una de las mesas se colocó el maniquí de la misma forma que en el estudio anterior (4.2) y se usaron únicamente 7 placas de espesor sobre ella; se variaron las tasas de dosis de 100 y 300UM/min y también se manejó la adquisición de las imágenes a 1, 2 y 3UM.

Capítulo V

Obtención de Datos y Resultados

5.1 Primera Etapa: Análisis de la base de datos de pacientes

Para comenzar el proyecto, se evaluaron las imágenes portales adquiridas a pacientes tratados del 12 de Julio de 2006 al 20 de Septiembre de 2006 y del periodo del 8 de Enero de 2007 a mediados de Abril de 2007 de la base de datos. Esta elección fue aleatoria y fueron los primeros pacientes a los que se les realizo una imagen portal.

Para facilitar el estudio se decidió clasificar las imágenes por región anatómica y se consideró también si las imágenes eran de adquisición anterior, posterior, lateral u oblicuas, siendo las primeras tres las más abundantes, y se analizó cada región de la misma forma. Se comenzó analizando los datos por calificación, se separaron en 2 categorías, las imágenes con calificación de 0/3 y 1/3 y el segundo grupo con 2/3 y 3/3. De los grupos anteriores se determino la frecuencia o cantidad de imágenes que se presentaban, sin embargo, se determinó separar las imágenes en grupos de visibles y no visible, correspondiendo al primer grupo aquellas imágenes con calificación de 0/3 y al segundo grupo aquellas de rango de 1/3 a 3/3. Para los demás parámetros se estableció la frecuencia con la que se presentaban en cada uno de los grupos y con ello determinar cuál era el comportamiento de la calidad de imagen para cada variación, para ello presentamos los datos por región anatómica.

5.1.1 Cabeza y Cuello

La zona de la cabeza y el cuello son una de las estructuras anatómica con una gran estructura ósea, debido a ello las densidad es mayor y se pueden observar con mayor facilidad la estructura anatómica. En las tablas 4.1.1 a y b podemos ver cuáles son los AP o espesores para tienen imágenes útiles y no útiles, para las diferentes tasas de dosis. Para las imágenes no útiles se tiene una tasa de 300UM/min, y el número de las mismas es de 8 en comparación con las 60 imágenes útiles que se tienen en la tabla 4.1.1.b. Se tiene que la mayor cantidad de imágenes visible tienen un espesor de entre 12.8 y 17 cm, pero la mayoría se ha adquirido a 300UM/min, esto se debe a que la gran

cantidad de imágenes se decidió adquirirlas con esta tasa, esto debido a que es la tasa de dosis con la que se realizan los tratamientos. En la gráfica 4.1.1.a tenemos un promedio de las tablas anteriores, en donde una cantidad de imágenes útiles para ambas tasas de dosis de alrededor de 15 cm. En este caso se obtuvo un promedio de las imágenes útiles o visibles, además podemos observar que el uso de únicamente tres filtros, los cuales son el DFC, FFC y SPDC, aumenta sobremanera la cantidad de imágenes útiles. La orientación del haz en la mayoría de las imágenes de cabeza y cuellos es anterior, con un 82% y laterales con un 94%, porcentaje que representa la cantidad de imágenes que son médicamente útiles, también se tienen imágenes posteriores y oblicuas, estas últimas se presentan en menor cantidad (9 imágenes de 68), pero a diferencia de otras regiones anatómicas presentan una utilidad en su totalidad. Podemos observar que de las 60 imágenes útiles, 46 fueron adquiridas con una tasa de dosis de 300UM/min, lo que significa que el paciente es expuesto a una cantidad de radiación la cual pretendemos reducir para evitar que esto genere una exposición mayor a la del tratamiento planeado.

a. Imágenes No Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de dosis UM/min
			Frecuencia
5.1-10	1	5.6	300
10.1-15	2	12.3	300
15.1-20	5	17.5	300

b. Imágenes Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de Dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
5.1-10	2	9.5	0	2
10.1-15	22	12.8	5	17
15.1-20	36	17.0	9	27

Tablas 4.1.1.a y b Comparación de distintos AP promedio para diferentes tasas de dosis

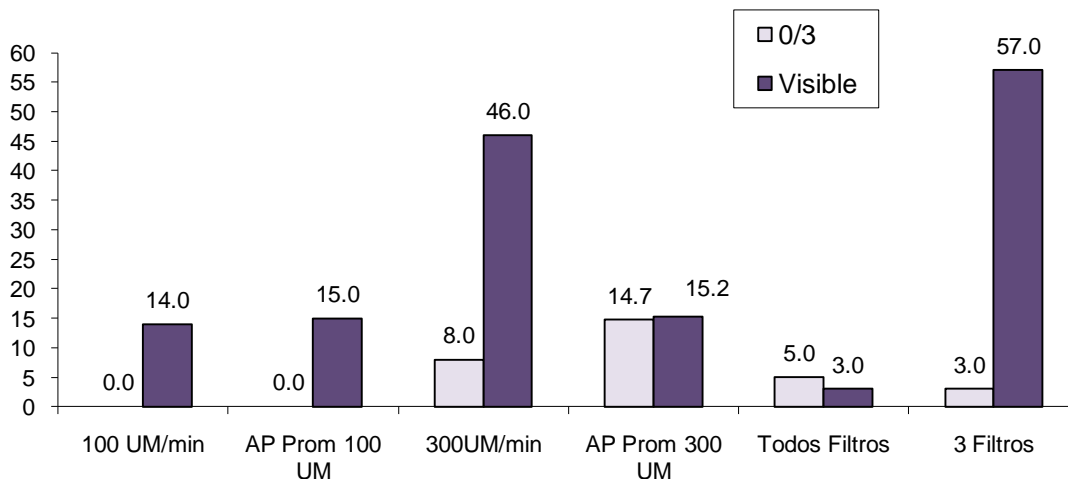


Gráfico 4.1.1. a Comparación de los parámetros de obtención de imagen para Cabeza y Cuello y su visibilidad

5.1.2 Tórax

En la zona del tórax contamos con estructuras que nos ayudan a identificar alguna región anatómica gracias a su diferencia de densidad; los huesos y los pulmones. La diferencia en su composición y densidad presentan un contraste visible que ayuda a los médicos en la visualización. En la región del tórax tenemos que un total de 8 imágenes no tienen utilidad debido a la falta de visibilidad para ambas tasas de dosis, como podemos ver en las tablas 4.1.2 a. En la tabla 4.1.2.b podemos ver que se tienen 36 imágenes útiles, de las cuales el mayor número cuenta con un espesor de entre 23 y 27 cm, como mencionamos anteriormente la mayoría se adquieren con 300UM/min. En la gráfica 4.1.2.a tenemos un promedio de espesor para las imágenes adquiridas con 100UM/min, 18 cm aproximadamente y 16.5 cm para las adquiridas con 300UM/min y con un mayor número de imágenes, con 3 de los 4 filtros. En esta zona las imágenes más comunes son de orientación anterior, las cuales abarcan un 96% que son médicamente útiles, el porcentaje restante consiste en imágenes posteriores, tangenciales y oblicuas, las cuales en su mayoría presentan utilidad. Podemos encontrar que aproximadamente el 82% de las imágenes cuentan con una utilidad médica a pesar de contar con un espesor relativamente grande.

a. Imágenes No Útiles

Intervalos	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de Dosis 100UM/min	Tasa de Dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
15.1-20	1	15.5	0	1
20.1-25	3	23.2	1	2
25.1-30	3	27.1	0	3
30.1-35	1	30.9	0	1

b. Imágenes Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de Dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
0-5	1	4.6	0	1
5.1-10	2	9.4	0	2
10.1-15	11	13.2	2	9
15.1-20	13	18.0	3	10
20.1-25	8	21.7	2	6
25,1-30	0	0	0	0
30,1-35	1	30.7	0	1

Tablas 4.1.2 .a y b Comparación de distintos AP's promedio para diferentes tasas de dosis

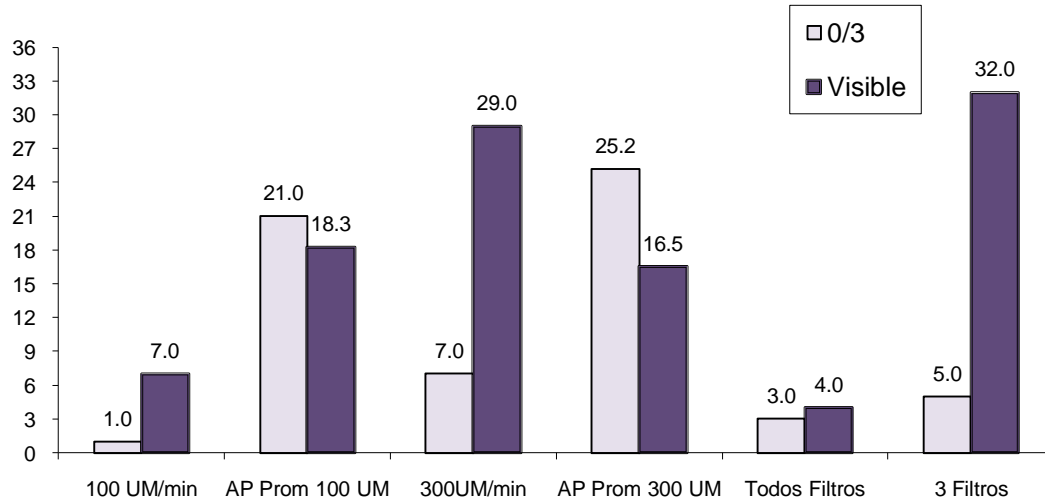


Gráfico 4.1.2.a Comparación de los parámetros de obtención de imagen para Tórax y su visibilidad

5.1.3 Abdomen

De la zona del abdomen se tiene un total de 37 imágenes, de las cuales solo el 46% son visibles y con una muy baja calidad, mientras que el 54% son inservibles. La región del abdomen es una zona muy complicada para adquirir imágenes útiles, pues la densidad del intestino es homogénea, ya que a los pacientes se les pide ayuno para el tratamiento y adquisición de imágenes, usualmente la única estructura de referencia es la columna en imágenes de la región posterior y en algunos casos las costillas u orillas de la pelvis cuando la imagen se adquiere un poco desplazada hacia arriba o hacia abajo.

a. Imágenes No Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
10.0-15	1	14.9	1	0
15.1-20	3	18.0	0	3
20.1-25	9	22.9	2	7
25.1-30	5	28.5	1	4
30.1-35	1	30.3	0	1
45.1-50	1	49.1	0	1

Tablas 4.1.3.1.a Comparación de distintos AP's promedio para diferentes tasas de dosis

El número de imágenes que no son útiles es de 20 como vemos en la tabla 4.1.3.1.a, es este caso los espesores son mayores que en las primeras dos regiones. Tenemos que 17 imágenes fueron útiles, la mayoría con un espesor de 23 cm aproximadamente.

En la gráfica 4.1.3.1.a podemos ver que el espesor promedio para una tasa de 100UM/Min es de 21 cm a pesar de contar con un número muy pequeño de imágenes visibles, mientras que para la tasa de 300UM/min tenemos un espesor de 22 cm aproximadamente con un total de 12 imágenes. En esta región el uso de filtros no genera ninguna diferencia en el número de imágenes útiles pues como podemos ver en la gráfica 4.1.3.a se tienen una diferencia de 2 imágenes entre el uso de 4 y 3 filtros.

b. Imágenes Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
10.0-15	1	10.7	1	0
15.1-20	2	19.0	0	2
20.1-25	13	22.8	4	9
25.1-30	1	26.7	0	1

Tablas 4.1.3.1. b Comparación de distintos AP's promedio para diferentes tasas de dosis

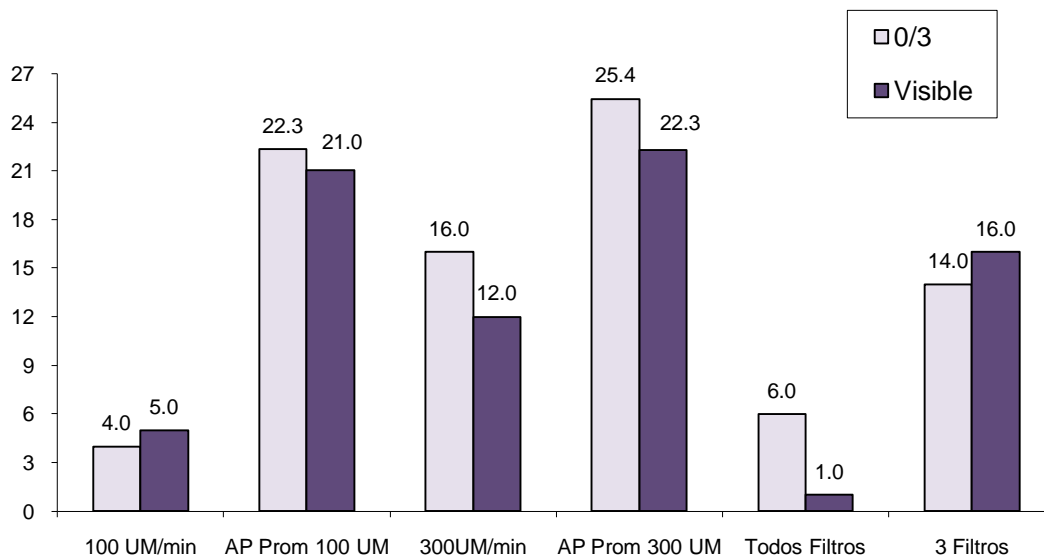


Gráfico 4.1.3.1.a Comparación de los parámetros de obtención de imagen para Abdomen y su visibilidad

5.1.4 Pelvis

De manera opuesta, encontramos en la zona de la pelvis una gran estructura ósea la cual nos ayuda a obtener imágenes de gran utilidad. Para la zona de la pelvis contamos con 111 imágenes de las cuales aproximadamente el 83% de ellas son útiles y el 17% son inservibles. Podemos ver en las tablas 4.1.3.2.a y b que la mayor cantidad de imágenes útiles tiene un espesor de entre 18 y 34cm aproximadamente, de la misma forma en que las imágenes no útiles lo que nos lleva a preguntarnos la razón del porqué. Las imágenes de la zona anterior presentan una mayor utilidad en alrededor un 96%, los demás tipos de imágenes como posteriores y oblicuas cuentan con una calidad semejante de

entre 93% y 66% respectivamente, las laterales solo cuentan con una utilidad de un 56% aproximadamente, esto debido probablemente al tejido que debe atravesar el haz pues en esta zona se puede encontrar mucho tejido adiposo en especial en pacientes femeninos. En la grafica 4.1.3.2.a podemos observar que se mantiene el comportamiento de mejorar la nitidez con el uso de sólo 3 filtros y el uso de 300UM/min domina el parámetro de tasa de dosis para la toma de la imagen.

a. Imágenes No Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
10.0-15	0	0	0	0
15.1-20	3	17.5	0	3
20.1-25	3	22.2	1	2
25.1-30	3	28.6	0	3
30.1-35	4	33.3	0	4
35.1-40	4	38.1	3	1
40.1-45	2	44.2	0	2
45.1-50	0	46.7	0	1

b. Imágenes Útiles

Intervalos (cm)	Frecuencia	AP Promedio (cm)	Tasa de dosis 100UM/min	Tasa de dosis 300UM/min
			Frecuencia	Frecuencia
10.0-15	1	12.4	0	1
15.1-20	25	18.5	4	21
20.1-25	40	22.0	12	28
25.1-30	4	26.2	0	4
30.1-35	13	33.5	0	13
35.1-40	7	37.3	2	5
40.1-45	1	44.1	0	1
45.1-50	1	46.7	0	1

Tablas 4.1.3.2.a y b Comparación de distintos AP's promedio para diferentes tasas de dosis

5.1.4. Discusión de resultados de la Primera Etapa

A lo largo de la recopilación de datos y el análisis de los mismos es posible determinar algunas características que las imágenes tienen en común sin importar la región anatómica. La mayor parte de las imágenes fueron adquiridas con 300UM/min y con el uso de sólo 3 filtros (DFC, FFC, SPDC). Sin embargo, para cada una de las regiones anatómicas se tienen propiedades y parámetros que deben considerarse por separado. Para la región de la cabeza y cuello tenemos que la densidad ósea es mayor que en otras partes del cuerpo, por ello se presenta una mejor nitidez en la imagen, también

nos fue posible determinar que las imágenes adquiridas con diferentes orientaciones del haz presentan una buena calidad en general; para la región del pecho encontramos que se tiene referencia clara no solo la estructura ósea, también la cavidad pulmonar, sin embargo en esta región se encuentra una marcada diferencia entre los espesores de las imágenes útiles y aquellas que no lo son, con una discrepancia de 3cm aproximadamente para imágenes tomadas con 100 UM/min y de 9 cm aproximadamente para imágenes adquiridas a 300UM/min.

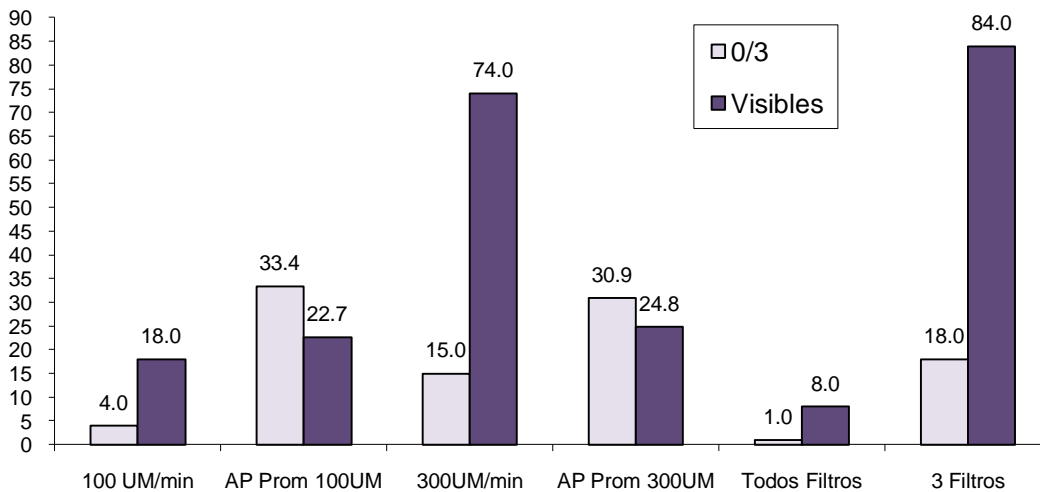


Grafico 4.1.3.2.a Comparación de los parámetros de obtención de imagen para Pelvis y su visibilidad

Para la zona del abdomen encontramos que la mayor parte de las imágenes son inútiles y aquellas escasas que lo son fueron adquiridas por la parte posterior, lo que nos lleva a determinar cuál sería la forma de lograr utilidad en este tipo de imágenes. En la zona pélvica encontramos que, de manera semejante que en el cráneo, se tiene una buena nitidez, sin embargo se encontró que las imágenes con orientación lateral no fueron de utilidad en un 56%, en esta región tenemos que la diferencia entre AP para imágenes adquiridas a 100UM/min es de casi 11 cm entre aquellas útiles y las que no lo son, en el caso de 300UM/min tenemos una diferencia de aproximadamente 6cm.

