



BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FISICO MATEMATICAS

DETECTORES TIMEPIX PARA ESTUDIOS EN
MAMOGRAFIA Y RECONSTRUCCION CT.

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:
DOCTOR EN CIENCIAS CON ESPECIALIDAD EN
FÍSICA APLICADA

PRESENTA:

M.C. MARÍA DEL CARMEN GRADOS LUYANDO

DIRECTOR DE TESIS: DR. GUILLERMO TEJEDA
MUÑOZ

ASESOR DE TESIS: DR. BENITO DE CELIS ALONSO

AGOSTO 2020

DEDICATORIA

A mi familia, por su gran apoyo.

A mis padres que siempre han estado a mi lado y me motivaron a seguir adelante a pesar de las adversidades.

A mis hermanos que con una palabra y su ayuda esto un hubiera sido posible.

A mi abuelita por sus grandes consejos de cómo tomar la vida.

A Manuel por no dejarme hacer nada más hasta que no terminara de escribir, y echarme tantas porras siempre.

A mis amigas, Mayra Gisela y Pamela, por siempre estar ahí, por su apoyo, sus palabras de ánimo y todas las aventuras.

A mis profesores de la universidad, por su paciencia, por el apoyo y el tiempo que se tomaron.

INTRODUCCION

El detector Timepix es un detector de radiación híbrido desarrollado por la colaboración CERN que originalmente se desarrolló para la detección de partículas. Tiene la capacidad de detectar energías en un rango de valores entre 5 KeV hasta 200 MeV, así como una resolución espacial de 55 μm en arreglo de 256 x 256 píxeles.

El detector es capaz de funcionar en 3 modos diferentes : 1) *Single particle counting*, 2) *Time over threshold (ToT)* y 3) *Arrival time mode*.

En radioterapia, la precisión espacial es importante para garantizar el cálculo adecuado en la deposición de dosis. La precisión puede verse afectada por la relación que existe entre las unidades Hounsfield y la densidad electrónica de diferentes tejidos. El sistema de planeación de tratamiento utiliza esta relación para calcular la interacción del haz con el medio radiado. El detector Timepix es utilizado para adquisición de imágenes de la región anatómica de interés e identificar la densidad electrónica de ésta. Con la información le es posible al sistema de planeación calcular la dosis con la precisión del detector. Además de una mínima exposición de dosis debido a que la sensibilidad del detector está alrededor de los 5 KeV.

La motivación de este estudio es poder caracterizar y distinguir entre varios tipos de tejidos. Además de reconstruir con CT arreglos de éstos utilizando diferentes fantomas y la tecnología del detector Timepix. Para poder utilizar esto a futuro en la planeación de tratamientos.

En trabajos previos se ha utilizado el detector Timepix para rayos X, estudiando los efectos de carga compartida entre pixeles usando rayos X en Medipix (1). También ha sido usado para la diferenciación de materiales. (2) realizo un micro sistema de CT para imagen biomédica proveyendo alta sensibilidad de visualización para tejido suave. (3) fue capaz de hacer micro radiografía en tejido vivo llegando a diferenciar detalles en insectos. Sin embargo, ninguno de estos trabajos ayudó en la diferenciación de tejidos que se realiza en este estudio, dando no solo información acerca de la localización de algún rasgo si no también la densidad másica característica y su correspondencia con el tipo de tejido a bajas energías.

Este dispositivo también ha tenido aplicaciones para el estudio de partículas pesadas, detección de neutrones ultra fríos, mediciones de radiación cósmica y aplicaciones en óptica electrónica.

El capítulo 1 se enfoca en los diferentes tipo de tejidos que hay, como están conformados y para que funcionan en el cuerpo humano. El capítulo 2 se centra en los rayos X, desde su generación, así como los diferentes tipo de interacción que tienen con la materia. Se desarrolla el tema de las unidades de medición para este tipo de radiación en medicina y los procesos para poder realizar una reconstrucción tomografía. Para finalizar, este capitulo nos habla sobre la calidad de imagen y los parámetros que se consideran cuando se habla de ésta. El capítulo 3 desarrolla el tema de aparatos de medición, se explica los diferentes detectores que existen en el mercado, como es que detecta cada uno y la eficiencia que tienen. Se habla sobre el detector Timepix y de su predecesor el Medipix3 de sus ventajas y de su funcionamiento. El capítulo 4 se centra en los arreglos experimentales, el material que se utilizo y como se realizaron las configuraciones de los distintos experimentos realizados para este trabajo de tesis. El capítulo 5 muestra los resultados obtenidos en cada unos de los experimentos. Finalmente en el capítulo 6 se discuten estos resultados y se presentan las conclusiones de este trabajo.

Índice

DEDICATORIA	3
INTRODUCCION	4
CAPÍTULO I	10
LOS TEJIDOS	10
1.1 Diferentes tipos de tejido	10
1.1.1 Tejido epitelial	10
1.1.2 Tejido muscular.....	12
1.1.3 Tejido nervioso.....	13
1.1.4 Tejido conectivo	14
1.2 Relacion entre tejidos y tejidos equivalentes.....	15
CAPÍTULO 2	17
RAYOS X	17
2.1 Interacción del electrón con el blanco.	17
2.1.1 Radiación característica y su espectro	17
2.1.2 Radiación Bremsstrahlung y su espectro	18
2.1.3 Cantidad de rayos X	19
2.1.4 Calidad de los rayos X	20
2.2 Interacción de los tejidos con rayos X.	21
2.2.1 Dispersión Raleigh.....	21
2.2.2 Efecto Compton	22
2.2.3 Efecto Fotoeléctrico	23
2.2.4 Generación de pares	25
2.2.5 Desintegración fotónica	26
2.3 Densidades Hounsfield.....	26
2.4 Densidades electrónicas	27
2.5 Reconstrucción tomográfica	28
2.5.1 Principios de CT.....	29
2.5.2 Tipos de CT	30
2.5.3 Transformada de Radón	31

2.5.4 Retroproyección.....	33
2.6 Calidad de imagen.....	33
2.6.1 Resolución espacial.....	33
2.6.2 Contraste	34
2.6.3 Ruido.....	35
2.6.4 Razón señal a ruido	36
2.6.5 Razón Contraste a Ruido.....	37
CAPÍTULO 3	38
MÉTODOS DE MEDICIÓN.....	38
3.1 Detectores de gas	38
3.1.1 Cámaras de ionización.....	39
3.1.2 Contadores proporcionales.....	40
3.1.3 Contadores Geiger-Muller.....	41
3.2 Detectores Centelladores	42
3.2.1 Tubos Fotomultiplicadores.....	44
3.2.2 Fotodiodos	44
.....	45
3.3 Detectores Semiconductores	45
3.3.1 CCD (Charged Coupled Device).....	45
3.3.2 Detector de Panel Plano (Flat Panel Imager)	47
3.3.3 MAPS (Monolithic Active Pixel Sensor)	48
3.3.4 SOI (Silicon On Insulator)	49
3.3.5 Detectores Híbridos	50
3.4 Procesamiento de señales	50
3.4.1 Amplificación de carga.....	50
3.4.2 Discriminación de choque.....	51
3.4.3 Chips y el almacenamiento de datos	51
3.5 Timepix y Medipix.....	52
3.5.1 Historia.....	52
3.5.2 Medipix3.....	53

3.5.3 Celda Medipix3	53
3.5.4 Timepix	54
3.5.5 Bump bonding.....	55
3.5.6 Funcionamiento	56
3.5.7 Modos de deteccion.....	57
CAPÍTULO 4	58
ARREGLO EXPERIMENTAL Y TOMA DE DATOS	58
4.1 Caracterización de sistema de pixeles	58
4.2 Caracterización de muestras de tejido equivalente.....	59
4.3 Imágenes en mastografo para comprobacion de caracterizacion.....	62
4.4 Reconstrucción en CT	63
CAPÍTULO 5	64
RESULTADOS	64
5.1 Caracterización de sistema de pixeles	64
5.2 Caracterización de muestras de tejido equivalente.....	65
5.3 Imágenes de mastografo para comprobacion de caracterizacion.....	67
5.3 Reconstrucción en CT	70
CAPÍTULO 6	72
DISCUSION Y CONCLUSIONES	72
6.1 Caracterización de sistema de pixeles	72
6.2 Caracterización de tejido equivalente.....	73
6.3 Imágenes de mastografo.....	73
6.4 Reconstrucción en CT	74
APENDICES	75
Apéndice 1.....	75
Apéndice 2.....	76
Apéndice 3.....	79
Apéndice 4.....	80
TABLA DE FIGURAS	89
TABLA DE TABLAS	92

BIBLIOGRAFIA93

LOS TEJIDOS

Se describirá de manera breve los diferentes tipos de tejidos que se encuentran en el cuerpo humano, así como el papel que desempeñan. A continuación, se explicará la relación entre estos y los tejidos equivalentes.

1.1 DIFERENTES TIPOS DE TEJIDO

El elemento principal del cuerpo es la célula y de ésta, el resto de los órganos son creados. Entre las células y los órganos existen importantes intermediarios llamados tejidos, cada tejido tiene funciones especiales. Cuando hablamos de órganos uno o mas tejidos están involucrados.

Aunque existen más de 250 tipos de células en el cuerpo de los mamíferos, solo existen 4 tejidos principales: Tejido epitelial, tejido nervioso, tejido muscular y tejido conectivo (cartílago, sangre y huesos). (4)

1.1.1 TEJIDO EPITELIAL

El epitelio es un tejido compuesto por células unidas sin sustancias intercelulares que las separen, este tejido se encuentra en el exterior de todos los órganos y en las superficies internas.

Hay diferentes tipos de epitelio: Epitelio escamoso simple y estratificado, epitelio cuboidal simple y estratificado, epitelio simple columnar, pseudo estratificado y estratificado ver

Figura 2. (4)

Tipos de epitelio

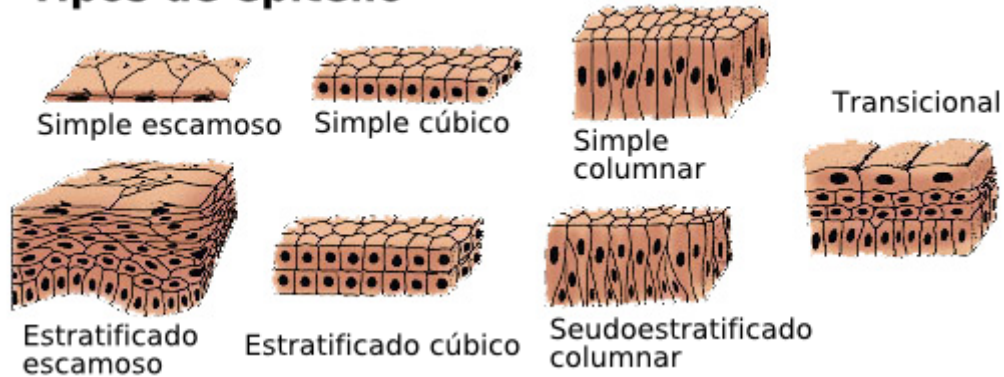


FIGURA 1 DIFERENTES TIPOS DE TEJIDO EPITELIAL. (5)

Los tejidos epiteliales pueden presentar adaptaciones estructurales que les permiten realizar las siguientes funciones específicas:

1. Servir como barrera protectora.
2. Transportar sustancias a lo largo de su superficie.
3. Absorber una solución de iones y agua desde la superficie luminal.
4. Absorber moléculas desde la superficie luminal hacia el tejido subyacente.
5. Sintetizar material de secreción y secretarlo hacia superficies internas o externas.

La membrana basal se encuentra siempre presente en todos los epitelios. Se encarga de dar soporte, separar al tejido epitelial del tejido conectivo subyacente, regular procesos de intercambio de sustancias y de multiplicación celular, evitando por ejemplo la proliferación e invasión de tejidos tumorales. El tejido epitelial no posee irrigación propia, es decir es avascular, correspondiéndole al tejido conectivo de sostén adyacente, proveer nutrición y oxigenación, a través de sus vasos capilares, mediante difusión a través de la lámina basal.

1.1.2 TEJIDO MUSCULAR

El movimiento orientado es una característica de los organismos multicelulares avanzados y que han desarrollado células altamente especializadas, células musculares. Estas células tienen forma elongada en dirección al movimiento, tanto que en ocasiones se les llega a llamar fibras. En el cuerpo de los vertebrados existen 3 diferentes tipos de fibras musculares: músculo suave, músculo esquelético y músculo cardiaco. Figura 2

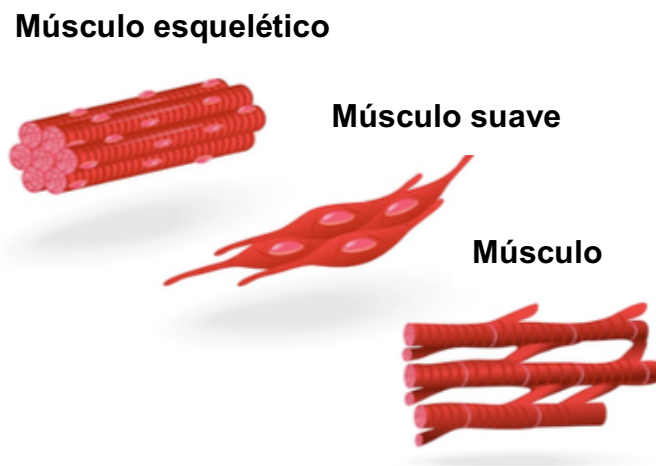


FIGURA 2 LOS 3 DIFERENTES TIPOS DE TEJIDO MUSCULAR. (6)

El músculo liso se encuentra constituido por: células fusiformes, uninucleadas y de control involuntario. Su función obedece a la estimulación del sistema nervioso autónomo. Se localiza en las paredes de los órganos digestivos, desde la parte media del esófago hasta la pared del ano. También forma las paredes de los órganos del tracto respiratorio, de los vasos sanguíneos, conductos glandulares, músculos erectores del pelo e intrínsecos del ojo.

El músculo estriado esquelético, llamado así por presentar estriaciones, y porque la mayor parte de él se asocia al esqueleto, funciona bajo control voluntario ya que se encuentra inervado por el sistema nervioso somático. Está constituido por largas células multinucleadas, cuyos núcleos se localizan en la periferia. Este tipo muscular se encuentra en la lengua, la faringe, en el segmento superior del esófago y en la

porción lumbar del diafragma, además de los músculos extrínsecos del ojo y en toda la musculatura de las extremidades y del tronco

El músculo estriado cardíaco es una forma especializada de músculo estriado, conforma la pared del corazón, cuya contracción rítmica es involuntaria. Se encuentra constituido por células con un núcleo central y que además presentan estriaciones transversales.

1.1.3 TEJIDO NERVIOSO

El cuerpo humano funciona a través de estímulos externos de su entorno y la respuesta a estos estímulos. Para esto es necesaria la comunicación entre el órgano estimulado y el que procesa esa señal.

El sistema nervioso conecta a todo el tejido nervioso del cuerpo y su rol principal es la comunicación dentro de éste. El sistema nervioso se divide en 2 partes, el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico. (4)

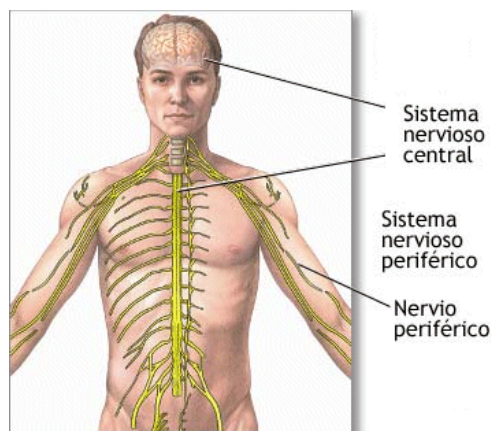


FIGURA 3 SISTEMA NERVIOSO CENTRAL Y PERIFÉRICO DEL CUERPO HUMANO. (7)

El sistema nervioso central está conformado por el cerebro y la médula espinal, los cuales se desempeñan como el "centro de procesamiento" principal para todo el sistema nervioso y controlan todas las funciones del cuerpo.

El sistema nervioso periférico es un conjunto de nervios y ganglios que controlan las funciones motoras y sensoriales. Transmite información desde el cerebro y la médula espinal a todo el organismo.

1.1.4 TEJIDO CONECTIVO

El tejido conectivo es el tejido de soporte para el esqueleto y los órganos que se encuentran en el cuerpo. El tejido conectivo es una masa que se encuentra entre el tejido vascular y el epitelio, debido a esto, todo el intercambio de sustancias se da a través de él, por lo que se le considera el generador del ambiente interno del organismo. Las fibras de tejido conectivo se clasifican en 3 partes: fibras de colágeno, reticular o fibroelásticas y elásticas Figura 4. (4)

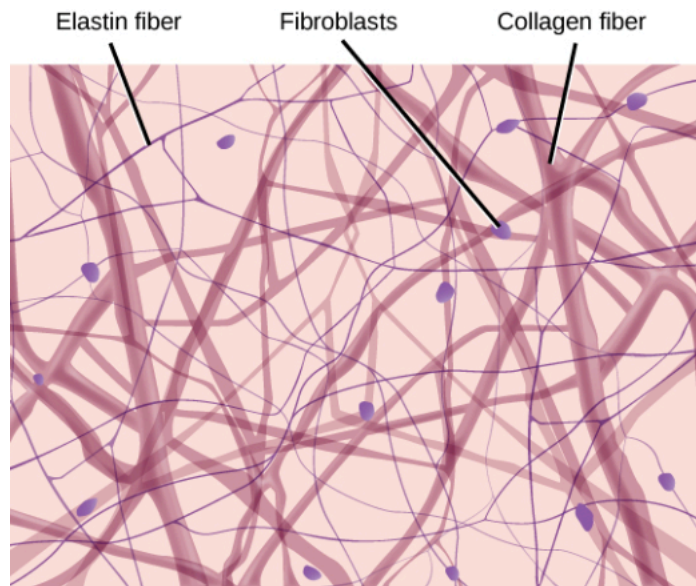


FIGURA 4 LOS 3 DIFERENTES TIPOS DE TEJIDO CONECTIVO. (8)

Salvo algunos casos con ligero movimiento, las células del tejido conectivo son células sésiles (inmóviles). Algunos tipos de células están presentes en varios tipos de tejido conectivo, mientras que otras son células especializadas características de un tipo de tejido conectivo específico.

Entre las células que se pueden encontrar en el tejido conectivo podemos encontrar las siguientes:

Células mesenquimales: son la línea celular de la que surgen las demás células especializadas propias del tejido conectivo. Estas células son típicas de las etapas embrionarias y fetales.

Fibroblastos: son células residentes del tejido conectivo, ya que nacen y mueren aquí. Presentan una gran cantidad de retículo endoplasmático y se dedican a sintetizar las fibras del tejido conectivo y mantener la matriz en buen estado.

Adipocitos: son las células características del tejido adiposo, un tipo de tejido conectivo especializado en el almacenamiento de grasa con diversos fines (reserva energética, termorregulador, etc)

Células reticulares: son un tipo de fibroblastos especializados en la síntesis de fibras de colágeno tipo I. Se pueden encontrar en varios tejidos, como el bazo o los ganglios linfáticos.

Células inmunitarias: linfocitos, macrófagos, mastocitos, plasmocitos y otras células del sistema inmune.

Componentes sanguíneos: eritrocitos, megacariocitos, plaquetas.

1.2 RELACION ENTRE TEJIDOS Y TEJIDOS EQUIVALENTES

La radiación ionizante es radiación dañina para el cuerpo humano. Por lo tanto y por seguridad cuando es necesario realizar pruebas, se recurre a un material que pueda reproducir sus características físicas.

A lo largo del tiempo se han desarrollado estos materiales, llamados fantomas. El fantoma de un órgano específico del cuerpo debe contener la información de todos los tejidos que lo componen.

Se desarrollan fantomas tanto para el diseño de equipos como para la calibración y control de los rangos operativos de los mismos, acorde a normas de seguridad vigentes en cada país.

Los fantomas fueron desarrollados inicialmente para ser usados en técnicas radiológicas en 2D, como radiología y fluoroscopia. En estos días se desarrollan fantomas para técnicas en 3D como MRI, CT o PET.

Los fantasmas contruidos para radiografía en 2D deben tener diferentes agentes de contraste. Estos deben tener propiedades de absorbanca de rayos X similares a los del tejido normal. Por lo tanto los fantasmas no necesariamente deben tener texturas o propiedades mecánicas iguales o parecidas a las el tejido a emular, ya que no son relevantes cuando se busca una imagen.

Los materiales van desde plásticos, soluciones salinas, epoxi, espumas de poliuretano, carbón en polvo, agua, pañales desechables hasta sustancias radiactivas, lo que sea que funcione para una aplicación en particular.

Para los propósitos de esta tesis se utilizaron los fantasmas de la marca CIRS para radioterapia. Son 9 estructuras que simulan, pulmon inhalndo y exhalando, hueso con densidades de 200 mg/cc y 800 mg/cc, pecho, hígado, musculo y grasa.