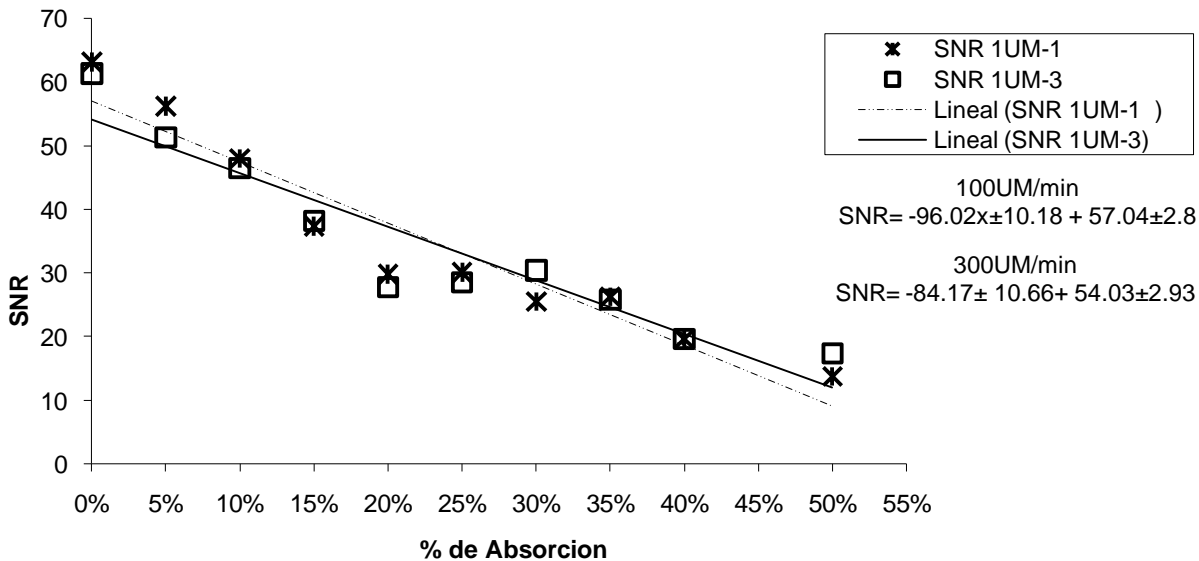
5.2. Segunda Etapa: Análisis de Imágenes adquiridas con maniquí PTW

De las mediciones hechas con el maniquí PTW, usando una diferente cantidad de placas, se obtuvo un total de 42 imágenes para diferentes parámetros, como se menciona en secciones anteriores. Los datos adquiridos por este maniquí que se tomarán en cuenta para el estudio de las imágenes son los de el coeficiente señal-ruido (SNR) y resolución de bajo contraste (LCR), esto debido a que nos dan información de la nitidez en la imagen y los parámetros necesarios para adquirirla. A continuación se presentan los datos obtenidos para cada caso de placas usadas sobre el maniquí.

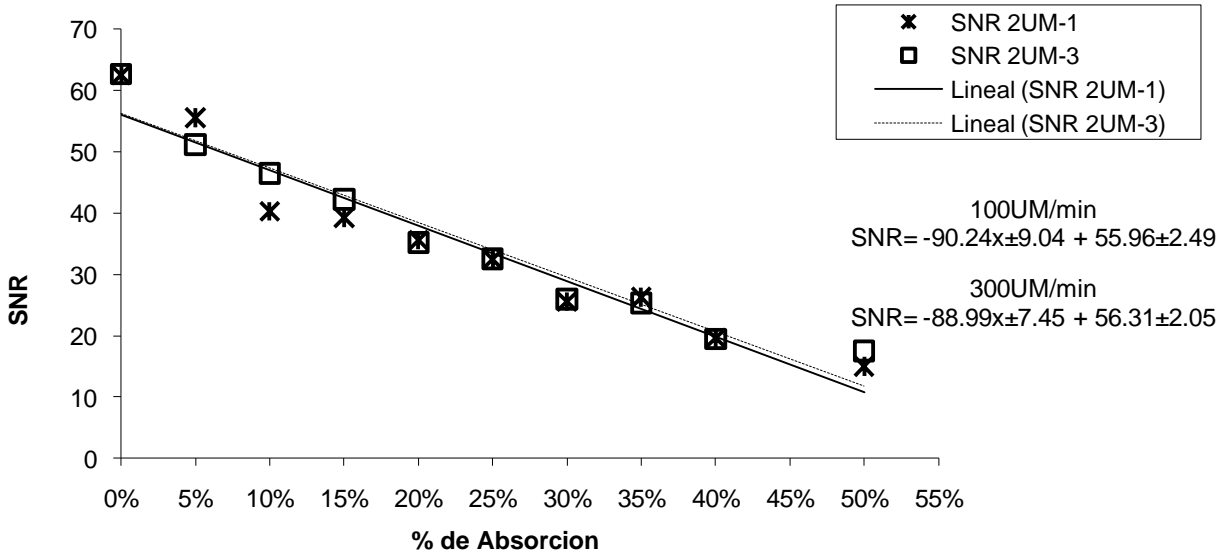
5.2.1 Resultados de la obtención de imágenes portales con diferente número de placas

✕ 1Placa

Como se puede ver en la gráfica 4.4.1.a, b, c y la tabla 4.4.1.2 , tenemos la comparación de los datos obtenidos, entre el SNR y LCR para las tasas de dosis indicadas; se realizó este análisis para cada UM de adquisición y para el número de placas usado.



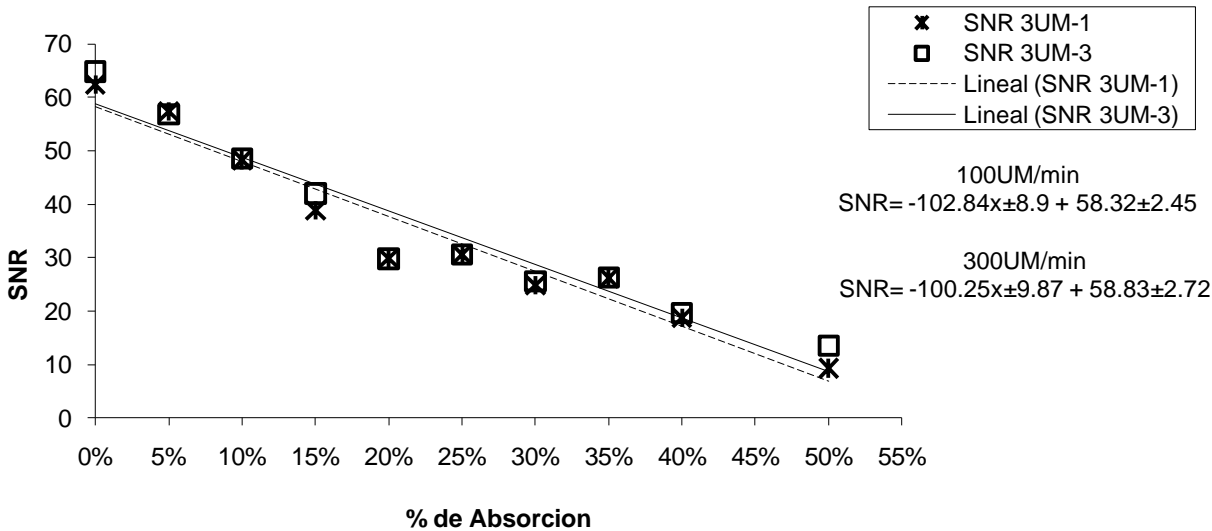
Gráfica 4.4.1.a SNR medido para 1 Placa a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM



Gráfica 4.4.1.b SNR medido para 1 Placa a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM

Estos datos se consideran como base de comparación para el resto de las imágenes, ya que el espesor de la placa (1cm), no tiene alguna aplicación médica, las zonas a tratar son siempre de alrededor de 10cm en adelante. Debido a que se colocaron placas cada 5 cm, excepto en las primeras dos series de imágenes, que se tiene a 1 y a 7 placas, se toma una incertidumbre que es posible aplicar para cada espesor de $\pm 2.5\text{cm}$.

Una de las relaciones que queremos determinar es la existente entre la pendiente de las rectas producidas por los valores de SNR adquiridas para los diferentes porcentajes de absorción y el número de círculos visibles para el LCR y con ello poder determinar que parámetros usados nos dieron la mejor calidad de imagen.



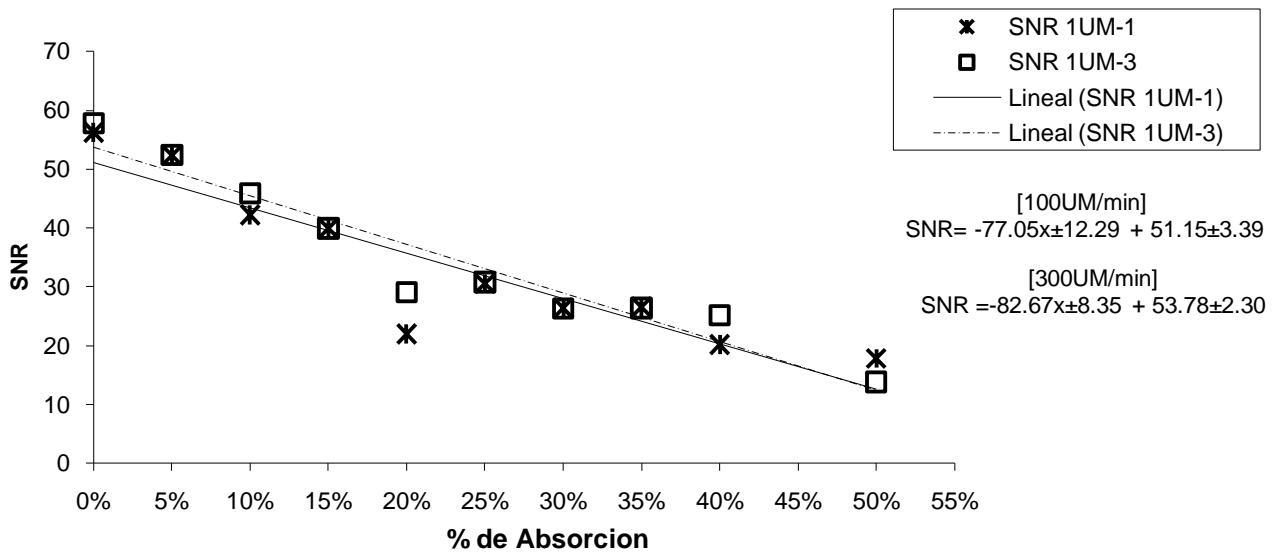
Gráfica 4.4.1.c SNR medido para 1 Placa a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	1Placas	1Placas
# No Visibles	9	10
# Visibles	13	12
2UM-1	1Placas	1Placas
# No Visibles	8	8
# Visibles	14	14
3UM-1	1Placas	1Placas
# No Visibles	7	8
# Visibles	15	14

Tabla 4.4.2 LCR medido para 1 Placa a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM

✘ 7 Placas

En el conjunto de gráficas para 7 placas a una tasa de dosis de 100UM/min se tiene que el mayor número de círculos visibles en la imagen del maniquí fueron las adquiridas con 2 y 3 UM y la pendiente de SNR tiene un valor mayor como se ve en las gráficas 4.4.2 b y c. Para las imágenes adquiridas con una tasa de dosis de 300UM/min se tiene una repetición el patrón, pues la mejor visibilidad se presenta para imágenes adquiridas a 2 y 3 UM, con pendientes y valores de SNR menores a las adquiridas con una tasa de dosis de 100UM/min. De este grupo de imágenes, al evaluar y analizar las gráficas correspondientes, podemos determinar que para la adquisición de imágenes con buena nitidez se deben utilizar 2 UM para ambas tasas de dosis.



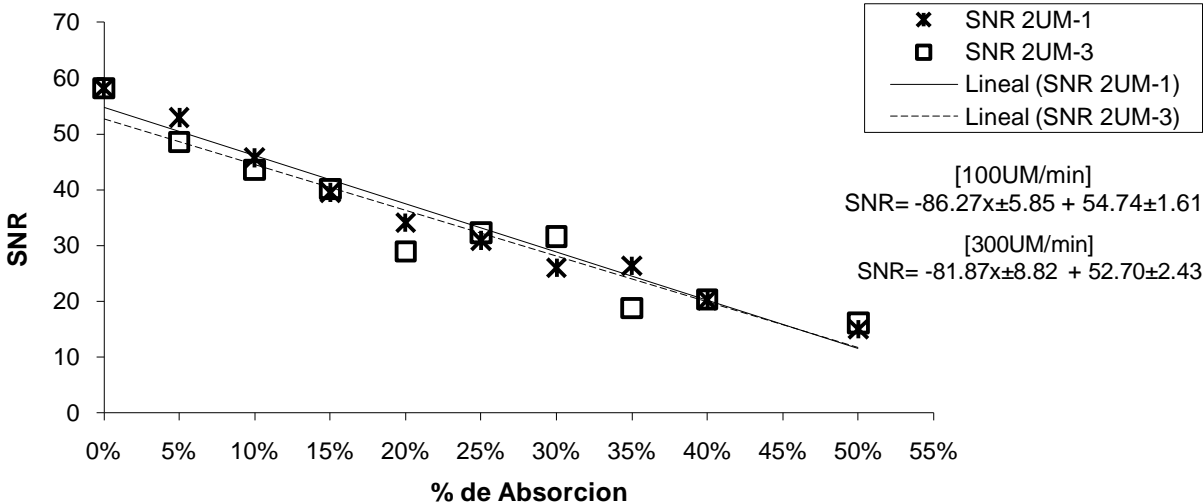
Gráfica 4.4.2.a SNR medido para 7 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	7Placas	7Placas
# No Visibles	11	8
# Visibles	11	14
2UM-1	7Placas	7Placas
# No Visibles	7	8
# Visibles	15	14
3UM-1	7Placas	7Placas
# No Visibles	8	9
# Visibles	14	13

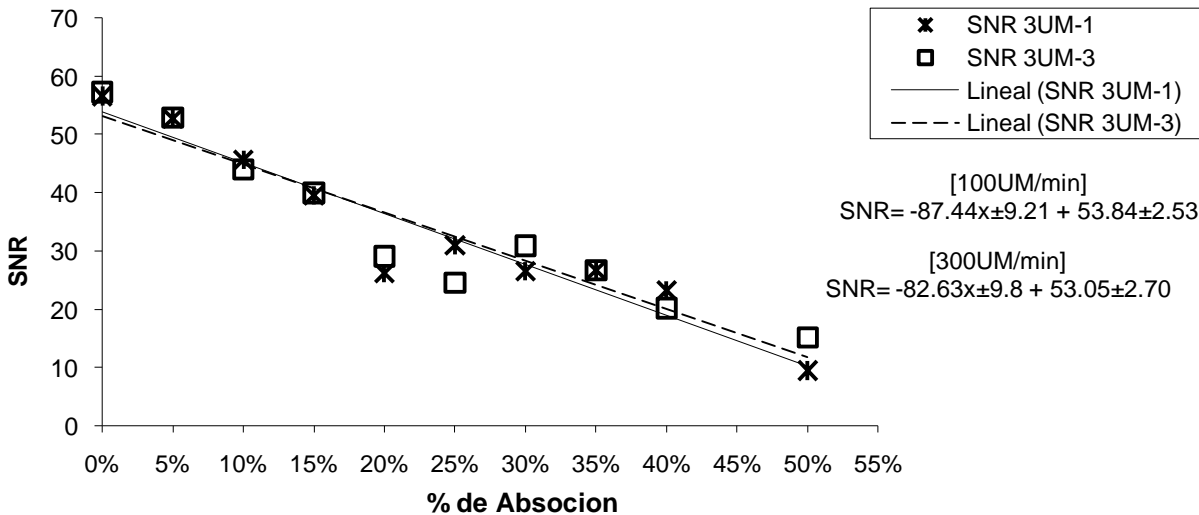
Tabla 4.4.2.1 LCR medido para 7 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM

El SNR presenta un valor decreciente de la tasa de dosis de 100 a 300UM/min, como se supone para tasas de dosis en incremento. También se observa que el valor del SNR coincide para algunos porcentajes de absorción para las diferentes tasas de dosis, además se aprecia un pico pronunciado para 1 y 3 UM para una absorción del 20%, siendo para el caso de 2 y 3 UM que se presenta un

comportamiento similar en los valores y pendientes de las graficas, lo que, al relacionarlo con las unidades o círculos de LCR, no indica que la calidad de imagen está relacionada con la homogeneidad de los valores del SNR en relación al porcentaje de absorción.



Gráfica 4.4.2.b SNR medido para 7 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM



Gráfica 4.4.2.c SNR medido para 7 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

✘ 12 Placas

En la serie de imágenes adquiridas para 12 placas se aprecia que se reduce el número de círculos visibles para LCR y los valores de SNR. En la tabla 4.4.3.1 se observa que el número de círculos para la tasa de dosis de 100UM/min es de promedio de 11, aunque se tienen valores de SNR mayores para 3UM a pesar de tener el mismo promedio. En este caso la mejor imagen se adquirió a 1UM. Para la tasa de dosis de 300UM/min se tiene que los valores de las pendientes para SNR son mayores y que la cantidad de círculos visibles es proporcional a la primera tasa de dosis. El número de círculos visibles en esta serie para ambas tasas de dosis fue similar, debido a ello se decidió buscar un valor promedio en el que se tuvieran buenas imágenes para ambos casos y se determinó que a 2UM se adquieren imágenes con buena calidad, ya que para ambos casos, tienen 11 círculos visibles. Las pendientes de SNR en relación con unidades visibles es inversa pues para pendientes mayores hay un número menor de círculos, y casos donde para un mismo número de círculos visibles se tienen pendientes diferentes.