QTY	PART NO.	DESCRIPTION	PHYSICAL DENSITY, g/cc	ELECTRON DENSITY, x 10 ²³ electrons/cc	RED (RELATIVE TO H ₂ O)
1	062MA-01	Electron Density Head Insert	1.029	3.333	0.998
1	062MA-02	Electron Density Body without Head Insert	1.029	3.333	0.998
2	062A-04	Lung (Inhale) Equivalent Electron Density Plug	0.205	0.668	0.200
2	062A-05	Lung (Exhale) Equivalent Electron Density Plug	0.507	1.658	0.496
2	062A-06	Breast (50% Gland / 50% Adipose) Equivalent Electron Density Plug	0.99	3.261	0.976
2	062A-08	Solid Trabecular Bone (200 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.16	3.730	1.117
2	062A-09	Liver Equivalent Electron Density Plug	1.07	3.516	1.052
2	062A-10	Muscle Equivalent Electron Density Plug	1.06	3.483	1.043
2	062A-11	Adipose Equivalent Electron Density Plug	0.96	3.171	0.949
2	062A-15	Solid Dense Bone (800 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.53	4.862	1.456
1	062A-27	Solid Dense Bone (1250 mg/cc HA) Equivalent Electron Density Plug	1.82	5.663	1.695

TABLA 1 FANTOMAS MARCA CIRS UTILIZADOS CON SUS RESPECTIVAS MEDIDAS DE DENSIDAD FISICA, DENSIDAD ELECTRÓNICA Y RED. (9)

RAYOS X

En este capítulo se hablara sobre el mecanismo para la generación de rayos X, las partes que implica, los procesos y los diferentes tipos de rayos X que se presentan. En este capítulo se asume que el lector tiene previo conocimiento sobre la configuración física de una máquina de rayos X. Se habla de la interacción de éstos con la materia. Así como la dependencia con la calidad de la imagen y la reconstrucción tomografica.

2.1 INTERACCIÓN DEL ELECTRÓN CON EL BLANCO.

Sabemos a grandes rasgos que el funcionamiento de la máquina de rayos X se centra en acelerar electrones del cátodo al ánodo en el tubo de rayos X. Dentro de la máquina de rayos X podemos ayudar a incrementar la velocidad de estos electrones si aumentamos el voltaje que se le aplique. Al aumentar el voltaje aumentamos la energía de estos y por consiguiente la cantidad y calidad de haz de rayos. Estos electrones que viajan del ánodo al cátodo se les llama electrones proyectil. Cuando estos electrones chocan con el blanco transfieren parte de su energía cinética a los átomos de éste, generando energía térmica y energía electromagnética en forma de radiación infrarroja y rayos X.

2.1.1 RADIACIÓN CARACTERÍSTICA Y SU ESPECTRO

Cuando un electrón choca contra el blanco de la máquina de rayos X y llega con tanta fuerza que desprende un electrón de la capa interna en lugar de uno de la capa externa, entonces se ioniza ese átomo. Debido a que un hueco en una de las capas internas de éste es antinatural para él, uno de los electrones de la capa externa se mueve para llenar ese hueco. Este proceso da como resultado la emisión de rayos X que tienen la energía característica de la diferencia que hay entre esas dos capas y que viene dada por el tipo de elemento del blanco. La energía de los

rayos X característicos aumenta al incrementarse el número atómico del elemento. Cuando la transición se da de una capa externa a la capa K del átomo, ya sea M a K, N a K, O a K o P a K, se producen rayos X característicos K. Los rayos X característicos K del tungsteno son los únicos que nos sirven en la obtención de imágenes. Los que vienen de la transición a otras capas como la L no tienen la energía suficiente para este propósito.

El espectro de los rayos X característicos se da por la diferencia entre las energías electrónicas de enlace de algún elemento. Un espectro de emisión de los rayos X característicos contendrá el número relativo de rayos X emitidos en función de su energía. Un ejemplo claro es el espectro de rayos X característicos del tungsteno. Este contiene varias líneas de emisión Figura 5 (distintas energías de los rayos X) sin embargo los únicos importantes para el diagnóstico médico son los rayos X K que a pesar de ser 5 líneas se representan como una sola en 69 KeV.

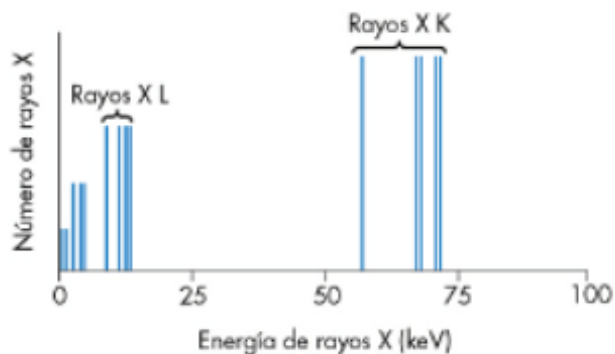


FIGURA 5 ESPECTRO DISCRETO DE EMISIÓN DEL TUNGSTENO CON SUS 15 ENERGÍAS DE RAYOS X DIFERENTES. (10)

2.1.2 RADIACIÓN BREMSSTRAHLUNG Y SU ESPECTRO

Bremsstrahlung es una palabra alemana que quiere decir “radiación de frenado”. Este tipo de radiación se da cuando un electrón pasa lo suficientemente cerca del núcleo del átomo y este se ve afectado por el campo eléctrico del mismo. Cuando ocurre esto, el electrón proyectil pierde parte o toda su energía cinética al ser frenado y cambiado de dirección. Lo que genera la producción de rayos X Bremsstrahlung. La mayor parte de los rayos X que se utilizan en la generación de imágenes son de este tipo debido a que se requieren energías más altas para producir rayos X característicos. Los rayos X característicos requieren al menos de

un potencial de 70 Kvp. Por ejemplo, para energías de tan solo 65 KVp los rayos X característicos ya no son útiles y por lo tanto todo el haz es de Bremsstrahlung.

A diferencia de los rayos X característicos el espectro de emisión de los rayos Bremsstrahlung es un espectro continuo. Debido a que estos rayos se producen en todas las energías desde cero hasta el pico más alto Figura 6.

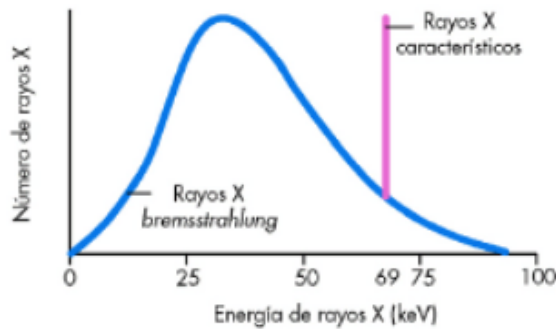


FIGURA 6 ESPECTRO DE EMISIÓN DE RAYOS BREMSSTRAHLUNG. (10)

2.1.3 CANTIDAD DE RAYOS X

Le llamamos cantidad de rayos X a la exposición de radiación o intensidad de rayos. Esta se mide en roentgen y este nos da una medida de la cantidad de pares de iones producidos en el aire por los rayos X. La relación entre estos dos no es de uno a uno y existen varios factores que pueden afectar la cantidad de rayos que se tengan. Como son los mAs, kVp, distancia y filtración, se debe tener cuidado al aumentar o disminuir cada uno de éstos, siempre tomando en cuenta la calidad en la densidad óptica de una radiografía.

Cuando se aumenta los mAs la cantidad de rayos X aumenta de manera proporcional, así pues si doblamos o triplicamos esta cantidad el número de electrones que choquen contra el blanco se verá igualmente duplicada o triplicada y la densidad óptica se verá aumentada. De igual forma al aumentar los kVp la densidad óptica de la imagen se me aumentada, sin embargo en este caso el cambio de la cantidad de rayos X es proporcional al cuadrado de la razón de los kVp. Entonces si aumentamos al doble éstos, la intensidad de rayos X aumentara en un factor de cuatro.

A diferencia de los últimos dos factores, el aumento en la distancia disminuirá la densidad óptica radiográfica, y la intensidad de los rayos X variara inversamente con el cuadrado de ésta. Cuando hablamos de distancia nos referimos a la que hay desde el blanco hasta el tubo de rayos X. Sin embargo podemos compensar un aumento en la distancia con un aumento en el amperaje de la máquina. Esta relación se le conoce como ley de la inversa al cuadrado y nos dice que se deben aumentar los mAs un factor de SID^2 para mantener constante la densidad óptica.

Por último el factor de filtración también disminuye la densidad óptica radiográfica, normalmente se utilizan de 1 a 3 mm de aluminio y la reducción no es proporcional al grosor de la filtración, el uso de filtros es necesario para reducir el número de rayos X de bajas energías que no contribuyen a la formación de la imagen pero que si llegan al paciente.

2.1.4 CALIDAD DE LOS RAYOS X

La calidad de los rayos X se mide por su capacidad de penetrar un tejido, que tan profundo en este es capaz de llegar. Los rayos X que tienen alta penetrabilidad se les llama rayos X de alta calidad y los que tienen baja penetrabilidad se les llama rayos X de baja calidad.

Los rayos X se ven atenuados en un tejido como consecuencia de la absorción o dispersión. La calidad de estos se mide en HVL (Half Value Layer) por sus siglas en inglés. Y se refieren al grosor que debe tener un material para que absorba la mitad de la intensidad del haz de su valor original. Este valor se calcula de manera experimental. Colocando distintos grosores de material entre una fuente de rayos X y un detector. Se mide primero la intensidad sin ningún tipo de filtro y subsecuentemente se van colocando los distintos grosores hasta encontrar el HVL. Esto nos sirve para poder determinar la calidad de los rayos X en cierta fuente, conocer su penetrabilidad.

Como se vio en la sección anterior, existen algunos factores que afectan la cantidad de rayos X sin embargo no todos los que afectan esta medida afectan también a la calidad de éstos. Sabemos que la cantidad de rayos X aumenta con el aumento en mAs y kVp, sin embargo, cuando hablamos de calidad podemos decir que el amperaje no afecta la calidad debido a que esta medida solo nos da un aumento en la cantidad de electrones proyectil. Pero al aumentar los kVp la calidad del haz también se ve aumentada, ya que existe un aumento de energía en el haz y por consiguiente este se vuelve más penetrante. Por otro lado tenemos la distancia y la

filtración, mientras que al disminuir estos factores la cantidad se ve reducida, en cuanto a la calidad solo se verá afectada por la filtración. Teniendo ésta un aumento, la filtración ideal nos dará un haz mono energético ayudando a disminuir la dosis en el paciente.

2.2 INTERACCIÓN DE LOS TEJIDOS CON RAYOS X.

Los rayos X interactúan con la materia de 5 formas: 1) Dispersión Raleigh, 2) Efecto Compton, 3) Efecto Fotoeléctrico, 4) Producción de pares y 5) Desintegración fotónica. Sin embargo, solo el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico se consideran cuando se trata de generación de imágenes ya que de estas 2 interacciones obtenemos buen o mal contraste en una imagen radiológica.

2.2.1 DISPERSIÓN RALEIGH

La dispersión Raleigh ocurre cuando un fotón interactúa con todo el átomo. Generando que la nube electrónica de éste, oscile a la misma frecuencia que su campo eléctrico. Los electrones de la nube radian energía emitiendo un fotón con la misma energía, pero en dirección diferente. Durante este proceso no se expulsa ningún electrón de la nube y por lo tanto no hay ionización. De manera general el ángulo de salida del fotón aumenta conforme la energía decrece. Este tipo de interacción se suele presentar con energías de 10 KeV, por lo que contribuyen escasamente en la formación de la imagen. Sin embargo a 70 KeV, un discreto porcentaje de rayos X presentan dispersión, lo cual contribuye ligeramente al velado de la película.

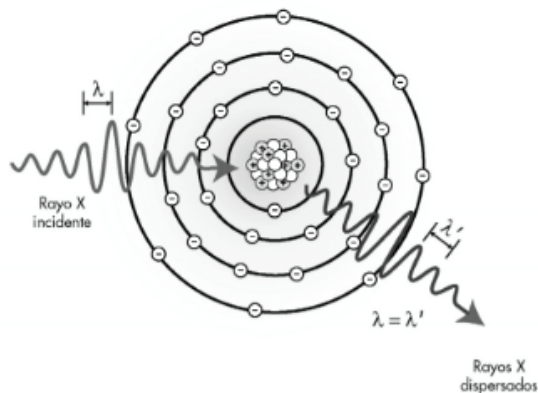


FIGURA 7 DISPERSION RAYLEIGH EN EL ÁTOMO. (10)

2.2.2 EFECTO COMPTON

El esparcimiento Compton es el fenómeno que se presenta con mayor frecuencia en imagen de diagnóstico. Sucede cuando el rayo X incidente interactúa con un electrón de la capa más externa del átomo, expulsándolo de la órbita ionizándolo. El electrón expulsado se le conoce como electrón Compton o electrón secundario. El rayo X cambia de dirección y continua con una energía menor.

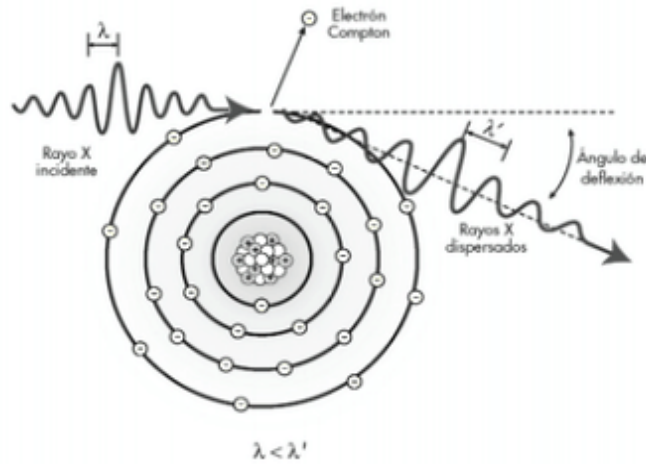


FIGURA 8 REPRESENTACION DEL EFECTO COMPTON. (10)

Las energías en este fenómeno se pueden representar con la siguiente ecuación:

$$E_i = E_s(E_b + E_{KE})$$

Donde E_i = Energía del rayo X incidente, E_s = Energía del rayo X disperso, E_b = Energía de unión del electrón y E_{KE} = Energía cinética del electrón.

De igual forma, el cambio en energía puede escribirse (11):

$$\Delta E = E_{X,INCI} - E_{X,DISP} = \frac{hc}{\lambda_{inci}} - \frac{hc}{\lambda_{disp}}$$

Y la energía del rayo X dispersado:

$$E_{X,DISP} = \frac{E_{X,INCI}}{1 + \left(\frac{E_{X,INCI}}{mc^2}\right)(1 - \cos \theta)}$$

El número atómico no influye en cuanto a la probabilidad de que este efecto se presente. Cualquier rayo X es igualmente probable que desarrolle este efecto ya sea en tejidos blandos o hueso. Sin embargo la probabilidad de este fenómeno es inversamente proporcional a la energía (1/E). Dado que esta dispersión es igualmente posible se debe considerar cuando se realizan imágenes radiológicas. Sin embargo, este fenómeno no contribuye a una mejor imagen, al contrario, provoca una densidad óptica uniforme provocando una disminución en el contraste de la imagen. (10)

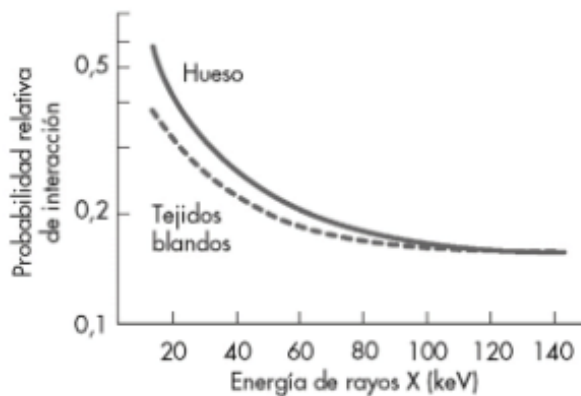


FIGURA 9 PROBABILIDAD DE QUE SE PRESENTE EL EFECTO COMPTON ES CASI IGUAL EN TEJIDOS BLANDOS Y HUESO. (10)

2.2.3 EFECTO FOTOELÉCTRICO

El efecto fotoeléctrico ocurre cuando un rayo X incide en el átomo y utiliza toda su energía para desprender un electrón de su órbita. Este rayo X no se ve dispersado si no totalmente absorbido y el electrón expulsado se le conoce como fotoelectrón, el fotoelectrón escapa con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo X incidente y la energía de unión del electrón.

La transferencia de energía durante este proceso puede ser descrita por la siguiente ecuación:

$$E_i = E_b + E_{KE}$$

Donde E_i = energía del rayo X incidente, E_b = energía de unión del electrón y E_{KE} = energía cinética del electrón.

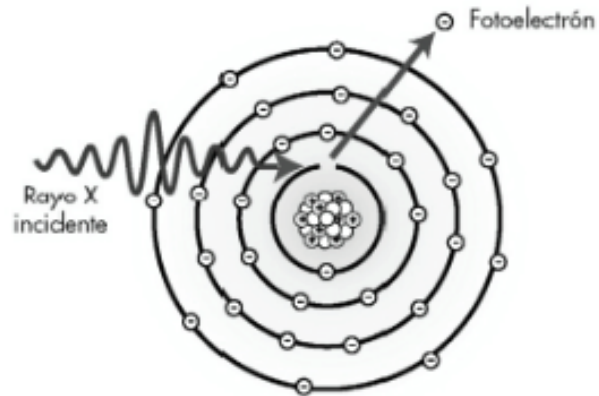


FIGURA 10 REPRESENTACIÓN DEL EFECTO FOTOELÉCTRICO. (10)

La probabilidad de que un rayo X tenga una interacción fotoeléctrica está en función tanto de la energía del rayo X como del número atómico del átomo con el que interactúa. (10)

La probabilidad de esta interacción depende de la energía del rayo incidente, el número atómico efectivo del tejido y la densidad del tejido. Esta probabilidad es inversamente proporcional a la tercera potencia de la energía y directamente proporcional a la tercera potencia del número atómico (Z) del material.

$$P_{PE} \propto \frac{Z_{eff}^3}{E^3}$$

Esta ecuación nos expresa que a energías bajas el efecto fotoeléctrico produce alto contraste entre hueso y tejido suave. Pero el contraste se vera disminuido cuando haya altas energías. (11)

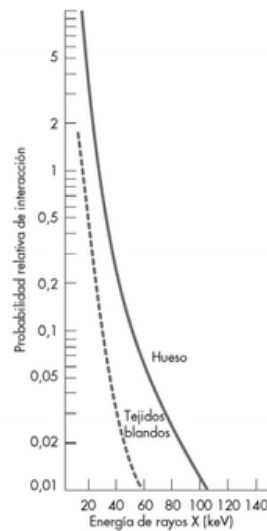


FIGURA 11 PROBABILIDAD DE QUE OCURRA EL EFECTO FOTOELÉCTRICO EN TEJIDOS BLANDOS Y HUESO. (10)

2.2.4 GENERACIÓN DE PARES

Cuando un rayo incidente tiene la energía necesaria y pasa lo suficientemente cerca del núcleo atómico, la interacción de estos 2 provoca que el rayo X desaparezca y en su lugar se generen un positrón y un electrón. Dado que la energía de la masa de un electrón es de 0.51 MeV entonces la energía mínima necesaria que debe tener el rayo X debe ser de 1.02 MeV, para poder generar un positrón y un electrón, de lo contrario este fenómeno no se puede presentar. Debido a que se requiere de esa cantidad de energía, este fenómeno no es de importancia cuando hablamos de generación de imágenes, sin embargo, para la obtención de imágenes por PET en medicina nuclear si debe considerarse. (10)

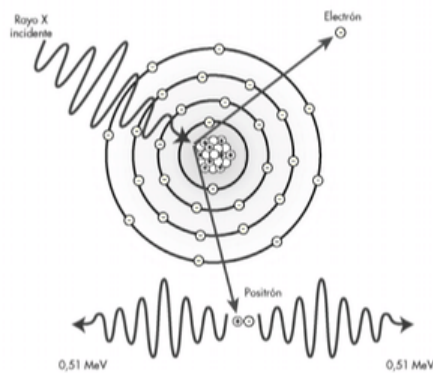


FIGURA 12 REPRESENTACIÓN DE LA PRODUCCIÓN DE PARES. (10)

2.2.5 DESINTEGRACIÓN FOTÓNICA

Cuando la energía de los rayos X es mayor a los 10 MeV éstos pueden no interactuar con los electrones de las órbitas y pasar a interactuar directamente con el núcleo. Debido a ésta interacción se genera un nucleón u otro fragmento nuclear. La desintegración fotónica es un fenómeno que no se presenta en la radiología diagnóstica.

2.3 DENSIDADES HOUNSFIELD

En la detección de tumores con Tomografía Computarizada (TC), los rayos X forman la imagen que se almacena de manera electrónica. A diferencia de la radiografía, donde los rayos X forman la imagen en una placa. Las imágenes son almacenadas en forma de pixeles en donde cada pixel tiene un brillo y un nivel de densidad óptica. Los niveles van desde -1000 a +3000, según la densidad del tejido, un número TC -1000 corresponde al aire, un +3000 corresponde a hueso denso, mientras que el cero se relaciona con agua.

El número de TC para cada tejido está relacionado con el nivel de atenuación de los rayos X en cada voxel. La cantidad de energía del haz de rayos X se determina por el promedio de la energía del haz y el número atómico efectivo del medio absorbente.

Las densidades Hounsfield se calculan de la siguiente manera:

$$\text{Número de TC} = k \left(\frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \right)$$

Cuando la k toma un valor de 1000 se le conoce como Unidades Hounsfield. (10)

Como ya se explicó previamente existen diferentes unidades Hounsfield para cada tejido, a continuación, se presenta una tabla.

TABLA 2 DENSIDADES HOUNSFIELD PARA DIFERENTES TEJIDOS. (12)

TEJIDO	NUMERO DE CT APROXIMADO
HUESO DENSO	1000
HIGADO	40 A 60
MATERIA BLANCA	-20 A -30
MATERIA GRIS	-37 A -45
SANGRE	40
MUSCULO	10 A 40
RIÑON	30
AGUA	0
GRASA	-50 A -100
AIRE	-1000

De lo previamente presentado se puede observar que los tejidos con alta densidad (hiperdensas) como es el calcio da como resultado zonas blancas en los estudios. Mientras que las menos densas (hipodensas) arrojan zonas oscuras o negras.