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	12Placas	12Placas
# No Visibles	10	13
# Visibles	12	9
2UM-1	12Placas	12Placas
# No Visibles	11	11
# Visibles	11	11
3UM-1	12Placas	12Placas
# No Visibles	11	10
# Visibles	11	12

Tabla 4.4.3.1 LCR medido para 12 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM

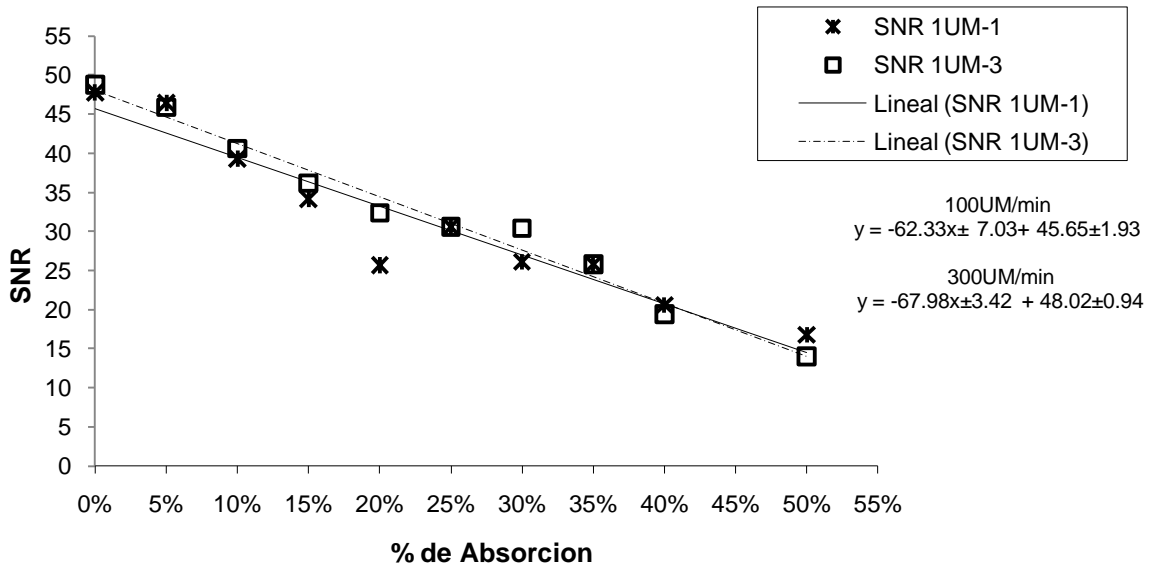


Gráfico 4.4.3.a SNR medido para 12 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM

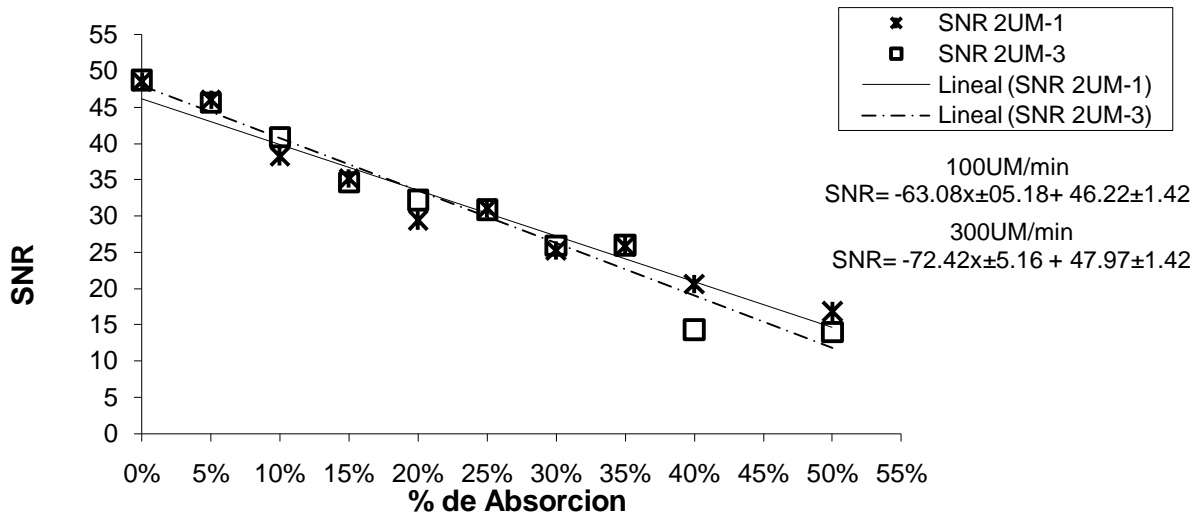


Gráfico 4.4.3.b SNR medido para 12 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM

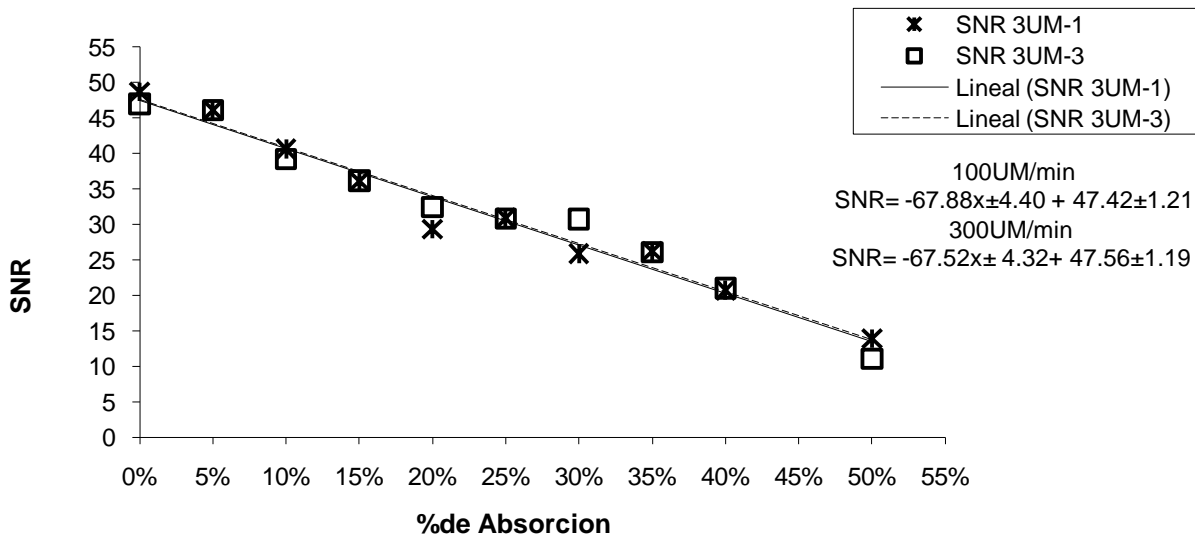


Gráfico 4.4.3.c SNR medido para 12 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

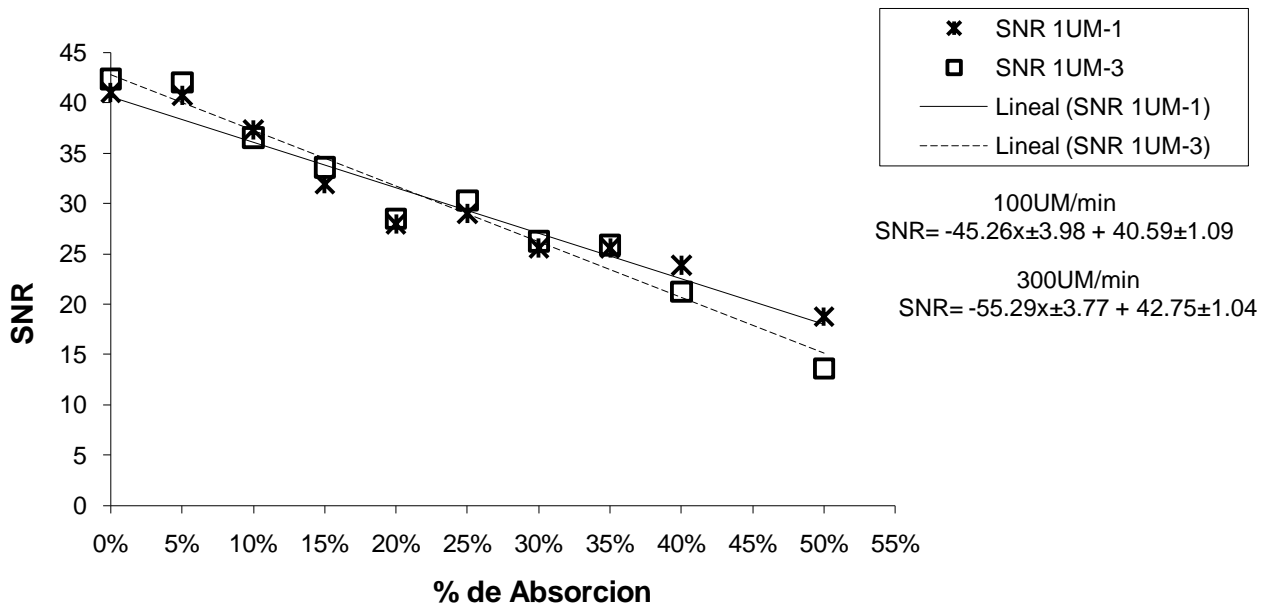
✖ 17 Placas

Para las imágenes adquiridas con 17 placas, aumenta la cantidad de unidades visibles para una tasa de dosis de 300UM/min como vemos en la tabla 4.4.4.1. Sin embargo, para 2UM, se tiene el mismo número de círculos visibles para ambas tasas de dosis y con ello una distribución del SNR casi idéntica (gráfica 4.4.4. b). El hecho de que el SNR se comporte de la misma forma para ambas tasas de dosis

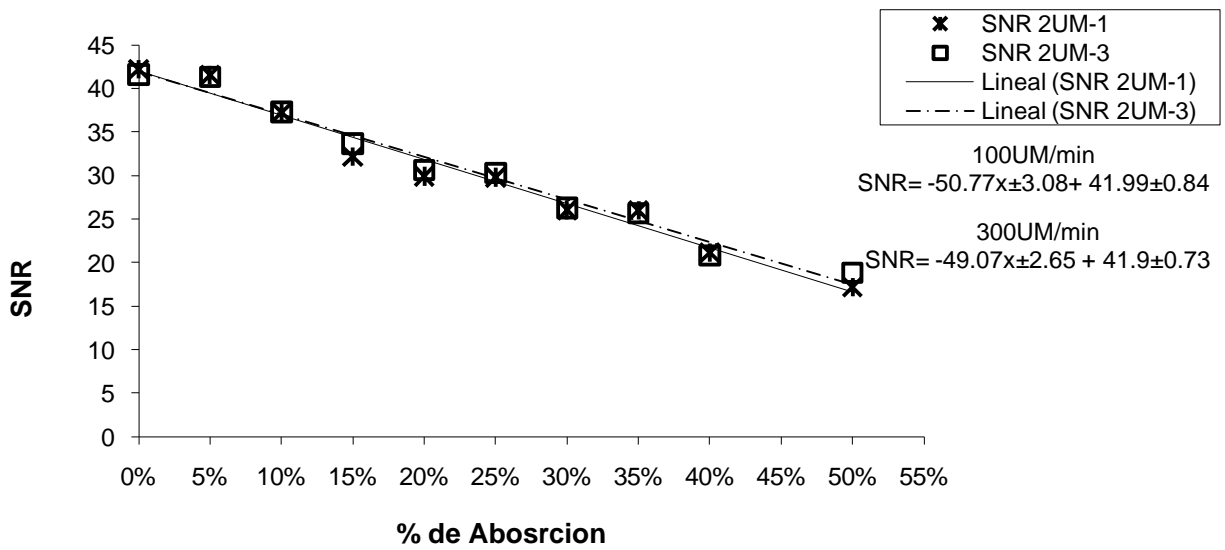
nos puede indicar que la razón entre los fotones promedio incidentes y el ruido generado por ellos en el detector fue la misma, a pesar de presentar una distribución en cantidad diferente entre ambas tasas. De ser así, la tasa de dosis usada para la adquisición de imágenes será indiferente pues se tendrán los mismos resultados. Los valores de SNR para esta serie de imágenes presenta una pendiente mayor para casos con mayor visibilidad, como en series anteriores, un comportamiento que inferimos debe ser así.

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	17Placas	17Placas
# No Visibles	13	11
# Visibles	9	11
2UM-1	17Placas	17Placas
# No Visibles	12	12
# Visibles	10	10
3UM-1	17Placas	17Placas
# No Visibles	14	11
# Visibles	8	11

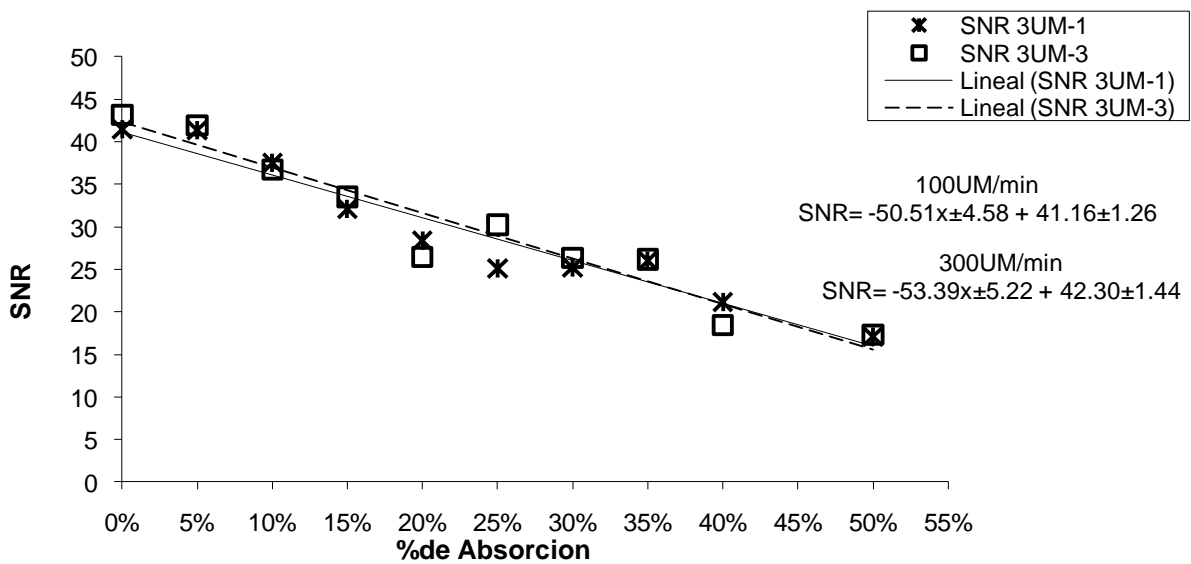
Tabla 4.4.4.1 LCR medido para 17 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM



Gráfica 4.4.4.a SNR medido para 17 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM



Gráfica 4.4.4.b SNR medido para 17 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM

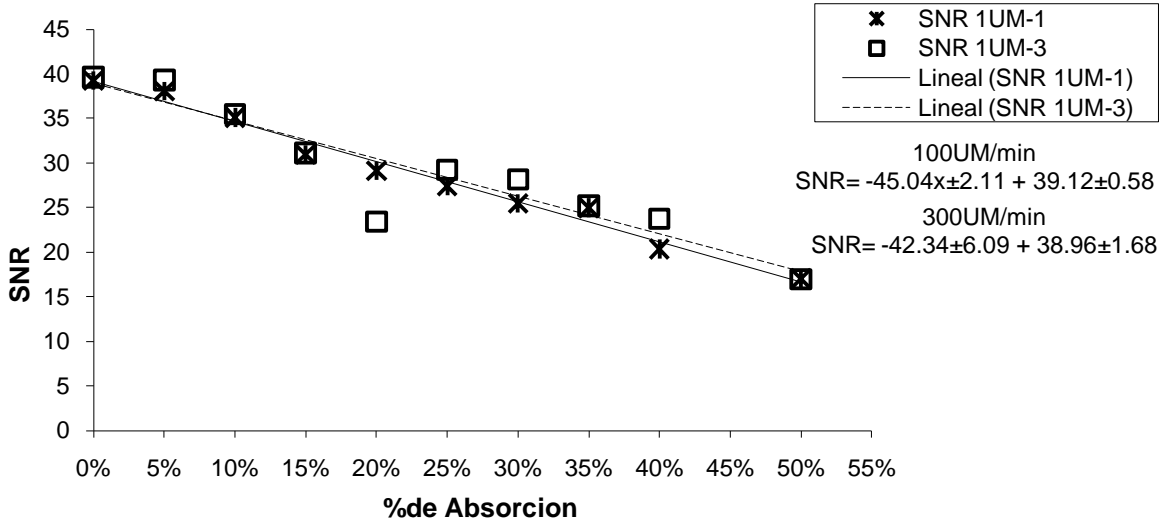


Gráfica 4.4.4.c SNR medido para 17 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

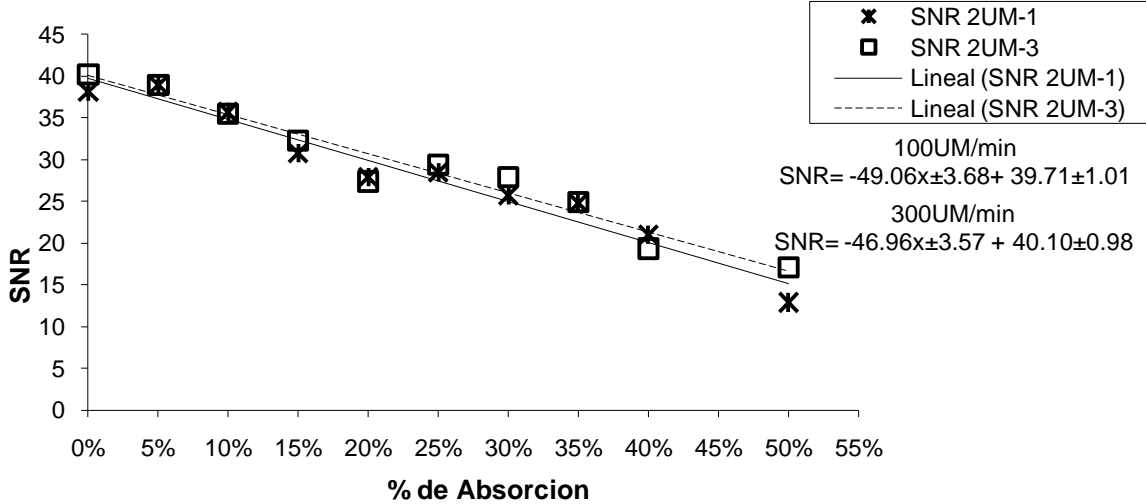
✘ **22 Placas**

Las imágenes adquiridas para ambas tasas de dosis presentan una misma cantidad de unidades visibles, a pesar de contar con pendientes diferentes para las medidas de SNR. Para cada tasa de dosis

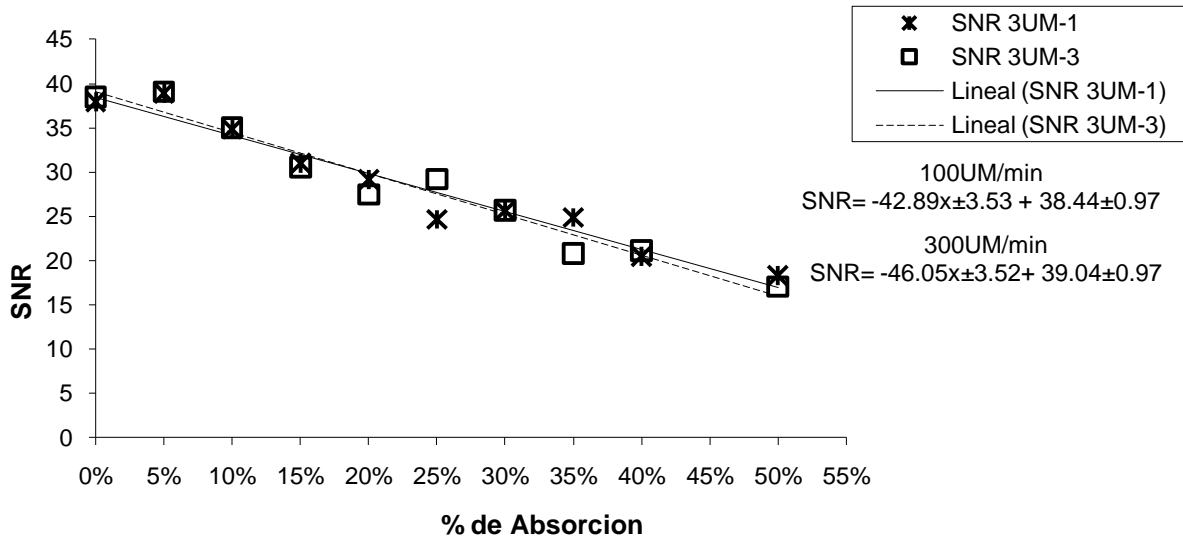
es posible deducir, de las graficas 4.4.5 a y b, que cualquiera de los parámetros usados nos da la misma calidad de imagen, en contraste con los demás casos. El hecho de que se tengan pendientes diferentes para una misma cantidad de círculos visibles nos indica que la relación numérica no siempre está asociada a la percepción visual.



Gráfica 4.4.5.a SNR medido para 22 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM



Gráfica 4.4.5.b SNR medido para 22 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM



Gráfica 4.4.5.c SNR medido para 22 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	22Placas	22Placas
# No Visibles	14	13
# Visibles	8	9
2UM-1	22Placas	22Placas
# No Visibles	13	13
# Visibles	9	9
3UM-1	22Placas	22Placas
# No Visibles	13	13
# Visibles	9	9

Tabla 4.4.5.1 LCR medido para 22 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM

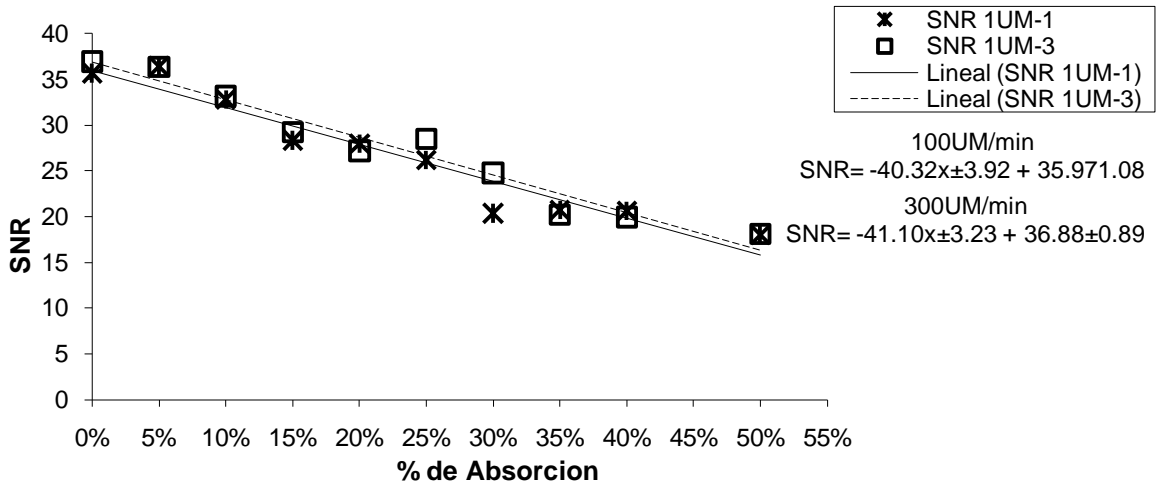
✘ 27 Placas

En esta serie de imágenes y de datos (tabla 4.4.6.1), se observa como la mayor cantidad de círculos se aprecian para valores de 2 y 3UM, siendo la tasa de dosis dominante la de 100 UM/min. La menor cantidad de círculos visibles fue a 1UM, lo que es posible inferir que se deba al espesor usado. Los valores de las pendientes de SNR en las graficas 4.4.6. a, b, c, presentan muy pequeñas diferencias y se ver que el valor de dichas pendientes va disminuyendo mientras más cantidad de placas se usen.

	100UM/min	300UM/min
1UM-1	27Placas	27Placas
# No Visibles	15	17
# Visibles	7	5
2UM-1	27Placas	27Placas

# No Visibles	12	13
# Visibles	10	9
3UM-1	27Placas	27Placas
# No Visibles	13	14
# Visibles	9	8

Tabla 4.4.6.1 LCR medido para 27 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM



Gráfica 4.4.6.a SNR medido para 27 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM

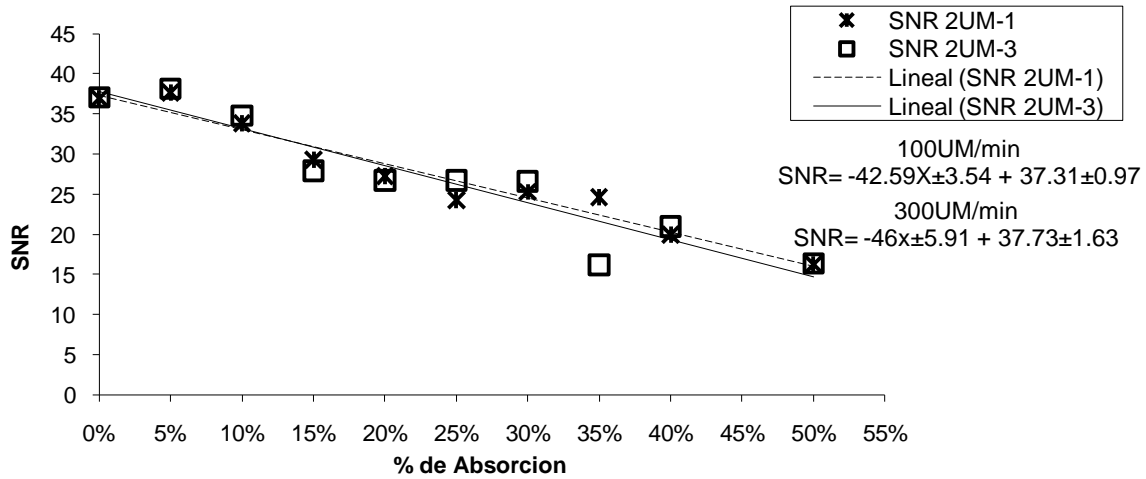


Gráfico 4.4.6.b SNR medido para 27 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM

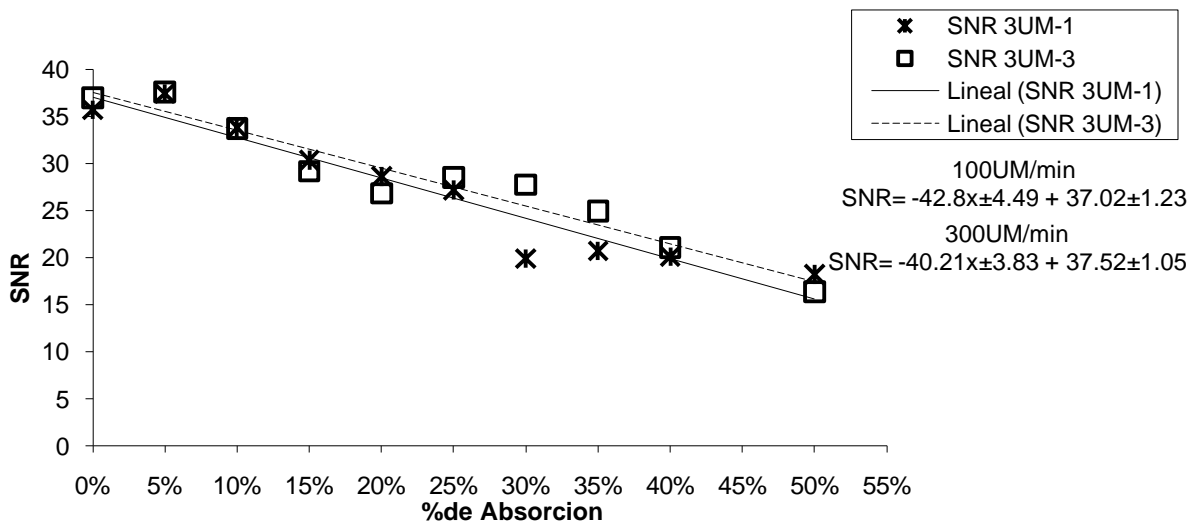
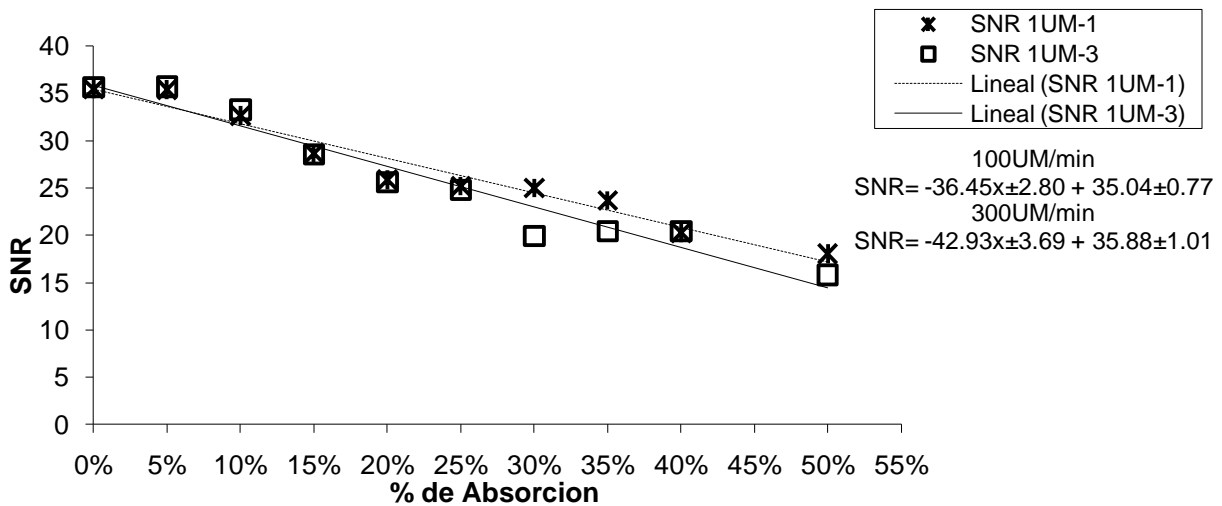


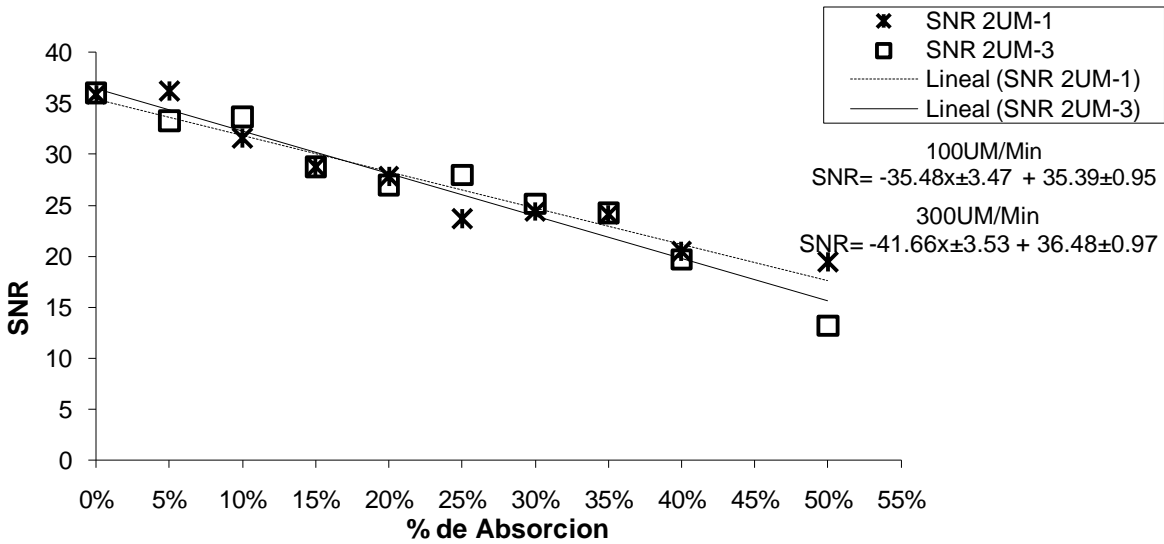
Gráfico 4.4.6.c SNR medido para 27 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

✕ 30 Placas

Esta es la última serie de datos adquirida, usando el total de 30 placas y llegando al límite de espacio entre el la mesa de pacientes y el brazo emisor del Portal Vision, tomando en cuenta que las imágenes se adquirieron a una distancia isocéntrica. Los resultados para esta serie se tiene un número de círculos visible considerablemente menor en comparación con series anteriores. De la tabla 4.4.7.1 el mayor número de unidades visibles fue a 3UM con una tasa de 100UM/min, lo cual se generaliza a los demás parámetros de 1 y 2UM. Podemos observar que los valores de las pendientes de los SNR para ambas tasas de dosis varían hasta en 6 unidades, como vemos en las graficas 4.4.7 a, b, c, siendo en los casos de 1 y 2UM mayores para una tasa de 300UM/min que de 100UM/min.



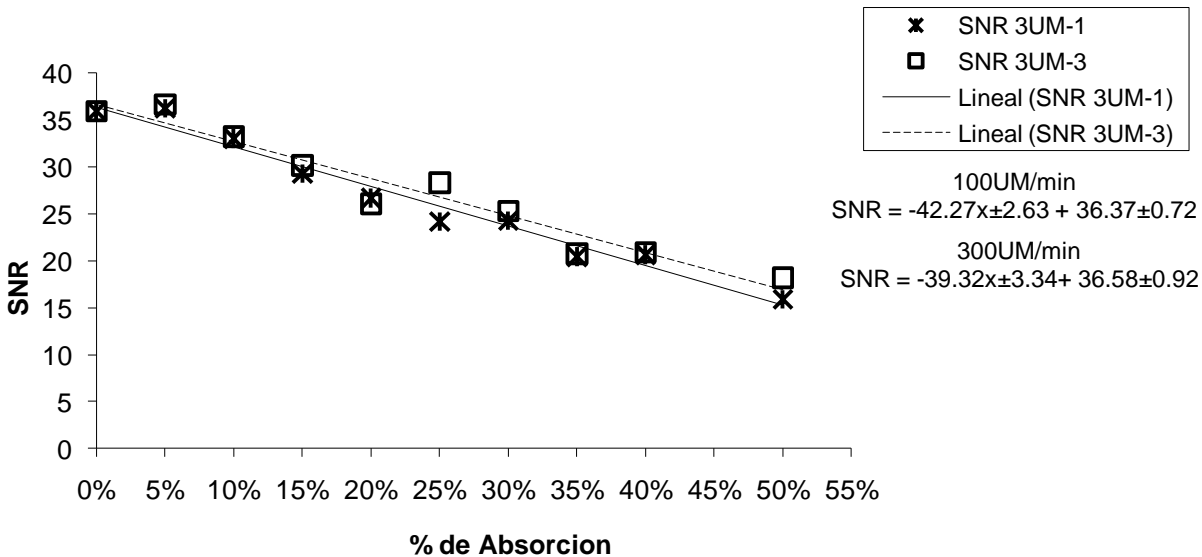
Gráfica 4.4.7.a SNR medido para 30 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1UM



Gráfica 4.4.7.b SNR medido para 30 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 2UM

5.2.2 Discusión de resultados para imágenes portales con diferente número de placas

Durante el estudio y realización de gráficas para los datos del SNR y LCR, determinamos que la relación entre el porcentaje de absorción por parte de las placas del maniquí y los valores de SNR eran lineales, al establecer dicha relación, al observar la primera serie de imágenes consideramos el hecho de relacionar el valor de la pendiente con el número de círculos o unidades vistas o LCR. Intentamos establecer esta relación en toda la serie de datos que se adquirieron durante el estudio.



Gráfica 4.4.7.c SNR medido para 30 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 3UM

	100UM/min	300UM/Min
1UM-1	30Placas	30Placas
# No Visibles	14	16
# Visibles	8	6
2UM-1	30Placas	30Placas
# No Visibles	14	14
# Visibles	8	8
3UM-1	30Placas	30Placas
# No Visibles	13	14
# Visibles	9	8

Tabla 4.4.7.1 LCR medido para 30 Placas a diferentes tasas de dosis y adquisición a 1, 2 y 3UM

De la serie de datos obtenida para cada uno de los espesores se plantea la existencia de una relación entre la pendiente de SNR y el LCR. En la serie de datos para 1 y 7 placas se tiene que una pendiente mayor nos da una cantidad de círculos visibles mayor para ambas tasas de dosis, de 100 y 300UM/min, sin embargo domina una tasa de 100UM/min. El número de círculos visibles se va reduciendo al aumentar el espesor, esto debido a que una menor cantidad de fotones llega al detector. Sin embargo, el comportamiento es diferente al previsto, pues hay casos en los que tenemos una pendiente para los valores de SNR con un valor mayor para alguna de las tasas de dosis, como los casos con 12 placas, el más marcado, en que para una tasa de 300UM/min se tiene menos círculos visibles.