2.4 DENSIDADES ELECTRÓNICAS

La densidad electrónica se relaciona con la cantidad de electrones en un espacio de la materia.

Esta comúnmente se mide con difracción de rayos X. Y obedece la ley de Bragg:

$$n * \lambda = 2d * \text{sen}\theta$$

Donde n es un número entero que depende de los caminos recorrido por los frentes de onda después de la reflexión en los planos, λ es la longitud de onda de la luz incidente, d es la distancia entre los planos de la red cristalina, y θ es el ángulo de incidencia al cristal.

Cuando la interferencia es constructiva obtenemos un patrón conocido como difractograma, y que nos proporciona información para identificar y cuantificar los

componentes presentes en los materiales, ya que cada componente tiene un patrón único.

La difracción de rayos X puede dar información sobre la composición y estructura de un sólido. El principio es que un haz de rayos X penetra en la muestra, y luego es difractado por los planos cristalinos que contiene ésta. El ángulo y la intensidad de la difracción son característicos de una estructura cristalina. Todas las líneas de difracción se utilizan para identificar la naturaleza de los cristales. (13)

Algunas densidades electrónicas para tejidos se muestran en la siguiente tabla.

TABLA 3 DENSIDADES ELECTRONICAS PARA TEJIDOS (9)

Densidades Electrónicas para tejidos	
Descripción	Densidad electrónica x 10 ²³ electrones/cc
Pulmón (Inhalando)	.634
Pulmón (Exhalando)	1.632
Pecho	3.261
Hígado	3.516
Musculo	3.483
Grasa	3.171
Hueso denso sólido (800 mg/cc HA)	4.862
Hueso denso sólido (1250 mg/cc HA)	5.663

2.5 RECONSTRUCCIÓN TOMOGRÁFICA

La palabra tomografía viene del griego tomos (corte, rebanada o sección) y grafein (escribir o grabar). Este es un método no invasivo para la generación de imágenes. Las bases matemáticas fueron desarrolladas en el año de 1917 por el matemático austriaco Johann Radón, quien dio solución a la reconstrucción de imágenes a partir de sus proyecciones. Sin embargo no fue hasta 1972 cuando Sir Godfrey Hounsfield y Alan Cormack describieron un dispositivo de CT y que les otorgó el premio nobel en 1979. En la actualidad el CT es uno de los dispositivos más utilizados en el área

médica para la generación de imágenes. Dando alrededor de 60 millones de escaneos en los E.E.U.U. para 2005 (14).

Cada imagen que se crea en un procedimiento de CT muestra los órganos, los huesos y otros tejidos en una "rebanada" delgada del cuerpo. La serie completa de imágenes producidas en una CT es como una barra de pan en rebanadas, de la que se puede ver una sola rebanada por separado (imágenes en dos dimensiones), o se puede ver la barra completa (imagen en tres dimensiones).

La reconstrucción tomográfica se utiliza en muchos campos además de en el médico. Es ampliamente utilizado en química, física, astronomía y geofísica. Y aunque en medicina es mucho más usado para imagen por rayos X, también existen otro tipo de estudios que usan este método de reconstrucción, como son el ultrasonido, la resonancia magnética y la medicina nuclear.

Una de las ventajas más notables del CT es la capacidad de poder reconstruir los órganos de un paciente en 3D sin que otra estructura se superponga a la información que queremos analizar. Además de tener un mejor detalle comparado con el ultrasonido, ser relativamente más rápido comparado con MRI y que todos los órganos del cuerpo pueden ser sujetos a un CT. Sin embargo las dosis que se reciben con el CT son mucho mayores que cuando se realiza un estudio de rayos X convencional. Por ejemplo un CT de pecho es equivalente a 350 radiografías, un CT de abdomen a 400 radiografías de pecho y un CT pulmonar a 750 radiografías de pecho (15).

2.5.1 PRINCIPIOS DE CT

La reconstrucción de un objeto es el objetivo en este método. Para esto se requieren múltiples proyecciones de este y métodos matemáticos que nos ayuden en esta tarea. La forma más simple de tomografía es la tomografía axial, porque el plano de la imagen es paralelo a la longitudinal del cuerpo. En este tipo de tomografía se tiene un detector y una fuente de rayos X colimada (haz de lápiz), los cuales se encuentran uno frente al otro sobre un eje circular y que se mueven de manera sincronizada rotando sobre este. Cada ángulo se genera un disparo y por consiguiente una proyección que contiene información de atenuación del perfil del paciente. Figura 13 (10). Esta información se guarda de manera digital para después ser procesada como veremos más adelante.

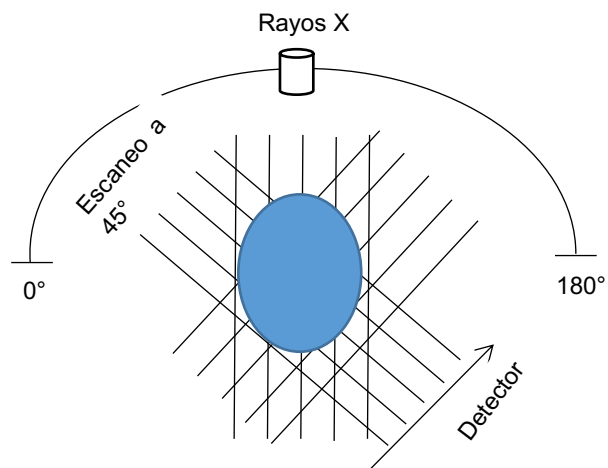


FIGURA 13 ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO DE UN CT DE PRIMERA GENERACIÓN. (10)

2.5.2 TIPOS DE CT

Con el paso del tiempo el primer CT se ha visto modificado para mejorar la rapidez y precisión de los estudios, actualmente la versión más nueva de este dispositivo es la 7ma generación. Dispositivos que son capaces de generar imágenes en 3 dimensiones a la velocidad de un latido de corazón. Dando como resultado imágenes congeladas de este, además de la reducción considerable de la dosis. (16).

Los CT de segunda generación trabajan con series de detectores en lugar de solo uno. De esta forma los detectores son capaces de registrar la información que se genera debido a todo el abanico del haz de rayos X. Cubriendo mayor parte del círculo en menos disparos.

Los CT de 3era generación son bastante similares a los de 2da generación. La única diferencia en su funcionamiento es que el abanico de detectores es mucho más largo y por lo tanto es capaz de cubrir mayor parte del círculo.

Los CT de 4ta generación se distinguen por tener detectores a todo lo largo del círculo sobre el que gira la fuente de rayos X. La ventaja de este sistema por encima del de 3era generación es que si un detector llegara a dejar de funcionar solo se vería afectada la imagen en ese punto. En cambio en los de 3era generación ese detector gira constantemente añadiendo un punto muerto en cada proyección, además de reducir el tiempo para la generación de una imagen.

Los escáneres de quinta generación aumentan series fijas de fuentes de rayos X así como las series de detectores. Este tipo de escáneres son mucho más rápidos y a la vez mucho más caros.

Estos últimos, los escáneres de 6ta generación se basan en un haz de electrones. Se tiene un cañón emisor de electrones estos son desviados e inciden sobre láminas de tungsteno. El detector está situado en el lado opuesto del gantry por donde entran los fotones. Consigue 8 cortes contiguos en 224 mseg. (10)

2.5.3 TRANSFORMADA DE RADÓN

La transformada de Radón fue desarrollada por el matemático austriaco Johann Radón en 1917. Sin embargo no fue hasta 1972 que fue utilizada para la reconstrucción en un tomógrafo, ya que requería de algunos ajustes a la hora de usarla en la aplicación. Esta transformada tiene dos variantes una para la reconstrucción en 2D y otra para la reconstrucción en 3D; en esta tesis se hablara sobre la primera.

Si tenemos las infinitas proyecciones de una imagen, podemos obtener la imagen calculando una transformada bidimensional inversa de Fourier. Dado que la transformada de Radón en el caso bidimensional coincide con la transformada de Fourier. La función imagen $p(\epsilon, \varphi)$ se obtiene a partir de $f(x, y)$ usando la transformada inversa.

La transformada de radón nos dice que a partir de las proyecciones de un objeto nosotros seremos capaces de reconstruir ese mismo objeto. Estas proyecciones están relacionadas con la atenuación de los rayos que pasan a través de este. Se puede ver de la siguiente forma, los objetos a radiar corresponden a funciones de densidad en un espacio de tres dimensiones y los valores de atenuación de los rayos x registrados equivalen a la integral de la función a lo largo de la trayectoria del rayo. La transformada está dada por una función sinusoidal y por lo tanto a la transformada de radón también se le conoce como sinograma. Figura 15

La transformada de Radón de una distribución $f(x, y)$ en 2D está dada por:

$$p(\epsilon, \varphi) = \int f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - \epsilon) dx dy$$

Donde δ es la delta de Dirac. Y x, y, ε y φ se muestran a continuación:

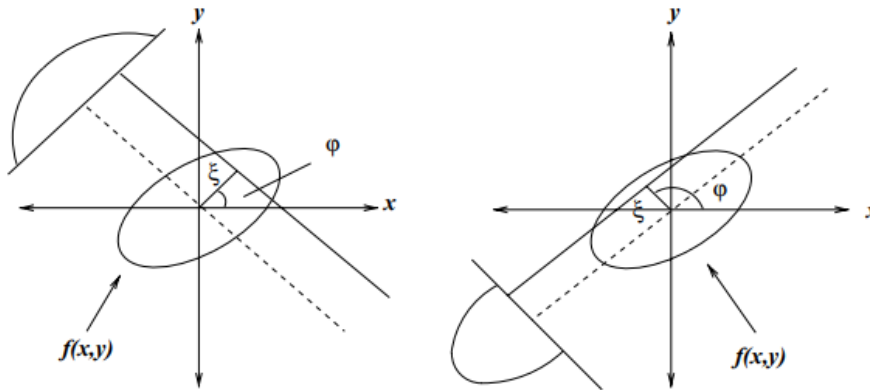


FIGURA 14 SISTEMA COORDINADO DE LA TRANSFORMADA DE RADÓN. (17)

En la transformada de Radón cada línea está caracterizada por el ángulo de inclinación y s , la distancia al origen. El senograma está dado por los valores del ángulo en las columnas y los valores de s en las filas.