Para espesores como el de 22 placas se presenta una relación estable entre ambas tasas de dosis ya que cuentan con casi la misma cantidad de círculos visibles y la discrepancia entre las pendientes es de alrededor de 3 unidades. Para espesores de 27 y 30 placas, no solo una disminución notable en la pendiente y también en los valores de SNR y LCR. Esto debido primordialmente a que una menor cantidad de fotones alcanza el detector. Para estos espesores que la mayoría cantidad de círculos se observan para una tasa de 100UM/min a pesar de contar con valores de pendientes de SNR menores que la tasa de dosis de 300UM/min.

Las discrepancias que se presentan en base a nuestra premisa de una relación proporcional entre el valor de la pendiente y el contraste que nos permita una mejor calidad de imagen no se cumple para todos los casos. Cuando se usan rayos X de alta energía se tiene que el efecto Compton es predominante y este tipo de efecto disminuye el contraste debido a la energía promedio con la que llegan los fotones es alta. Cuando se irradian las placas, los fotones con una energía promedio mayor son los que llegan al detector y aquellos con menor energía son dispersados en el material, esto genera un valor de SNR proporcional al número de fotones detectados, el cual está relacionado con una escala de gris y con ello a la medición del contraste.

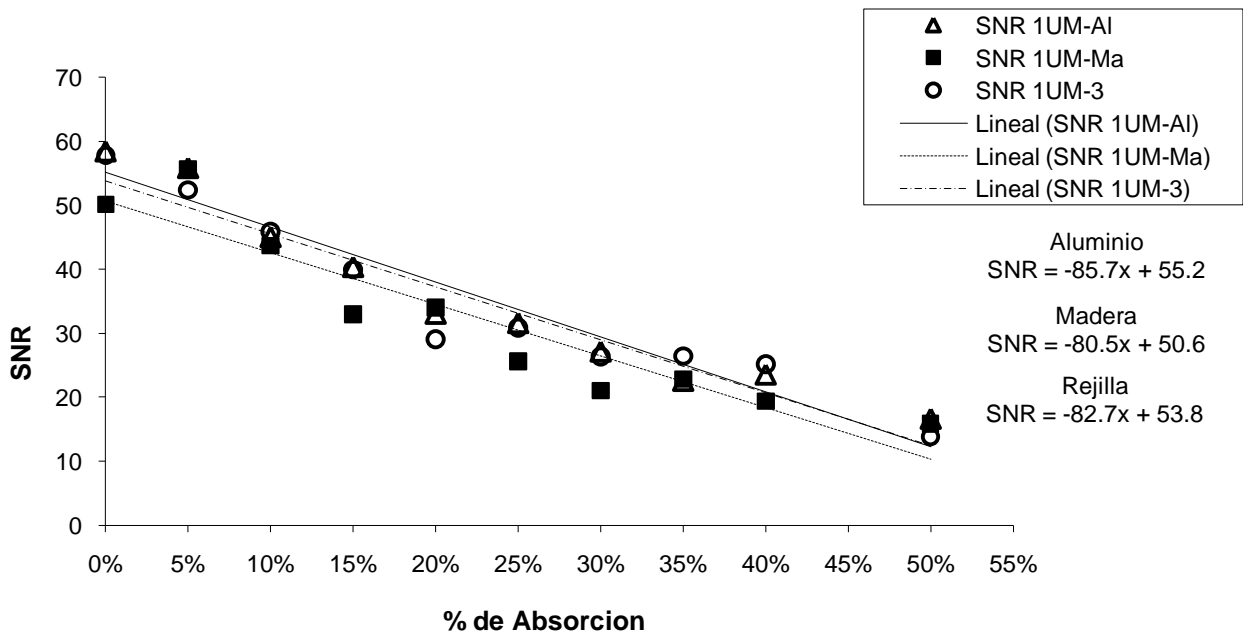
En las graficas del Anexo III podemos apreciar la disminución progresiva el valor de SNR para las diferentes tasas de dosis y UM usadas para la adquisición de las imágenes. Podemos apreciar que con el aumento de placas los valores de SNR para cada porcentaje de absorción se va volviendo más estable, eso puede interpretarse de la siguiente manera: el aumento de espesor hace que menos fotones lleguen al detector sin importar la tasa de dosis usada ya que la energía usada para emitir esos fotones es de 6MV, la manera en la que esos fotones podrían llegar es por medio de incrementar la energía usada para que les sea posible atravesar el material.

5.3 Tercera Etapa: Uso de diferentes Mesas

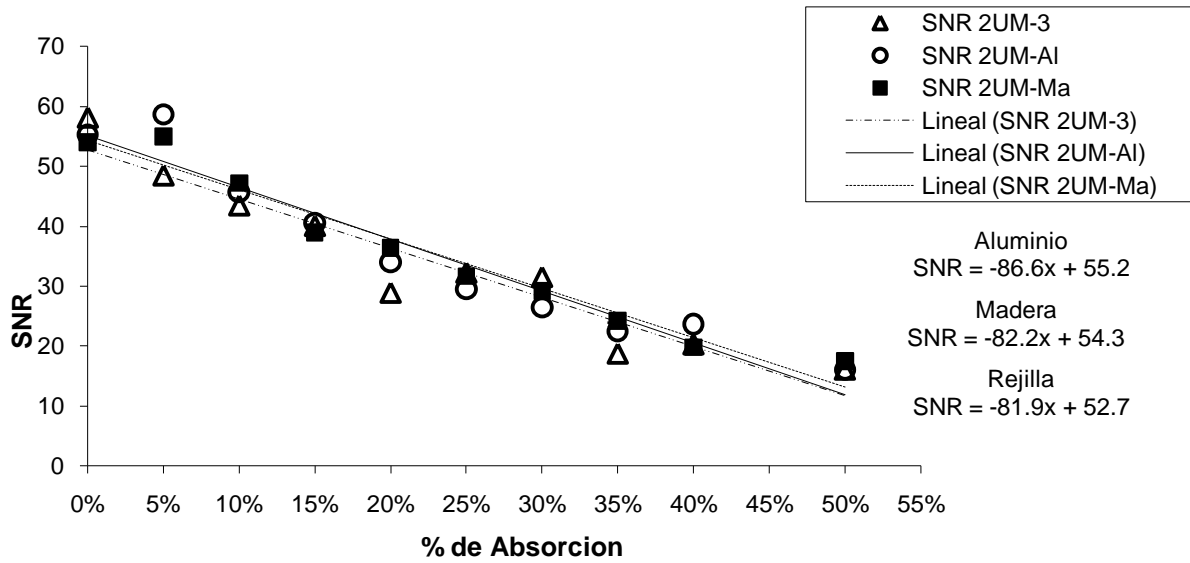
Debido al espesor, de 7cm, se tiene que una buena cantidad de círculos visibles para ambas tasas de dosis en los materiales. Como se ve en las gráficas 4.6.1.a, se observa una pequeña diferencia en la cantidad de círculos vistos para la mesa de aluminio, rejilla y madera. Los valores de SNR no varían mucho de la serie de datos adquirida en el estudio anterior para el mismo número de placas.

En los tres casos se tiene un dominio de calidad de imagen para la mesa de aluminio sobre las demás, excepto en las imágenes adquiridas a 1UM donde la rejilla y la mesa de aluminio tienen el mismo número de círculos visibles, mientras que la mesa de madera muestra poca eficiencia.

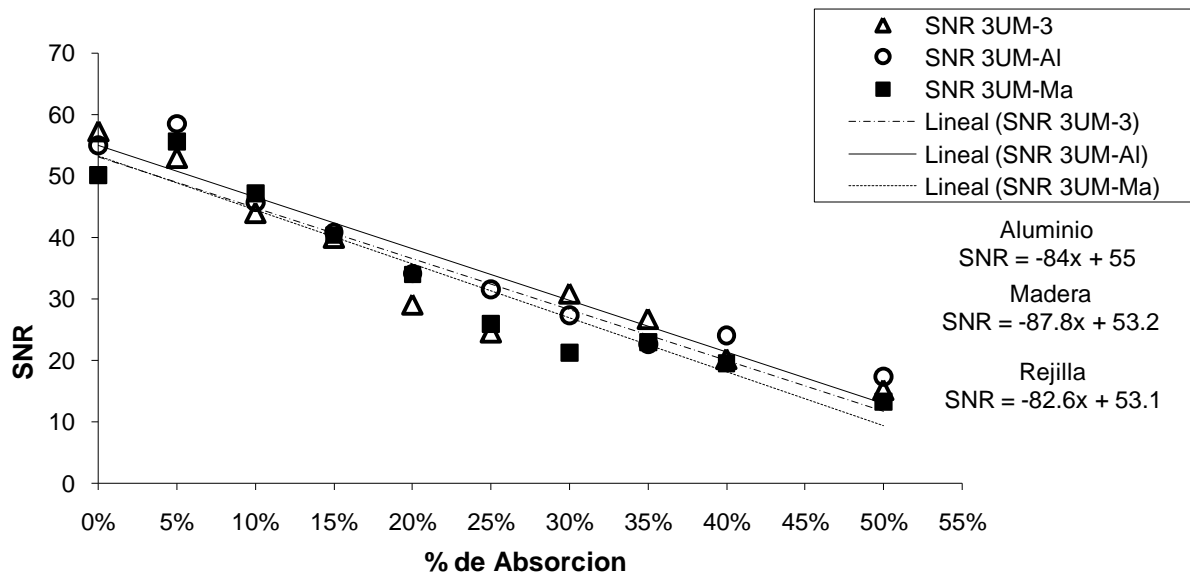
Una de las finalidades de este estudio también es determinar que mesa nos daría mejores imágenes para pacientes que cuentan con sobre peso, pues la mesa de paciente de rejilla podría no soportar el peso y debido a ello se sustituiría con la de aluminio o madera.



Gráfica 4.5.1.a SNR medido para 7 Placas a 300UM/min y adquisición a 1UM



Gráfica 4.5.1.b. SNR medido para 7 Placas a 300UM/min y adquisición a 2UM



Gráfica 4.5.1.c SNR medido para 7 Placas a 300UM/min y adquisición a 3UM

1UM	Rejilla	Al	Madera
# No Visibles	8	8	9
# Visibles	14	14	13
2UM	Rejilla	Al	Madera
# No Visibles	8	5	9
# Visibles	14	17	13
3UM	Rejilla	Al	Madera
# No Visibles	9	6	9
# Visibles	13	16	13

Tabla 4.5.2 Valores de LCR para las diferentes mesas a 1, 2 y 3 UM

Podemos determinar que la discrepancia entre la cantidad de círculos vistos y las pendientes de SNR para las diferentes tasas de dosis, nos indica que la distribución de los fotones, o en este caso la distribución de color gris en la imagen son independientes de la visibilidad y más específicamente del contraste. De las graficas anteriores determinar de manera temporal que la mesa que nos da mejores resultados de imagen es la de aluminio, esto debido a que dicha mesa viene incluida en el equipo y por lo tanto está diseñada para sacrificar lo menos posible la calidad y contraste de la imagen. En el caso de la mesa de madera, tenemos que al ser un material orgánico, aunque sea de menor espesor, presenta una interacción mayor con los fotones y por ello mayor dispersión al tener más presente el efecto Compton.

Capítulo VI

Conclusiones y Planteamiento de Protocolo

Como ya se mencionó en la introducción, la finalidad de este estudio es elaborar un protocolo que nos permita adquirir imágenes portales de calidad y utilidad médica, y optimizar su proceso de adquisición, para la verificación de la colocación de pacientes durante el tratamiento.

El análisis realizado a las imágenes del maniquí, al usar diferentes espesores, tiene la finalidad de crear una relación entre la calidad de imagen, los parámetros adquiridos con ellas y aplicarlo al espesor de las imágenes portales que fueron adquiridas para pacientes en la base de datos. Con ello podremos determinar que parámetros nos darían una imagen de verificación útil para las diferentes regiones anatómicas que serán tratadas.

Se decidió separar las regiones anatómicas en relación a los espesores usados en las medidas con el maniquí, como se muestra en la siguiente tabla 6.1.

	Región Anatómica	Espesor o No. de Placas
I	Cabeza y Cuello	1 – 12cm ±2.5cm
II	Pecho Abdomen y Pelvis	17 – 22cm ±2.5cm
III	-----	27 – 30cm ±2.5cm

6.1 Tabla de relación entre región anatómica y espesor

6.1 Región I

En la región de cabeza y cuello tenemos una interacción predominante de los fotones con hueso. Debido a que se usan rayos X de alta energía el efecto predominante es el Compton; el tipo de absorción debido a este efecto, al depender atómicamente del número de electrones por gramo, el contraste se genera en la diferencia de atenuación entre tejido suave y aire.

A pesar de este hecho se logran apreciar de manera marcada la estructura ósea y el contorno del rostro, de manera que tienen una gran utilidad para la verificación de la posición del paciente. De las imágenes revisadas de la base de datos del INCAN tenemos que el espesor promedio de las imágenes adquiridas es de un promedio de 15cm para ambas tasas de dosis usadas, 100 y

300UM/min, teniendo como mínimo 9.5cm y máximo 17cm, debido a ello determinamos que la serie de datos adquiridos con el maniquí que encajarían son los que van de 1 a 12 placas con la incertidumbre formulada de ± 2.5 cm.

La mejor visibilidad o el número de círculos visibles, es para una tasa de dosis de 100UM/min y para los 3 parámetros de adquisición de UM, para los espesores de 1 a 12, presentando una pequeña diferencia, de 1 unidad aproximadamente, en comparación con los círculos visibles a 300UM/min.

De lo anterior se determina que para un espesor de 12cm a 15.5cm, tomando en cuenta la incertidumbre manejada, la tasa de dosis usada para la adquisición de imagen es de 100UM/min con 2UM, junto con ello, de los parámetros usados dentro de las opciones del software son el uso de filtros DFC, FFC, SPDC, especificados en capítulos anteriores.

6.2 Región II

En las tres regiones anatómica que se atribuyen a esta región hay factores o elementos de contraste diferentes, en el caso del pecho tenemos los pulmones, los cuales son cavidades llenas de aire, al igual que en ciertas ocasiones, los intestinos en el abdomen, que al estar completamente constituidos por tejido suave y al no contar con ningún elemento de contraste, a diferencia de la pelvis, hace más difícil la ubicación de órganos en una imagen. Y por último la pelvis, cuenta con una estructura ósea definida que nos ayuda a determinar regiones y tejido dentro de la misma. Se decide relacionar estas tres regiones anatómicas con los datos obtenidos para un espesor de entre 17 y 22 placas por que las tres regiones cuentan con espesores dentro de este rango, considerando una incertidumbre de aplicación de parámetros de ± 2.5 cm.

Para la región del pecho los espesores promedio de 18.3cm para una tasa de dosis de 100UM/min y de 16.5cm para una tasa de dosis de 300UM/min. Para este espesor tenemos en los datos obtenidos que se tiene una buena calidad de imagen, para un espesor de 17 placas, es una tasa de dosis de 100UM/min con 1 o 3UM. También se debe de tener en cuenta que en la región torácica, la velocidad con la que se adquiere la imagen es importante debido a l movimiento involuntario de la respiración, por ello también se considera la adquisición de imágenes con una tasa de 300UM/min. En esta serie se puede relacionar la pendiente de los datos de SNR con el número de círculos vistos, encontrando que valores de pendiente mayor se tiene una mayor cantidad de círculos visibles

Continuando con el abdomen, éste no cuenta con elementos de distinto tejido que permitan contrastar en la imagen, solo en el caso de imágenes adquiridas en la región posterior, se distinguía la columna vertebral, debido a que se tiene menos tejido en esa zona. El espesor promedio para una tasa de dosis de 100UM/min es de 21cm y para 300UM/min es de 22.3cm. Para la región de la pelvis, al contar con una estructura ósea, se tiene una mayor nitidez y visibilidad, y se determinó un espesor de 22.7cm a una tasa de 100UM/min y de 24.8cm para una

tasa de 300UM/min. La serie de datos que concuerda con este espesor es el de 22 placas, sin embargo, en esta serie de datos se presento un patrón en el que se tienen valores de pendientes de SNR diferentes, mientras que la cantidad de unidades visibles es la misma para las tasas de dosis y UM usadas. Debido a esto es difícil determinar un parámetro que nos dé una buena calidad de imagen y contraste. Sin embargo, para una tasa de dosis y UM de acuerdo con las usadas para el pecho, 100UM/min y de 1 a 3 UM. Como fue posible observar en el análisis de las imágenes de la base de datos de los pacientes, las mejores imágenes se adquirieron con solo tres filtros, DFC, FFC, SPDC.

6.3 Región III

Para la serie de imágenes adquiridas con 27 y 30 placas, lo que equivale a un espesor de 27 y 30cm respectivamente, se tiene una evidente reducción en la calidad de la imagen, lo que nos lleva a suponer que para este tipo de espesores, y mayores, se debe de usar una energía de adquisición mayor. Se plantea esta posibilidad debido al aumento en la cantidad de pacientes que presentan sobrepeso, de los cuales, las imágenes portales presentarían una calidad reducida de manera significativa si se les adquieren imágenes con los parámetros establecidos en las secciones anteriores.

6.4 SNR y Contraste

Los valores de SNR para la tasa de dosis de 100UM/min va en disminución en proporción al número de placas usadas, al igual que al aumentar la cantidad de UM usadas, de las graficas que se pueden apreciar en el capítulo V de la sección 4.2 la pendiente del SNR para 1UM es mayor (pues son cantidades negativas) que para 3UM. Esta diferencia se debe a que la dosis, o la cantidad de fotones que llegan al detector es mayor, y el tiempo de exposición por parte del detector es mayor, tendiendo una mayor cantidad de señal para producir la imagen y por lo tanto tener una mejor calidad o visibilidad.

Para la tasa de dosis de 300UM/min, los valores de las pendientes de SNR tienen un comportamiento errático, esto debido a que el aumento en la tasa de dosis implica una reducción en tiempo de exposición, lo que hace que el detector no pueda percibir la cantidad de señal necesaria para producir una buena imagen. Con ello la cantidad de gris en la imagen portal es más homogénea y con ello se reduce el contraste.

A pesar de estos hechos, la incertidumbre entre los valores para cada una de las tasas de dosis es muy pequeña, ya que en varias ocasiones los valores para cada porcentaje de absorción se traslapan. Pero, debido a la finalidad de reducir la dosis impartida la paciente, la tasa de dosis usada para la adquisición de las imágenes será la menor.

6.5 Mesa de Pacientes

En nuestro estudio preliminar sobre la influencia del tipo de mesa de pacientes en la calidad de la imagen, tenemos de tres tipos, de aluminio, de madera y rejilla de plástico. Esta última es la que se usa de manera regular durante los tratamientos y la que se uso para la adquisición de las imágenes con el maniquí en la segunda parte de este proyecto. Se tiene que el mayor número de círculos visibles es para la mesa de aluminio, mejorando de manera relevante el contraste, la que le sigue en calidad es la rejilla y por último la de madera.

Al ser un estudio preliminar se deben de realiza un mayor número de medidas para poder determinar si la mesa de aluminio seria la mejor opción para la adquisición continua o permanente de las imágenes portales, en especial para casos difíciles en los que los pacientes presentan sobre peso, lo que equivaldría a un mayor espesor y con ello una reducción en la calidad de imagen.

6.6 Planteamiento del Protocolo

De las conclusiones realizadas es posible extraer un protocolo de adquisición de imagen portal el cual establece los parámetros de adquisición, en la tabla 6.6, para las regiones anatómicas mencionadas.

Región Anatómica	UM de Adquisición	Tasa de Dosis
Cabeza y Cuello	2	100UM/min
Tórax	1	100 y 300UM/min
Abdomen	1	100UM/min
Pelvis	1	100UM/min

Tabla 6.6 Parámetros de adquisición para diferentes regiones anatómicas

La energía para la producción de rayos X es de 6MV y el uso de solo tres filtros, los cuales son, de Corrección de Campo Oscuro (DFC), Corrección de Campo Completo (FFC) y Corrección de Defecto de Pixel Estático (SPDC) deben ser usados para adquirir todas las imágenes, asegurando con ello que las imágenes saldrán con la mejor claridad posible.

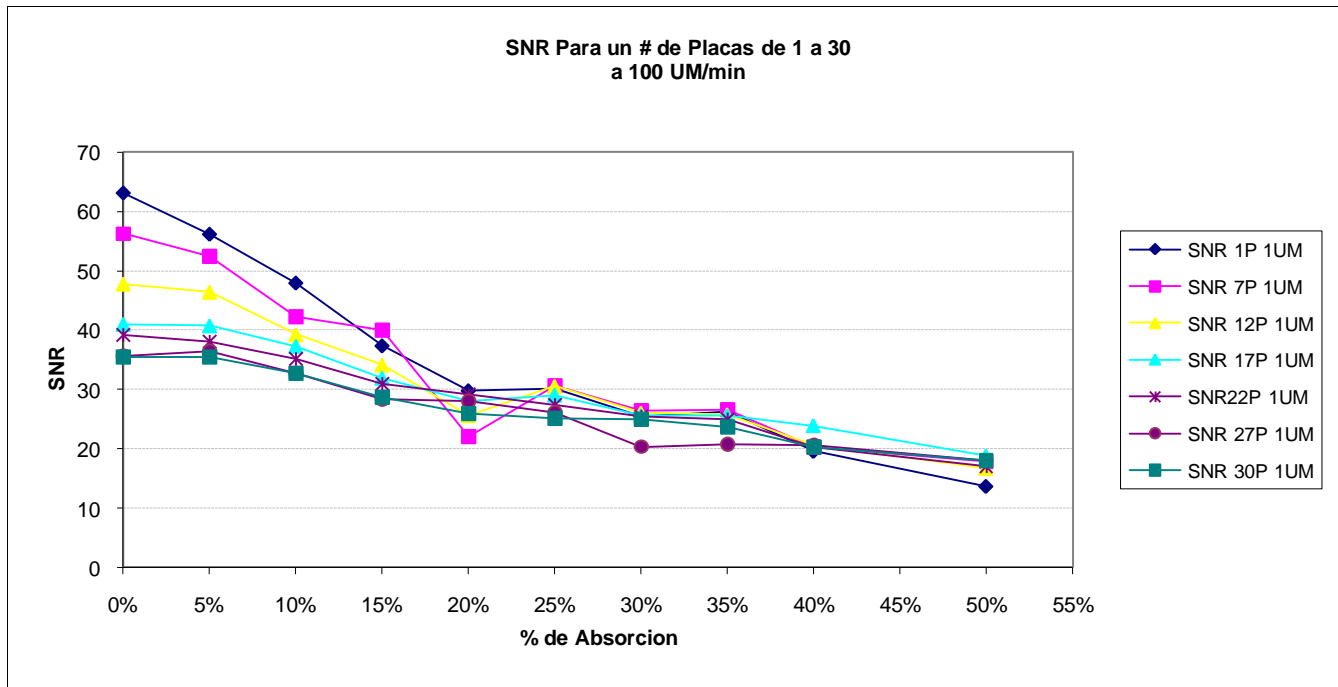
En este estudio es necesario realizar mediciones in vivo, para poder realizar una comparación que nos permita determinar dichos parámetros de adquisición con exactitud, lo cual debe de ponerse a consideración del comité de ética de la institución. Además de quedar pendientes los estudios de adquisición de imagen para el uso de una energía de producción de rayos X de 15MV.

Bibliografía

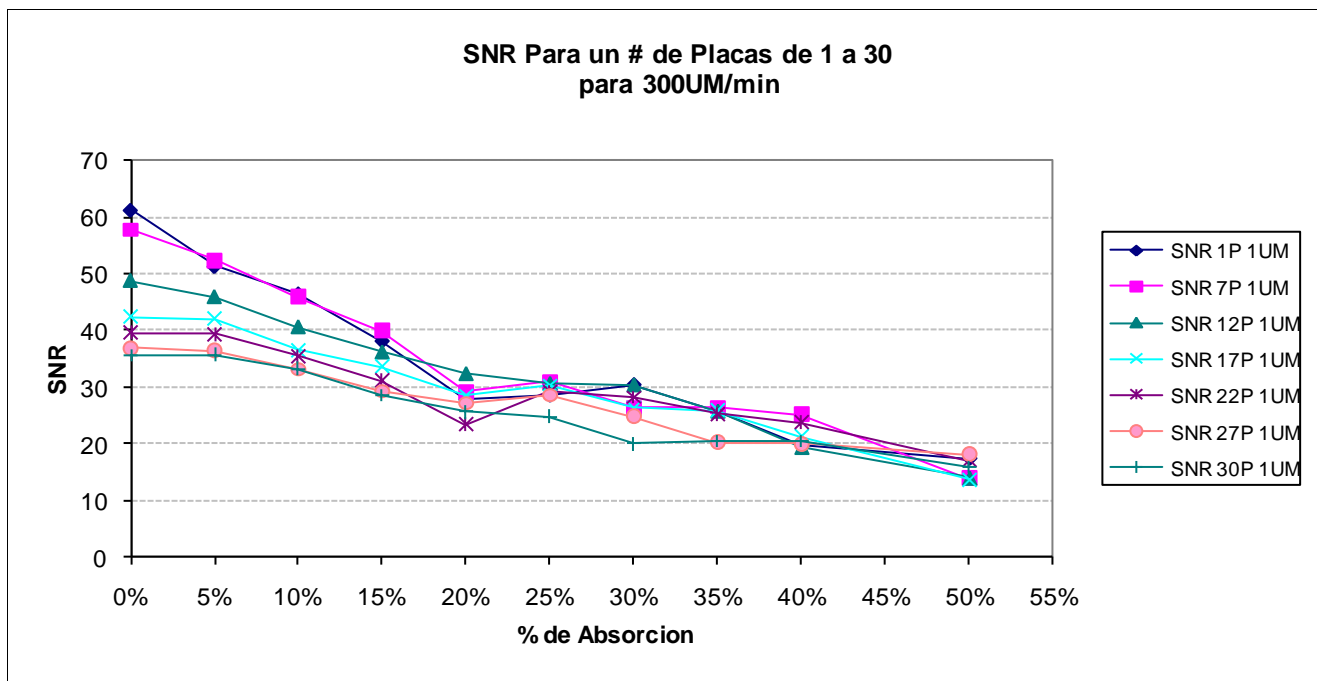
- [1] Beutel Jacob, et all, "Handbook of Medical Imaging Vol. 1 Physiscs and Psychophysics", SPIE Press 2000
- [2] Bushberg Jerrold T. "The Essential Physics of Medical Imaging", Lippinkot Williams & Wilkins 2002, 2nd Edition
- [3] Stanton Robert, "Aplied Physics in Radiation Oncology", Medical Physics Publishing Madison, Wisconsin 1996
- [4] Hendee R. William, Ritenour Russell E., "Medical Imaging Physics" , Mosby Year Book, 3th Edición
- [5] Kahn Faiz M. "The Physics of Radiation Therapy", Williams & Wilkins 1994, 2a Edición
- [6] Jon J. Kruse, Michael G. Herman, et. All. Image quality and clinical efficacy of Electronic and Film Portal Images 2000 *Proceeding of the 22nd Annual EMBS International Conference, Chicago IL.*
- [7] C. K. McGarry, M. W. D. Grattan, et. All. Optoimization of image quality and dose for Varian aS500 electronic portal imaging devices (EPIDs) 2007 *Phys. Med. Biol.* 52 6865-6877
- [8] D. Frauchiger, M. K. Fix, et. All. 2005, Optimizing portal dose calculation for an amorphus silicon detector using Swiss Monte Carlo Plan 2007 *Jou. Phys. Conference Series* 74 012005
- [9] George K. Matsopoulos, Pentalis A. Asvestas, et. All. Registration of electronic portal images for patient set-up verification 2004 *Phys. Med. Biol.* 49 3279-3289

- [10] James M. Balter, Larry E. Antonuk Quality assurance for killo and megavoltage in-room imaging and localization for off- and online setup error correction 2008 *Rad. Oncol. Biol. Phys. Vol.71 No.1 Supplement pp.S48-S52*
- [11] Christina Vallhagen D., Anders Ahnesjö, et. All. Portal dose image verification: formalism and application of the collapsed cone superposition method 2002 *Phys. Med. Biol. 47 4371-4387*

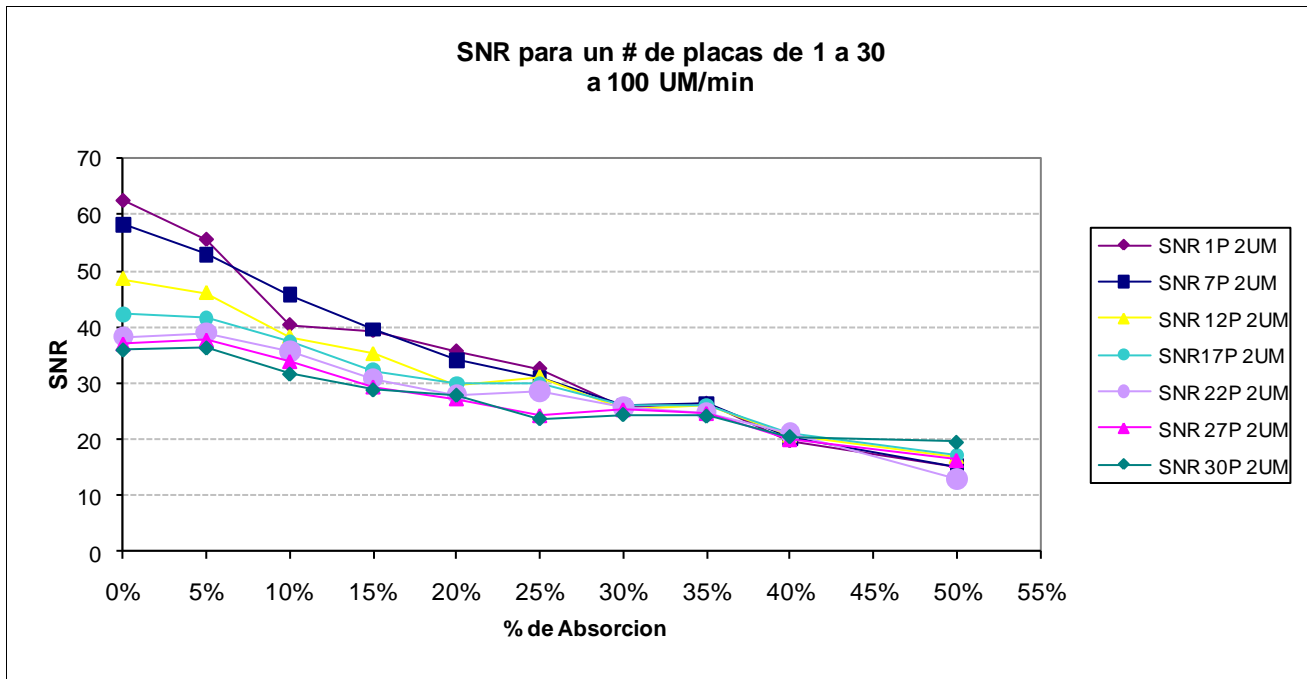
Apéndice I



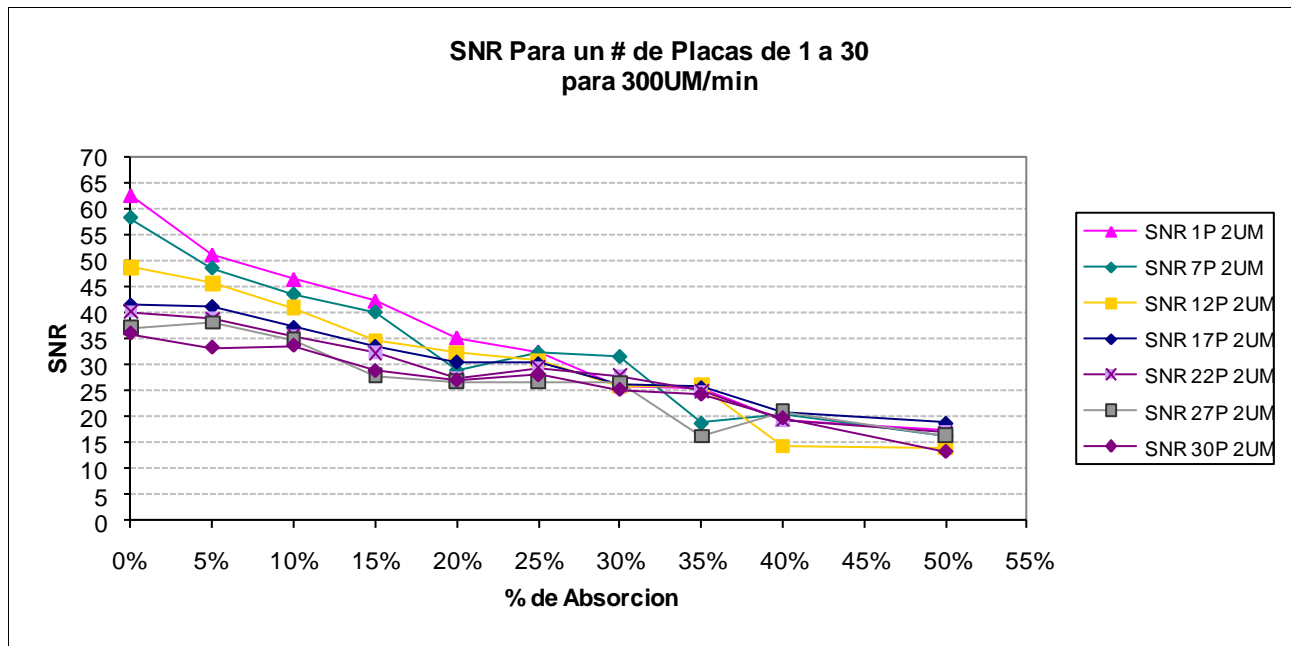
Gráfica IV.1 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 1UM y tasa de 100UM/min



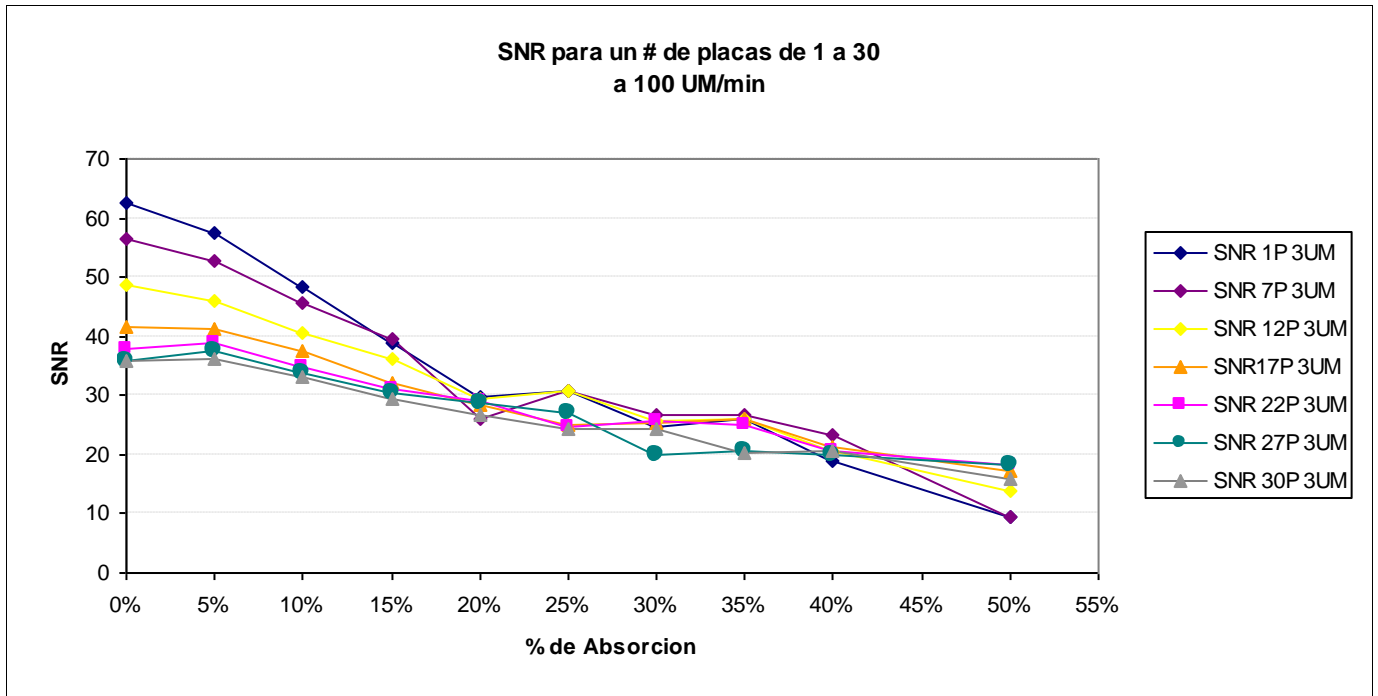
Gráfica IV.2 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 1UM y tasa de 300UM/min