El objetivo de esta transformada es poder encontrar $f(x, y)$ a partir de $p(\varphi, \varepsilon)$. Para eso existen varios métodos, para nuestro propósito utilizaremos la retroproyección. (17)

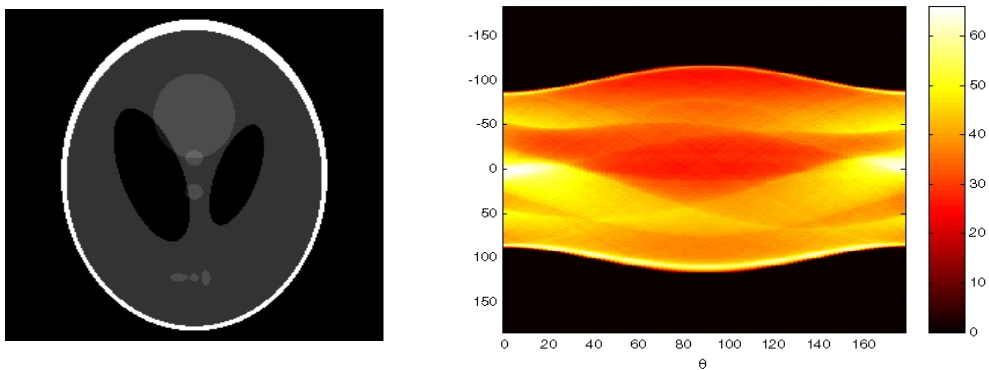


FIGURA 15 SIMULACIÓN DE FANTOMA SHEPP-LOGAN Y EL SENOGRAMA CORRESPONDIENTE. (18)

2.5.4 RETROPROYECCIÓN

Una vez obtenidos los datos de las proyecciones de Radón, es necesario un método para poder hacer la reconstrucción del objeto, la retroproyección es uno de esos. Lo que nos dice este método es que si tenemos las proyecciones de una imagen es posible determinar cuál es esa imagen calculando una transformada bidimensional inversa de Fourier. El método consiste en sumar los perfiles de las proyecciones que se encontraron con Radón.

Una vez encontrados toda las proyecciones hacer la reconstrucción por retroproyección, consiste en darle el mismo peso a todos los pixeles que contribuyen a cada proyección. Este proceso se repite para cada una de las proyecciones hasta reconstruir la imagen del objeto. La suma de cada imagen individual da la imagen retroproyectada.

Si el objeto esta representado por $f(x, y)$, la imagen reconstruida tendrá el símbolo $\hat{f}(x, y)$, donde el acento circunflejo representa la imagen estimada y esta dada como:

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^n p(\epsilon, \varphi_j) d\varphi$$

El método de la retroproyección no considera que existan errores. Sin embargo cuando se está realizando una reconstrucción aparecen errores debido a la falta de datos y a la presencia de ruido en las proyecciones. En el primer caso, se atribuye a la restricción en el número de sensores, el método da buenos resultados en los casos de tomografía de radiación, debido a que esos dispositivos cuentan con cientos de sensores. (17) (19)

2.6 CALIDAD DE IMAGEN

2.6.1 RESOLUCIÓN ESPACIAL

La resolución espacial en una imagen se refiere a la capacidad que tiene el detector de resolver un objeto muy pequeño. Entre más pequeño el objeto a resolver la resolución espacial deberá ser mayor. La resolución espacial se mide de manera usual en número de pares de líneas por milímetro (lp/mm) y está limitada

principalmente por el tamaño del cristal o el grosor de la capa de fosforo en radiología convencional o para el caso de radiología digital por el tamaño del pixel. En radiología convencional la resolución de una imagen está limitada a 10 lp/mm mientras que en radiología digital esta disminuye de 2.5 lp/mm hasta 10 lp/mm. Sin embargo esto no quiere decir que la imagen digital sea peor que la convencional ya que en imagen digital se tienen rangos dinámicos que ayudan a diferenciar entre diferentes tejidos dándonos así la apariencia de más detalle.

2.6.2 CONTRASTE

El contraste de una imagen es la diferencia entre la intensidad de un punto en la imagen y el siguiente, considerando una imagen en blanco y negro, sería la definición que hay entre cada uno de estos colores y que hacen la imagen más nítida. La Figura 16 muestra una imagen en donde el contraste en el recuadro de la derecha es mayor que en el de la izquierda.



FIGURA 16 IMAGEN DE CONTRASTE, EL RECTÁNGULO DE LA DERECHA TIENE MAYOR CONTRASTE QUE EL DE LA IZQUIERDA CON EL FONDO. (20)

Lo ideal es tener una buena resolución espacial y una buena resolución de contraste, pero no siempre es posible. Muchas veces tenemos que escoger dependiendo del tipo de estudio que se vaya a realizar y las condiciones de este.

El contraste se mide como la diferencia en intensidades entre 2 objetos, o tejidos en nuestro caso. Y se expresa de la siguiente forma:

$$C_{AB} = S_A - S_B$$

Donde asumimos que $S_A > S_B$, por lo que el contraste siempre es positivo.

2.6.3 RUIDO

El ruido es una de las características que se presentan en las imágenes y que no ayudan en la calidad de esta. El ruido es cualquier señal que se presenta de manera aleatoria en la imagen. A mayor ruido menor calidad de imagen. La fuente del ruido depende del sistema de generación de imagen con el que se esté trabajando, el ruido de imagen tiene 4 componentes: ruido estructural, ruido de radiación, ruido receptor y moteado cuántico. (21)

❖ Ruido estructural

La información estructural del paciente que es irrelevante para el estudio se le conoce como ruido estructural, por ejemplo cierto estudio se puede ver afectado debido a sombras generadas por estructuras que no son relevantes en ese momento. El ruido estructural es uno de los que más afectan los estudios y los que más causan que se omitan lesiones o anomalías.

❖ Ruido de radiación

El ruido de radiación es el ruido que genera el mismo haz de radiación y que no contribuye a la generación de la imagen, un claro ejemplo es el efecto talón en las máquinas de rayos X que debido a que no es un rayo uniforme genera este tipo de ruido. Este tipo de ruido se presenta en la mayoría de los estudios de imagen que existen, sin embargo en algunas ocasiones no causan demasiados problemas, como en la tomografía computarizada.

❖ Ruido de receptor

Este tipo de ruido se debe al receptor de imagen, muchas veces los detectores no son sensibles de manera homogénea y eso genera este tipo de ruido. En casos como medicina nuclear es en donde se presentan más este tipo de problemas por detectores que no se encuentran correctamente balanceados. En radiografía es menos común ver ruido por esta causa ya que las placas son bastante uniformes en sensibilidad a la radiación.

❖ Moteado cuántico

Este tipo de ruido se genera debido a las distintos tipos de portadores de información que hay cuando generamos la imagen (rayos X, rayos gamma, etc.), la forma para reducir este tipo de ruido es aumentar la cantidad de portadores de información, lo cual solo puede ser logrado aumentando el tiempo de exposición y la dosis de radiación al paciente. (22)

2.6.4 RAZÓN SEÑAL A RUIDO

El ruido es la parte de la información que detecta un dispositivo y que no contribuye a la formación de la imagen (señal). En general el ruido es considerado como una señal aleatoria que esta superpuesta a la señal original. Como la señal de ruido es una señal aleatoria entonces, podemos decir que el promedio de esta señal es cero. Lo que se busca en una imagen medica es que SNR (por sus siglas en inglés) sea lo mayor posible y según el tipo de estudio que se esté realizando es como se puede lograr esto. En el caso de interés para nosotros que es rayos X, la SNR depende principalmente de la raíz cuadrada de la cantidad de rayos X que se detecten. Esto depende de varios factores, entre ellos la cantidad de dosis que sale del tubo de rayos X. En la imagen se muestra un ejemplo de diferentes SNR. (11)

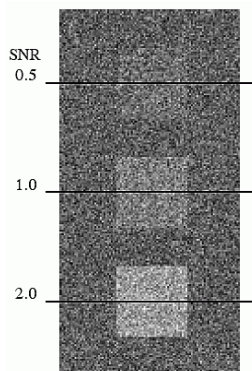


FIGURA 17 DIFERENTES RAZONES SEÑAL A RUIDO Y SU COMPARACIÓN. (23)

La razón señal a ruido se puede escribir como:

$$SNR \propto \sqrt{N}$$

Siendo N el número de rayos X.

Lo que implica que si se desea aumentar por un factor de 2 la SNR es necesario cuadruplicar la cantidad de rayos X.

La SNR se puede calcular con la intensidad de la señal de entrada entre la intensidad de la señal del ruido:

$$SNR = \frac{I_{señal}}{I_{ruido}}$$

2.6.5 RAZÓN CONTRASTE A RUIDO

La razón contraste a ruido (CNR), se define como la diferencia entre la contribución de la señal entre los diferentes tejidos, dividida entre el ruido de fondo. Esta cantidad usualmente define la calidad de la imagen.

Esta cantidad se expresa en la siguiente ecuación:

$$CRN_{AB} = \frac{C_{AB}}{\sigma_0} = \frac{S_A - S_B}{\sigma_0} = SNR_A - SNR_B \quad (24)$$

Donde σ_0 es la desviación estandar del ruido.

Incluso si en una imagen radiologica se tiene un buen SNR no sera suficiente para poder distinguir entre tejidos, sobre todo bordes entre tejidos sanos y enfermos. Por lo que un buen CNR es necesario para tener una imagen para diagnostico. (25)

MÉTODOS DE MEDICIÓN

Dado que en este proyecto se utilizará radiación ionizante es necesario contar con un método para detectarla y grabarla. Como no podemos detectar radiación ionizante directamente, dependemos de la interacción de ésta con otro material y la producción de un efecto que sea detectable. En este capítulo se describen diferentes métodos de detección, algunos detectores y su funcionamiento. Se compararán entre ellos para conocer sus ventajas y sus desventajas y poder justificar el uso de unos en este experimento.

3.1 DETECTORES DE GAS

Un detector de gas se compone de dos electrodos que se encuentran con una diferencia de potencial eléctrico, y entre estos 2 electrodos se tiene un volumen de gas. Los aniones o electrones son atraídos al electrodo positivo (ánodo), y los iones positivos son atraídos al electrodo negativo (cátodo). En la mayoría de los detectores, el ánodo es un cable dentro del contenedor y el cátodo es la pared del contenedor que tiene el gas. Cuando los electrones alcanzan el ánodo estos, viajan a través del circuito al cátodo, donde se recombinan con los cationes. Esta corriente eléctrica puede ser medida con un multímetro u otro circuito eléctrico.

Existen 3 tipos diferentes de detectores de gas de uso común, cámaras de ionización, contadores proporcionales y contadores Geiger-Muller. El tipo de detector está determinado principalmente por el voltaje aplicado entre los electrodos. (26)

3.1.1 CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Previamente se ha dado una breve explicación del funcionamiento básico de las cámaras de ionización. Dado que la generación de pares ion-electrón en el gas no sucede a voltajes bajos, la cantidad de carga eléctrica es muy pequeña y requiere ser amplificada. Es por esta razón que rara vez es utilizada en el modo pulsado. El voltaje utilizado típicamente es de 100V y la corriente medida usualmente son del orden de 10^{-9} A. Lo que corresponde a 6×10^9 electrones por segundo, que aún es difícil de medir. (27)

La energía media necesaria para producir un ion en aire es de unos 35 eV, por lo tanto, una radiación de 1 MeV, produce un máximo de 3×10^4 iones y electrones. Para una cámara de ionización de tamaño medio, de unos 10×10 cm con una separación de 1 cm entre las placas, la capacidad es de 8.9×10^{-12} F y el voltaje del pulso recogido es de unos:

$$V = \frac{(3 \times 10^4 \text{ iones}) \cdot (1.6 \times 10^{-19} \text{ C/ion})}{8.9 \times 10^{-12} \text{ F}} \cong 0.5 \text{ mV}$$

Este voltaje es bastante pequeño, por lo que debe ser amplificado antes de que se pueda analizar normalmente.