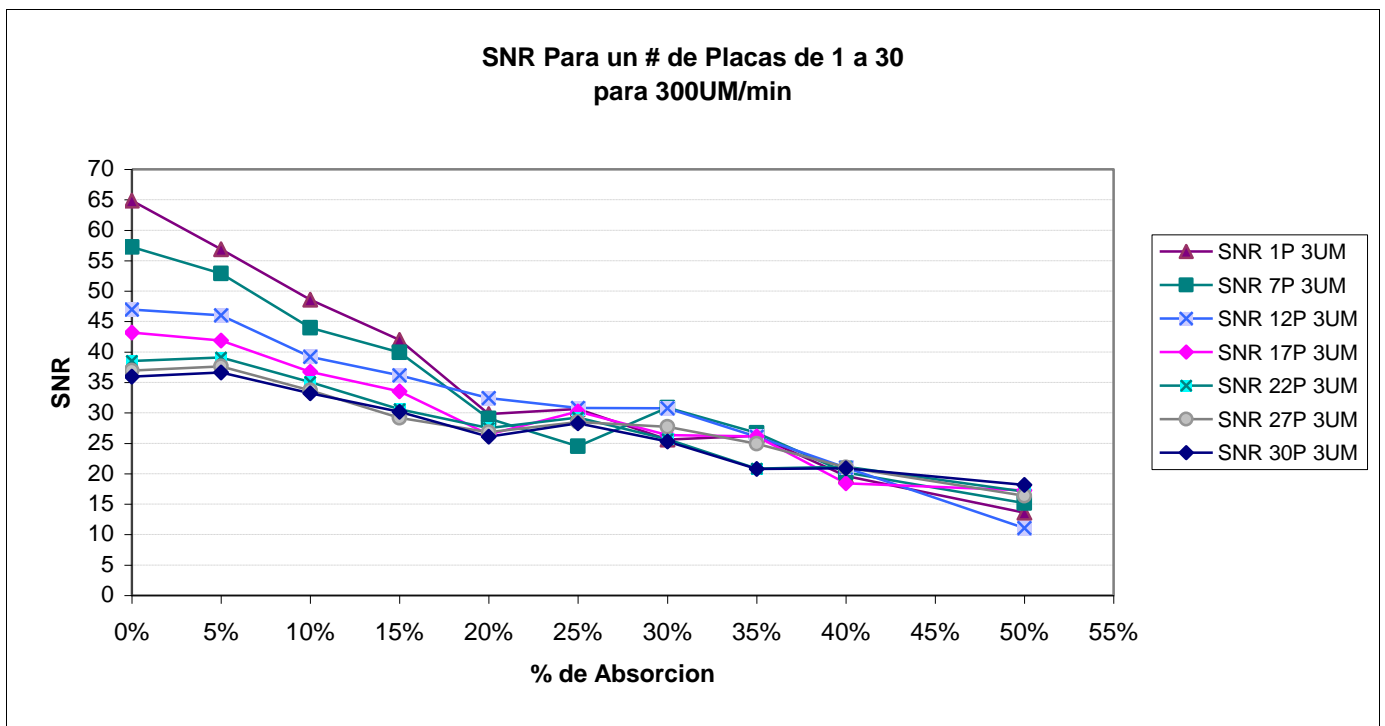
Gráfica IV.3 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 2UM y tasa de 100UM/min



Gráfica IV.4 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 2UM y tasa de 300UM/min



Gráfica IV.5 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 3UM y tasa de 100UM/min

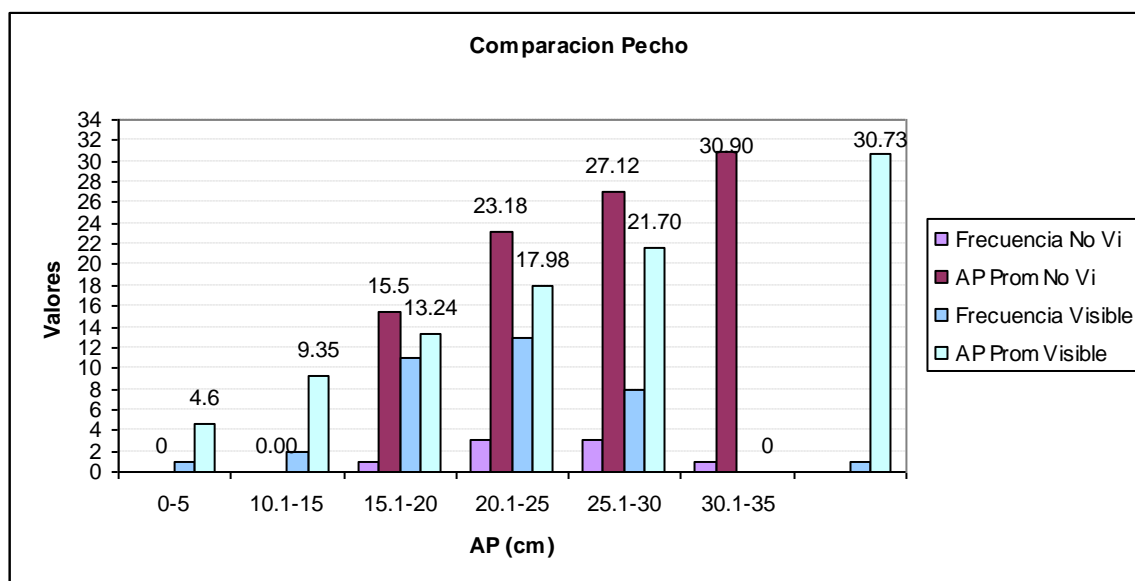


Gráfica IV.6 Comparación de SNR para cada serie de imágenes para 3UM y tasa de 300UM/min

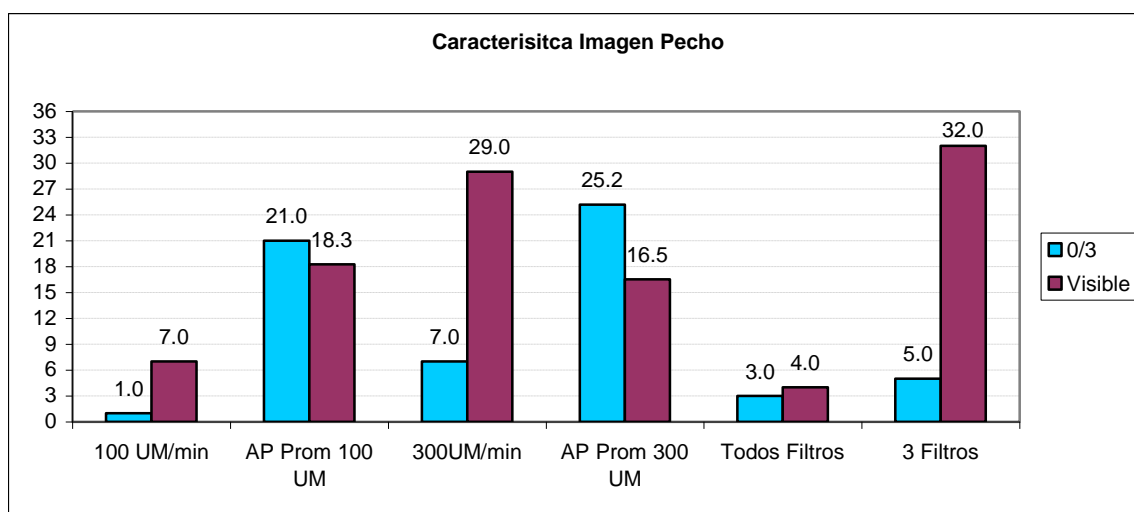
Apéndice II

Graficas Generales de Análisis de Datos de Regiones Anatómicas

- Graficas de Análisis de Datos del Pecho

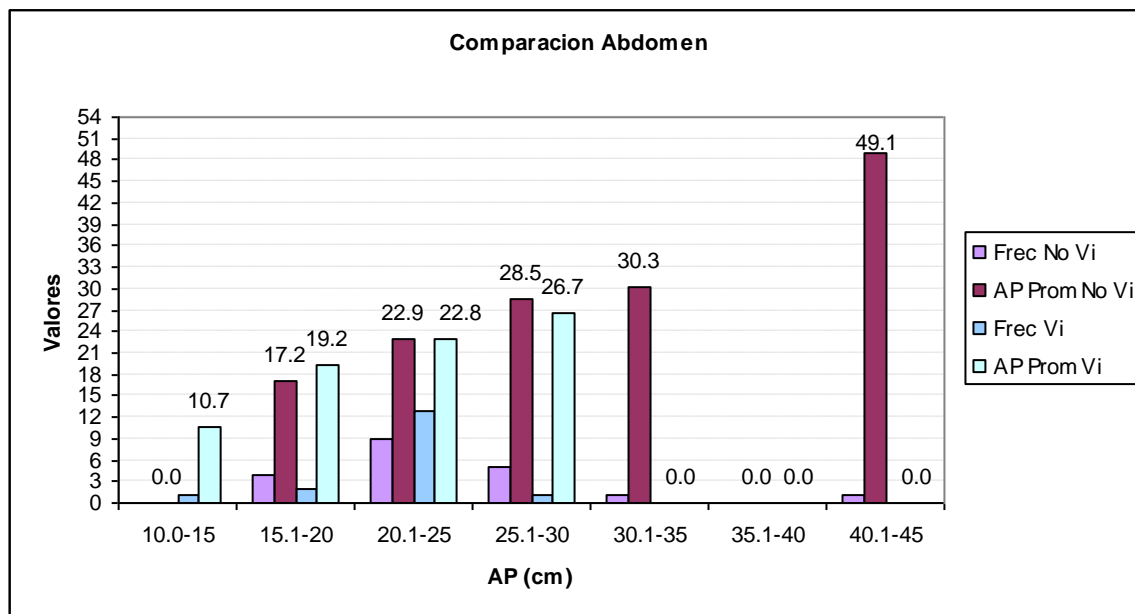


2.1 Comparación de distintos AP's promedio y su utilidad médica

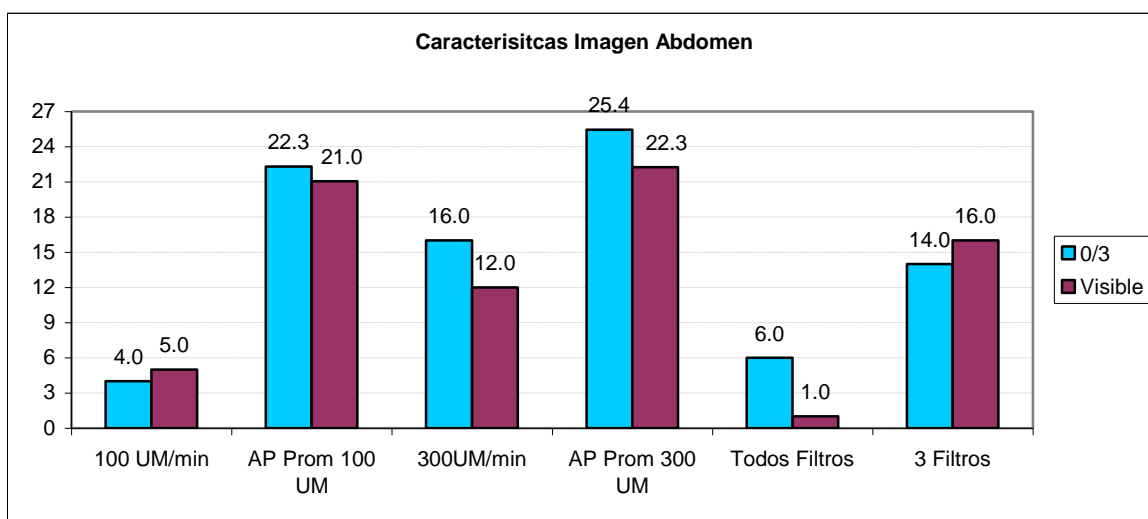


2.2 Comparación de los parámetros de obtención de imagen y su visibilidad.

- Graficas de Análisis de Datos de Abdomen

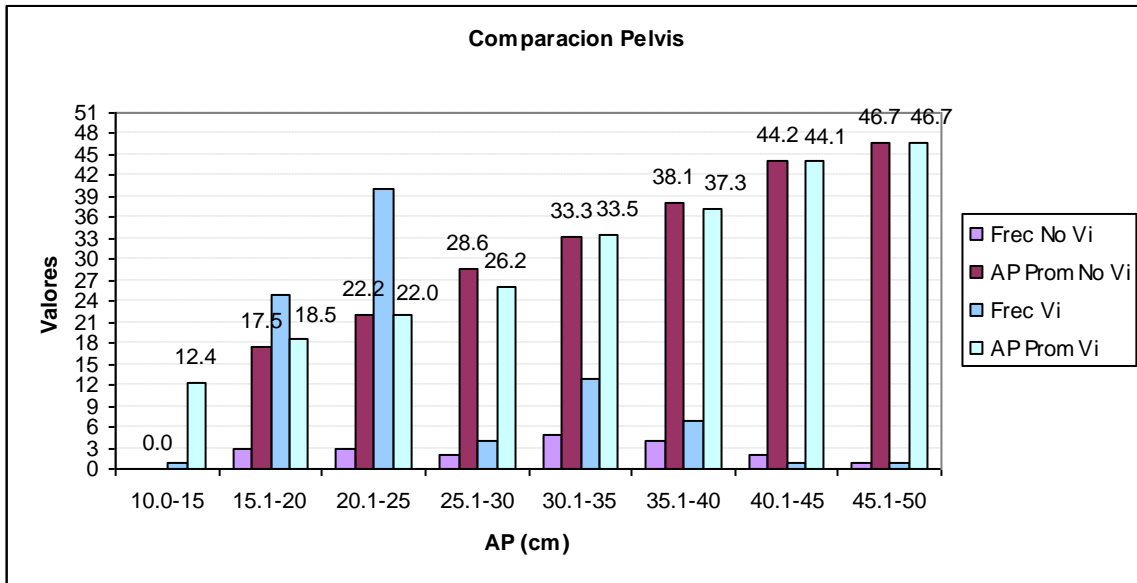


3.1 Comparación de distintos AP's promedio y su utilidad médica

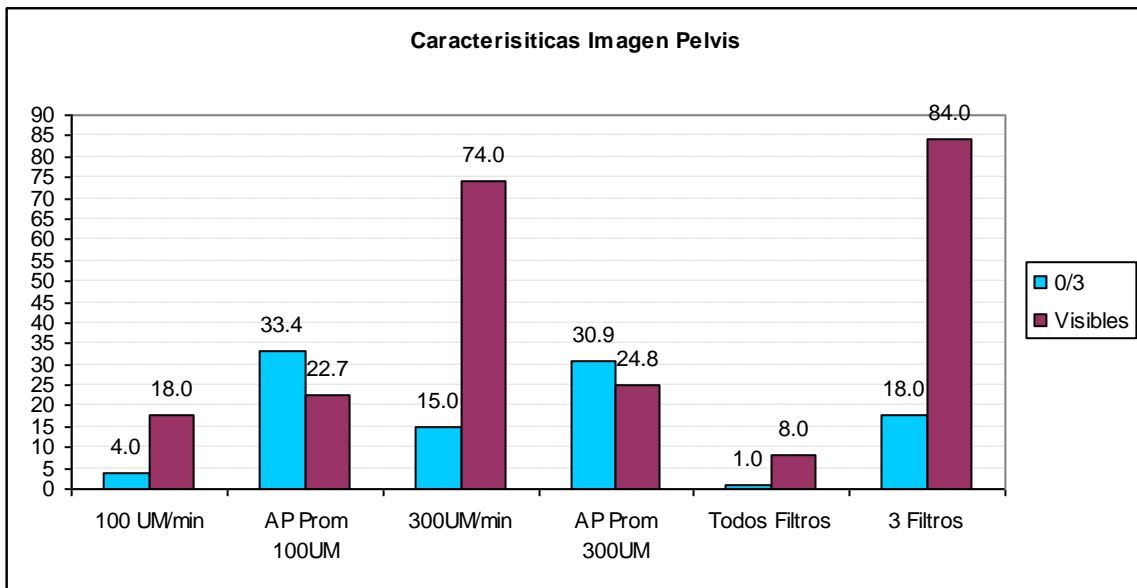


3.2 Comparación de los parámetros de obtención de imagen y su visibilidad.

• Graficas de Análisis de Datos de la Pelvis



4.1 Comparación de distintos AP's promedio y su utilidad médica



4.2 Comparación de los parámetros de obtención de imagen y su visibilidad.

Anexo I

Interacción de Rayos X con la Materia

Los rayos x son un tipo de radiación electromagnética lo suficientemente fuerte como para interactuar con la materia, provocando algún tipo de reacción en ella como podría ser la ionización de un átomo. Este tipo de radiación cuenta con una energía y una longitud de onda descritas por las ecuaciones:

$$E=h\nu$$

$$L=c/\nu$$

Por ser un tipo de radiación, los rayos x interactúan con la materia de diferentes maneras dependiendo de la energía con la que cuentan y de la misma forma se puede producir de diferentes formas; sin embargo para la aplicación médica solo son algunos los efectos de importancia.

1.1 Mecanismos de interacción

- Bremsstrahlung

El fenómeno de Bremsstrahlung se presenta cuando un electrón de alta velocidad pasa cerca del núcleo de un átomo e interactúa con la fuerza Coulumbiana del núcleo y sale reflejado de su trayectoria. Durante este proceso, el electrón pierde energía la cual se emite como radiación electromagnética, a lo que denominamos un fotón bremsstrahlung. La energía perdida por átomo debida a los electrones depende de Z^2 . Cuando un electrón incidente en un material, rebasa cierta energía, la emisión de rayos x (fotones bremsstrahlung) se tiene un blanco de transmisión. Este tipo de blancos para la producción de rayos x permite que se haga incidir electrones acelerados en un lado del material y se emitan los rayos x del otro lado; este tipo de blancos se usa principalmente para rayos x de megavoltaje.

- Efecto Fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico tenemos un fotón con una energía igual o mayor a la energía de amarre de un electrón en alguna de las capas K, L, M, N. cuando un fotón choca con algún electrón de estas capas, le transmite toda su energía y lo saca de su órbita. El fotoelectrón adquiere una energía $h\nu - E_A$, siendo E_A la energía de amarre del electrón. Una vez que queda el hueco, al estar el átomo excitado, los electrones de capas superiores bajan de nivel llenando el hueco, con lo que emiten energía en forma de rayos x característicos. También puede presentarse la emisión tipo Auger, este tipo de electrones monoenergéticos son emitido debido a la absorción de rayos x característicos dentro del mismo átomo.

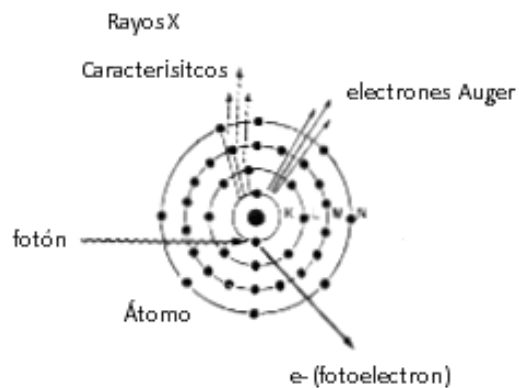


Fig. 1 Efecto Fotoeléctrico

En el caso de tejido suave, la energía de los fotones emitidos es muy baja si se absorbe localmente, en el caso de irradiar con fotones de alta energía sobre materiales de número atómico alto, los fotones de emisión característicos son mas energéticos y por lo tanto se depositan a una distancia mayor. En estos casos la absorción de energía local se reduce y se presenta la radiación fluorecente, la cual es radiación característica del material.

- Efecto Compton

El efecto Compton es uno de los predominantes en el área médica. Cundo un fotón golpea un electrón con una energía igual o mayor a la de ligadura de dicho electrón en el material, este se desprende del átomo y queda con la energía cinética que le cedió el

fotón incidente. El electrón y fotón adquiere un ángulo θ y ϕ , respectivamente, con los que se dispersan, mientras mayor sea la energía del fotón incidente, menores serán estos ángulos. Podemos determinar una relación entre la diferencia de la longitud de onda que adquiere el fotón, dada por:

$$\Delta\lambda = 0.0243 (1 - \cos\phi)$$

Mientras que la longitud de onda final del fotón después de la interacción esta dada por:

$$\lambda' = \lambda + \Delta\lambda$$

Con el efecto Compton también se presenta el coeficiente de atenuación electrónica σ_e . El coeficiente de atenuación va disminuyendo gradualmente mientras aumenta la energía del fotón incidente.

Debido a que el efecto Compton se presenta solo en los electrones mas exteriores y menos ligados del átomo, el coeficiente de atenuación se ve afectado por la densidad de electrones, sin embargo, el coeficiente másico de atenuación de Compton depende poco del numero atómico del elemento absorbente y por lo tanto, al momento de adquirir una imagen con fotones de alta energía se presenta un contraste pobre. Cuando se presenta una interacción del tipo Compton con fotones de rayos x o gama, se tiene poca atenuación debida a los materiales sobre los cuales incide. En imágenes radiográficas de alta energía, el contraste presente no se debe a la diferencia en la composición del tejido, se debe a la diferencia de densidad entre los mismo.

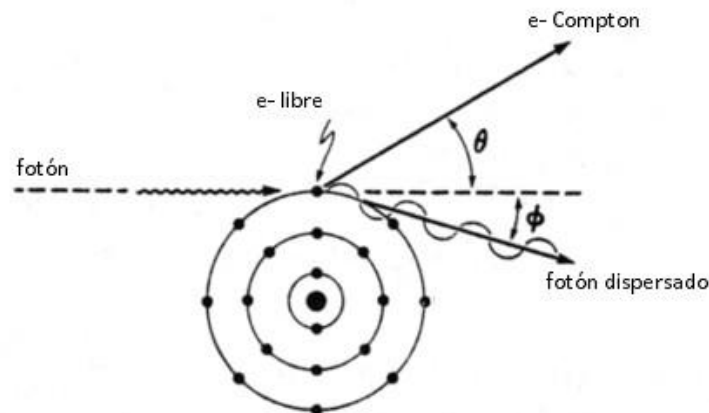


Fig. 2. Efecto Compton

Anexo II

Especificaciones Técnicas del Maniquí EPID QC

Designación de Dispositivo	Objeto de Prueba EPID QC PHANTOM tipo T40225	
Manufactura	PTW-Freiburg	
Uso	Chequeo Constante EPID con (4...25)MV	
Distancia Focal	100cm	
Linealidad y Señal/Ruido	Escalones de Cobre (0/ 2.0/ 4.1/ 6.3/ 8.6)mm y (11.1/ 13.5/ 19.6/ 26.7) mm	
Isotropía de la linealidad de la señal	Escalones de Latón 10mm x 10 mm (4.1/ 8.6/ 13.3/ 19.6) mm	
Isotropía Geométrica	Bloques de Latón 8 horizontales y 8 verticales 10mm x 10 mm x 19.6 mm	
Elementos de Alto Contraste	Diagonal	Resolución
	Horizontal, vertical	
	Dimensiones	
	4mm	0.125 Lp/mm*
	3mm	0.167 Lp/mm
	2mm	0.25 Lp/mm
	1.5mm	0.33 Lp/mm
	1mm y 0.75mm	0.5 Lp/mm y 0.67 Lp/mm
	0.5mm y 0.35mm	1 Lp/mm y 0.59 Lp/mm
	0.25mm	2 Lp/mm
	0.2mm	2.5 Lp/mm
	0.15mm	3.33 Lp/mm
Elementos de Bajo Contraste		
Material	Aluminio, 20mm de tamaño	
Profundidad de Orificios	(0.5/1.0/ 2.0/ 3.2/ 4.8) mm	
Diámetro de Orificios	(1.1/ 2.0/ 4.0/ 7.0/ 10.0/ 15.0) mm	
Dimensiones (A x L x E)	250mm x 250mm x 42mm	
Peso	Ca. 3.8 kg	
Condiciones de Operación Ambiental		
Temperatura	(+10...+40) °C	
Humedad Relativa	(10 ...75) % sin condensación	
Presión Atmosférica	(600...1200)hPa	

Anexo III

Aceleradores Lineales (LINAC)

Los aceleradores lineales son los dispositivos más usados en los instrumentos de radioterapia debido a su eficiencia y el espacio reducido que ocupan en comparación con otros dispositivos. Este tipo de aceleradores LINAC funcionan por medio de ondas electromagnéticas de alta frecuencia, alrededor de las microondas, para acelerar los electrones, los cuales pueden ser usados directamente para tratamiento de tumores superficiales o hacer que choquen contra un blanco para generar rayos x. Los diseños de LINAC más usados son aquellos que aceleran los electrones con ondas viajeras o estacionarias. Los más eficientes son aquellos que cuentan con ondas estacionarias, sin embargo debido a que son dispositivos más costosos, los más usados son los que usan ondas viajeras.

A continuación tenemos un esquema simple de los componentes de un acelerador lineal (Fig. 5.1).

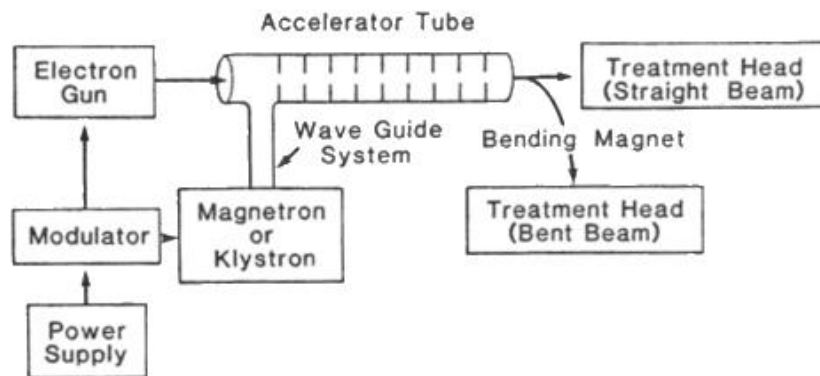


Figura 5.1 Esquema general de los elementos de un acelerador con aplicaciones en la medicina

La fuente de poder le da energía al acelerador, el cual manda un pulso simultáneo al magnetrón o klystrón y a la pistola de electrones. Con esta señal se genera en el magnetrón o klystrón la microonda que entra en el tubo acelerador al mismo tiempo que los electrones son emitidos de la pistola. El tubo acelerador está compuesto por un tubo de cobre el cual en su interior cuenta con discos de cobre colocados coaxialmente y en algunos casos con diferentes tamaños, y la sección es sellada al alto vacío. Los electrones

son disparados con una energía inicial, al interactuar con las ondas electromagnéticas producidas en el tubo, los electrones ganan energía del campo eléctrico sinusoidal, de manera semejante a como lo hace un surfista. Los electrones emergentes de este acelerador cuentan con energías que van de 2 a 25MV dependiendo de las necesidades y en la forma de un haz lineal de 3mm de diámetro.

5.2 Componentes del LINAC

✘ Magnetron

Este dispositivo se encarga de generar microondas para acelerar los electrones en un LINCA. Esta formado por un cilindro, en el centro tiene un cátodo y en la parte exterior un ánodo con cavidades resonantes en una pieza sólida de cobre (fig. 5.2.1). Su funcionamiento consiste en calentar el cátodo, una vez que se emiten los electrones y se dirigen al ánodo se genera un campo magnético, entre el cátodo y el ánodo, perpendicular a la sección transversal del cilindro, lo que hace que los electrones, en las cavidades, se muevan en espirales, radiando energía a manera de microondas.

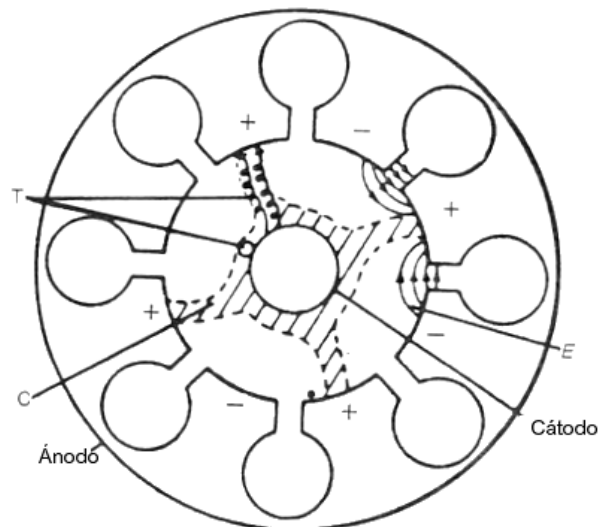


Figura 5.2.1 Corte transversal de un Magnetron

✘ Klystron

El klystron es, en si, un amplificador de microondas. En la fig. 5.2.2 se puede ver la estructura de un klystron de dos cámaras. En un extremo se tiene un cátodo del cual se obtienen electrones que son acelerados por un pulso negativo de voltaje para dirigirse a la primera cámara en la que son energizados con microondas de baja frecuencia. En esta sección se generan grupos de electrones, los cuales son afectados

por el campo eléctrico generado por las microondas, generando una variación en sus velocidades, lo que se denomina como velocidad de modulación. Algunos electrones no son afectados y otros bajan su velocidad, formándose estos grupos que viajan por el cilindro hasta la segunda cámara, en esta, los electrones son retrasados por el campo eléctrico que ellos mismos inducen debido a su carga. Al perder velocidad, la energía cinética que contenían es convertida en microondas de onda fuertes.

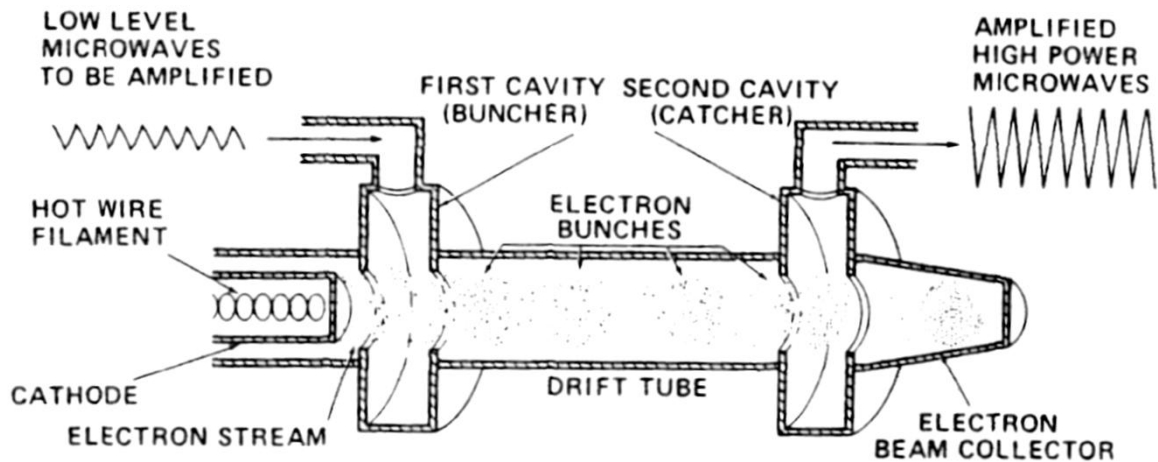


Figura 5.2.2 Esquema de un klystron de dos cámaras

⊗ Haz de Rayos X y Electrones

El tipo de interacción que se genera cuando un haz de electrones choca con un blanco con una Z grande, como el tungsteno, es de bremsstrahlung. Debido al calor generado, este tipo de blancos pueden ser discos giratorios que son enfriados por sistemas de agua fría. Este tipo de interacción genera un espectro de rayos x con la misma energía que la de los electrones incidente, mientras que la energía promedio del espectro sería de una tercera parte de la máxima.

En el caso de haces de electrones para tratamiento, se usan una placa de grosor mínimo u hojuela dispersora, ya que el haz proveniente del acelerador es lineal con 3mm de diámetro. Con esta hojuela se dispersa el haz de manera que se tenga un flujo uniforme de electrones a través de un campo de tratamiento.

⊗ Sistema de Emisión de Haz

El sistema donde se tiene el blanco, los colimadores y otros elementos que regulan el haz de rayos x o de electrones se le denomina "cabeza de tratamiento" (fig. 5.2.3). Esta región del dispositivo está formada de material de alta densidad como plomo o

tungsteno, los cuales tienen una función de protección radiológica para el personal que esta expuesto al el uso de estos instrumentos.

Una vez que se tiene el haz de rayos x se tiene un colimador primario el cual da forma al haz para que interactúe con un filtro "aplanador". Este último es usado para homogeneizar la energía y los electrones del haz, los cuales deben llegar a las cámaras de monitoreo de dosis. Las cámaras de monitoreo con cámaras iones que se encargan de monitorear la tasa de dosis, la dosis integral y la simetría del campo. Después de pasar por las cámaras de iones, el haz homogeneizado y regulado pasa por una serie de colimadores móviles secundarios, los cuales puede modificar el tamaño cuadrangular del haz de 0x0cm a 40x40 cm proyectado a una distancia estándar de 100cm desde la fuente de rayos x.

Por ultimo tenemos le brazo sobre el cual se coloca la cabeza de tratamiento, se tiene cabezas fijas con movimientos únicamente hacia arriba o hacia abajo y brazos que pueden girar 360° para la aplicación de tratamientos con haces múltiples.

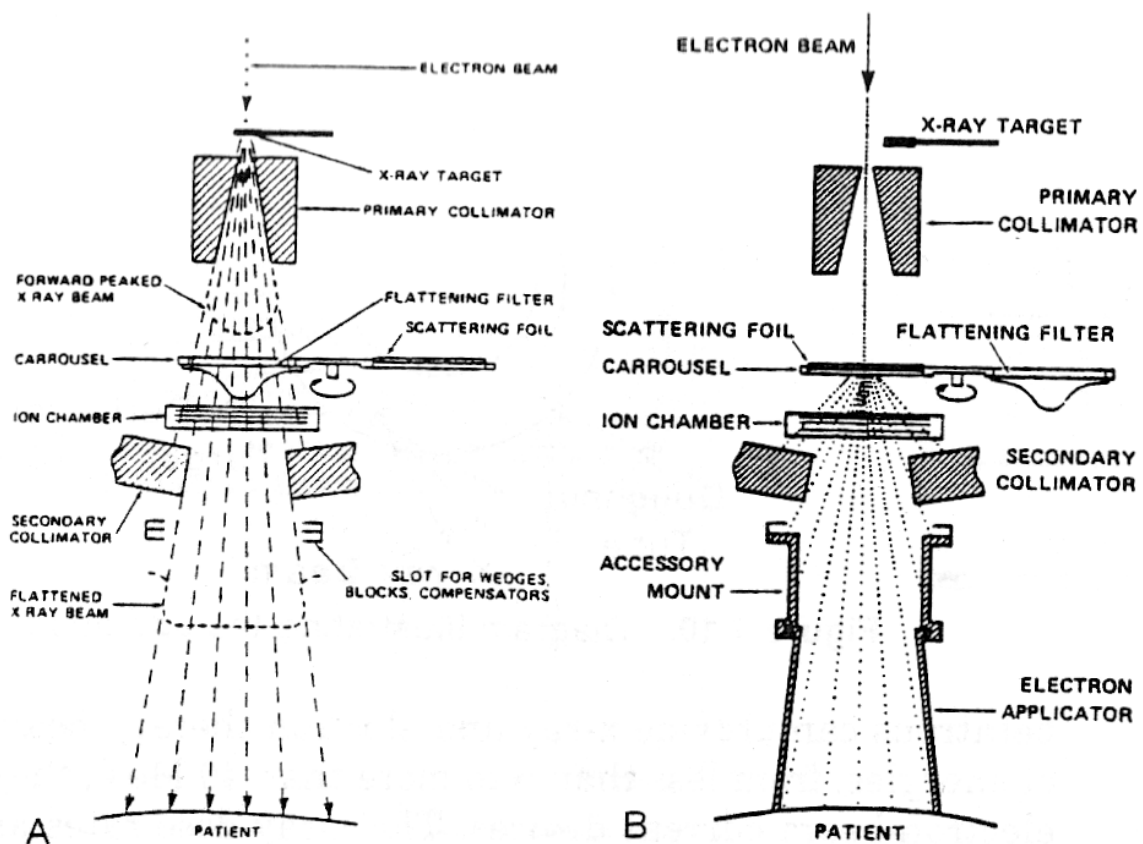


Figura 5.2.3 Esquemización de la cabeza de tratamiento para (A) Rayos X (B) Rayos de Electrones