En algunas cámaras se tiene más de un ánodo, eso ayuda con la diferenciación de las partículas y poder conocer algunas propiedades físicas de estas. La energía que se utiliza en estos dispositivos depende principalmente del tipo de gas que se ponga en la cámara. (28)

La amplitud de la señal es proporcional al número de iones creados (y, por tanto, a la energía depositada por la radiación), y es independiente del voltaje entre las placas.

El voltaje aplicado determina la velocidad de deriva de los electrones e iones hacia los electrodos de la cámara. Para un valor típico de voltaje de unos 100 V, los iones se mueven a velocidades de 1 m/s. Esto hace que tarden hasta 0.01 s en atravesar una cámara de 1 cm de grosor.

Las cámaras de ionización son utilizadas para medir la salida de rayos X tanto en terapia como en generadores de rayos X de diagnóstico así como en realizar mediciones acertadas de la dosis de rayos X en pacientes. La cámara no debe ser cilíndrica. Se puede realizar en forma de cavidad dentro de la cual se coloque la fuente de actividad. Este tipo de cámara con cavidad es utilizado comúnmente para medir la actividad de radiofármacos antes de ser inyectados.

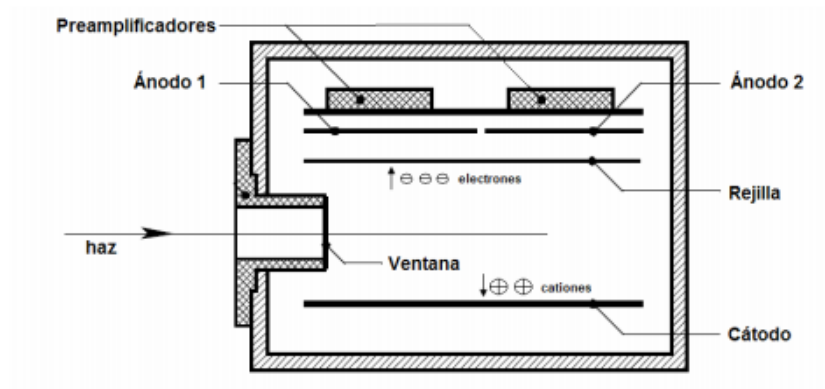


FIGURA 18 ESQUEMA DEL FUNCIONAMIENTO DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN. (28)



FIGURA 19 FOTOGRAFÍA DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN FLUKE. (29)

3.1.2 CONTADORES PROPORCIONALES

A diferencia de la cámara de ionización que pueden ser llenadas con casi cualquier gas los contadores proporcionales requieren de un gas con pocos electrones para que estos se adhieran a las moléculas del gas. (10)

Para el contador proporcional debemos aumentar el voltaje aplicado (superando los

1000V), de esta forma el campo eléctrico podrá acelerar lo suficiente a los electrones para que estos generen ionizaciones secundarias, de esta forma se producirá un efecto avalancha de ionizaciones, a pesar del gran número de ionizaciones secundarias la cámara trabaja de manera que este número siempre es proporcional al número de sucesos primarios y de ahí su nombre de cámara proporcional.

Normalmente la geometría del contador proporcional es cilíndrica, visto de perfil:

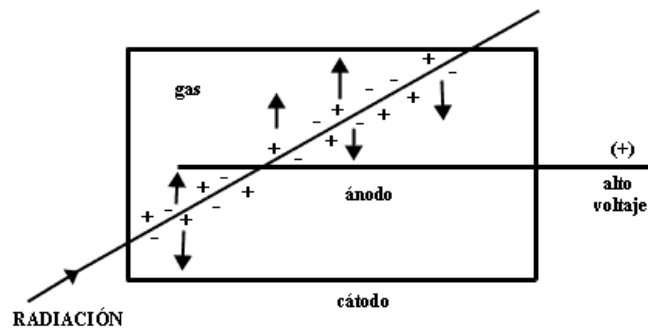


FIGURA 20 GEOMETRÍA DE UN CONTADOR PROPORCIONAL. (30)

El tiempo de deriva de los electrones primarios, desde que entran hasta que generan el proceso avalancha es el tiempo de la señal de salida del detector, el tiempo es del orden de los microsegundos y debido a esto el contador puede trabajar en modo pulsado hasta ritmos de conteo del orden de 10^6 por segundo. Se emplea para detectar rayos X de baja energía y electrones de baja energía. También con gases como BF₃ o ³He se detectan neutrones con energías en el rango (0.1 eV – 100keV). (31).

3.1.3 CONTADORES GEIGER-MULLER

El tubo Geiger-Muller fue inventado en 1929 por los alemanes Hans Geiger y Walther Muller, es una cámara muy sensible y con una alta eficiencia para detectar partículas cargadas, el primer contador GM solo era capaz de detectar partículas alfa. (32) Prácticamente cualquier partícula que alcance el interior del detector es contada. Debido a que la amplificación debida al gas genera billones de pares de

iones después de la interacción, la señal del detector GM requiere de una amplificación adicional.

La construcción es similar a muchas de las cámaras de ionización, con un cable central aislado como electrodo dentro de un tubo de metal hueco, con un gas a baja presión, a 1/5 parte de la presión atmosférica, y una ventana por donde entra la radiación. Difiere de una cámara de ionización en el hecho de que esta es llenada con un gas como argón o neón en lugar de aire.

Los detectores GM sufren de tiempos muertos extremadamente largos, del orden de diez a cientos de microsegundos. Por esta razón, los contadores GM son raramente usados cuando se requieren mediciones muy precisas en el conteo de razones mayores a algunos cientos de conteos por segundo. Un contador GM portátil se podría paralizar si el campo de radiación es muy alto y llevar la medición a cero.

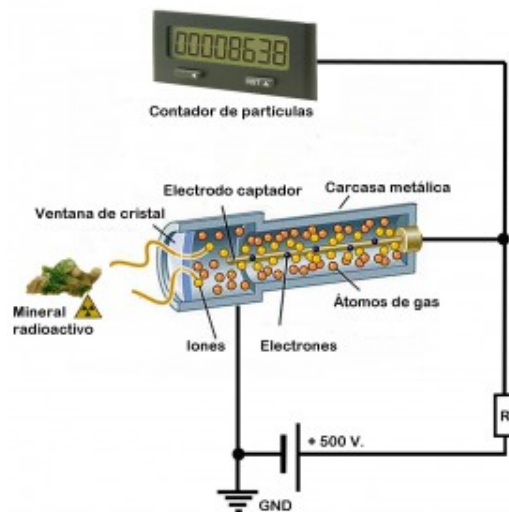


FIGURA 21 CONFIGURACIÓN DE UN CONTADOR GEIGER-MULLER. (33)

3.2 DETECTORES CENTELLADORES

Los detectores centelladores son del tipo que se utiliza en las cámaras gamma o los escáneres de isotopos. Estos emiten luz visible o ultravioleta después de la interacción de la radiación ionizante con el material y este flashazo es convertido en un pulso eléctrico por un tubo fotomultiplicador.

Los primeros científicos que trabajaron con radioactividad se dieron cuenta de que algunas sustancias, como el sulfato de zinc o el diamante, se volvían luminiscentes cuando se exponían a rayos X. La sustancia más utilizada es el yoduro de sodio, el cual tiene dos ventajas: puede crecerse como cristales largos, y es transparente, de forma que los flashazos de luz pueden escapar para después ser contados. Antes de que el rayo de luz sea producido un rayo X o gamma deberá ser absorbido por uno de los tres procesos existentes, y su energía transferida a un electrón. Este electrón perderá su energía por una serie de interacciones con las moléculas del yoduro de sodio. A su vez estas interacciones provocaran que los electrones del yoduro de sodio se exciten subiendo a un nivel más alto de energía, cuando esta energía es liberada y los electrones regresan a su estado base, se crean fotones de luz. La intensidad de cada rayo de luz es proporcional a la energía que el electrón produjo por el rayo gamma adquirido, y el contador centellador es capaz de medir no solo el número de rayos gamma absorbidos si no también su energía.

Como ya se ha dicho previamente existen materiales centelladores en la naturaleza, sin embargo también existen los centelladores inorgánicos que pueden ser fabricados en un laboratorio, dopando ciertos plásticos con elementos específicos para así poder definir el rango de energías que se busca detectar.

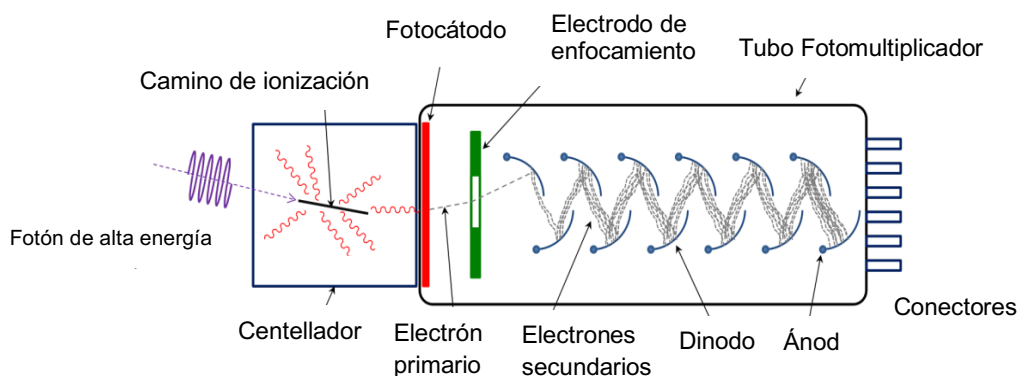


FIGURA 22 ESQUEMA DE UN PLÁSTICO CENTELLADOR JUNTO AL TUBO FOTOMULTIPLICADOR. (34)

3.2.1 TUBOS FOTOMULTIPLICADORES

Los tubos fotomultiplicadores son dispositivos que nos ayudan a amplificar una señal óptica débil, ya sea luz visible o ultravioleta estos dispositivos aumentan de manera proporcional la señal de entrada.

El funcionamiento de estos consiste en una serie de dinodos en un tubo que se encuentran a distintos voltajes unos de otros, cuando los fotoelectrones entran y chocan con cada uno de estos dinodos la cantidad de estos se ve incrementada en un número que es proporcional al voltaje de las placas generando electrones secundarios.

Al final del tubo se encuentra el electrodo colector, este absorbe el pulso del último dinodo y lo manda al preamplificador que nos da un resultado inicial de la amplificación de la señal.

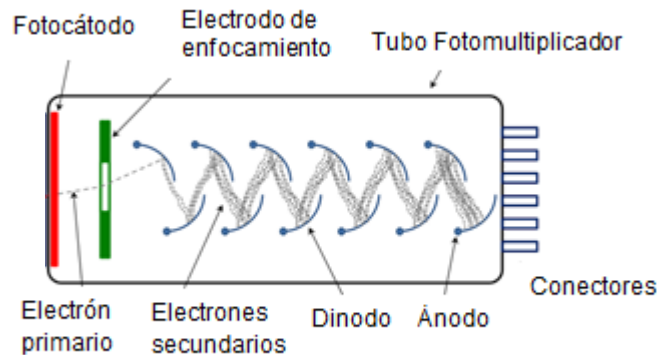


FIGURA 23 ESQUEMA DE TUBO FOTOMULTIPLICADOR. (35)

3.2.2 FOTODIODOS

Un fotodiodo es un semiconductor de unión pn que es sensible a la luz visible e infrarroja, este conduce una corriente eléctrica proporcional a la cantidad de luz incidente. Los fotodiodos tienen una lente en uno de sus extremos que ayuda a que la luz incidente se detecte de mejor manera. Por lo general estos elementos se fabrican en Silicio (este material lo hace sensible a la luz, Germanio (lo hace sensitivo a la luz infrarroja), sulfuro de plomo y Indio, galio o arsénico).

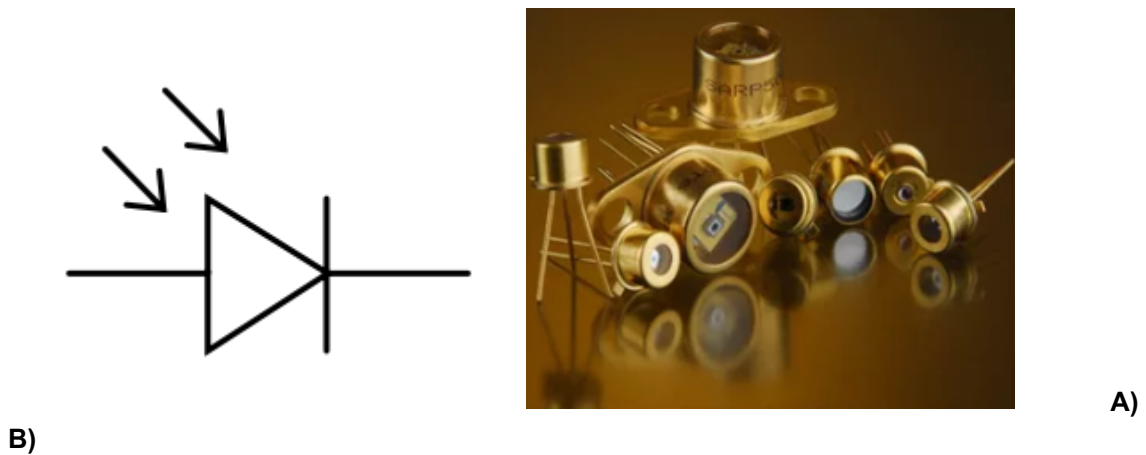


FIGURA 24 A) SIMBOLO QUE REPRESENTA AL FOTODIODO Y B) FOTODIODOS.

3.3 DETECTORES SEMICONDUCTORES

Los semiconductores son materiales cristalinos en los cuales las conductividades eléctricas son menores a las de los metales, pero mayores a los aislantes cristalinos. El silicio y el germanio son los materiales semiconductores más comunes.

3.3.1 CCD (CHARGED COUPLED DEVICE)

Los detectores CCD, al igual que las celdas fotovoltaicas, se basan en el efecto fotoeléctrico, ya explicado previamente, y que es a grandes rasgos la conversión espontánea de luz recibida en corriente eléctrica que ocurre en algunos materiales. La sensibilidad del detector CCD depende de la eficiencia cuántica del chip, la cantidad de fotones que deben incidir sobre cada detector para producir una corriente eléctrica. Cuando un gran número de capacitores tipo MOS son colocados uno cerca del otro para formar una línea de sensores, la carga se mueve a través del dispositivo por la manipulación de los voltajes de las puertas de los capacitores en ese patrón, lo que causa que la carga se pase de un capacitor al siguiente. La traslación de carga dentro del silicón se acopla de manera efectiva a los patrones de tensión aplicados a la estructura externa del electrodo, las bases para el término “dispositivo de carga acoplada” Figura 25.

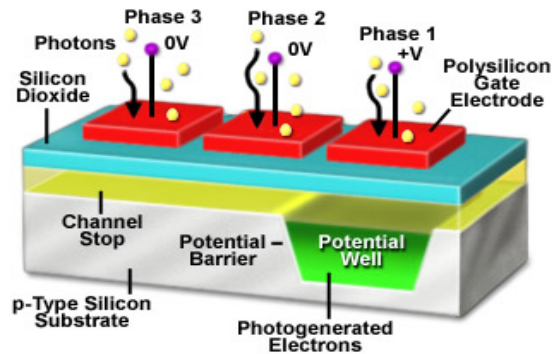


FIGURA 25 DESCRIPCIÓN GRÁFICA DE LA ESTRUCTURA DE UN CCD (36)

El número de electrones producido es proporcional a la cantidad de luz recibida. El funcionamiento de los CCD puede ser visualizado como un conjunto de cubetas (píxeles) llenándose con agua de lluvia (fotones), cada fila de cubetas se expone el mismo tiempo debajo de la lluvia. Las cubetas se llenarán con distintas cantidades de agua, y el CCD leerá una cubeta a la vez. Este proceso se inicia vertiendo el agua en la siguiente columna vacía. Esta columna de cubetas transfieren el agua hasta el píxel del final donde la electrónica de la cámara lee ese píxel y lo convierte en un número que puede ser leído y almacenado por la computadora (37) (36).

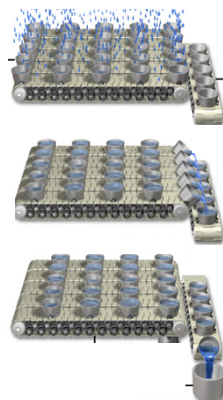


FIGURA 26 REPRESENTACIÓN DE LLENADO DE PÍXELES CON ANALOGÍA DE CUBETAS (36).

Los dispositivos CCD y sus aplicaciones a la tecnología han ido en aumento, con un increíble progreso, especialmente los sensores de imagen y en las mediciones que no requieren contacto. El CCD se ha convertido en un dispositivo altamente

sensitivo que es usado en muchas áreas; en cámaras digitales, sensores de imagen, escáneres ópticos, detección de rayos x entre otros. (38)

3.3.2 DETECTOR DE PANEL PLANO (FLAT PANEL IMAGER)

Los detectores de panel plano son un tipo de dispositivos de estado sólido para radiografía digital de rayos X, estos tienen un principio de funcionamiento similar al de los sensores utilizados en fotografía digital y video. Existen 2 tipos diferentes de detectores planos, los detectores directos y los indirectos.

Los detectores directos son aquellos que convierten directamente los rayos X en una carga. La capa externa de la pantalla plana en este diseño es típicamente un electrodo de polarización de alta tensión. Fotones de rayos X crean pares electrón-hueco en a-Se, y el tránsito de estos electrones y huecos depende del potencial de la carga de tensión de polarización.

Los detectores planos indirectos son los que una vez que son radiados con rayos X éstos convierten esa radiación en luz a través de un material centellador, puede estar fabricado con oxisulfuro de gadolinio o de yoduro de cesio, estos sensores tienen exactamente el mismo tamaño de la imagen que se captura. Éstos son bien aceptados para imagenología digital en aplicaciones médicas, tienen un tamaño compacto, un acceso inmediato a la imagen digital y una alta calidad de imagen. (39)

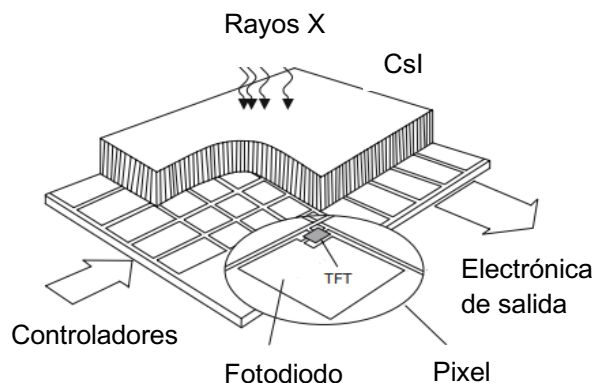


FIGURA 27 ESQUEMA DE UN DETECTOR DE PANEL PLANO INDIRECTO. (40)

Un detector plano se conforma de tres partes principales Figura 27 el material centellador, un conjunto de fotodiodos y la electrónica de lectura. Cuando el material centellador se expone a los rayos X, el rayo es absorbido y convertido en luz visible, esta luz a su vez es convertida en una carga eléctrica por los fotodiodos, donde cada fotodiodo representa un pixel. La carga en cada pixel es leída por la electrónica, convertida en una señal digital y enviada a un procesador de imágenes.

3.3.3 MAPS (MONOLITHIC ACTIVE PIXEL SENSOR)

Los MAPS integran un elemento de detección y la electrónica de procesamiento asociada en el mismo sustrato (System on chip).

Estos son sensores hechos con tecnología de CMOS, en estos días son utilizados en muchas aplicaciones para la generación de imágenes con luz visible y una alternativa a los CCD's. Las ventajas son en particular el bajo costo dado que son producidos en un proceso estándar y la posibilidad de un acceso aleatorio a cada pixel. El uso de esta tecnología para la detección de partículas cargadas es un reto debido a que solo la delgada capa epitaxial de silicón es el volumen sensitivo. Por otro lado, esto le permite adelgazar el sustrato a sus límites mecánicos para construir detectores de vértices con un bajo presupuesto (41).

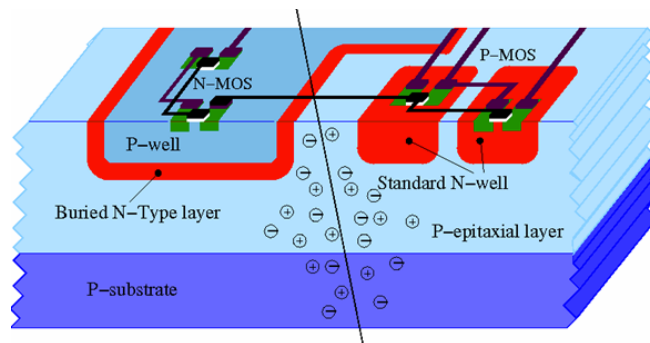


FIGURA 28 ESQUEMA DE LA CONFIGURACION DE UN MAPS (42)

3.3.4 SOI (SILICON ON INSULATOR)

En contraste con la tecnología CMOS, la tecnología SOI (Silicon on insulation) utiliza obleas que incluyen 3 capas distintas, una capa de cristal de silicio, sobre la cual se fabrican los circuitos integrados, una base de sustrato de silicio y una capa delgada de aislador que aísla eléctricamente la capa de cristal del sustrato. Este aislador delgado reduce la capacitancia parásita típicamente asociada con el circuito de un dispositivo y un sustrato en procesos convencionales de ensamblado. Los procesos para SOI pueden producir dispositivos que exhiben bajo consumo en potencia y altas velocidades de procesamiento. (43)

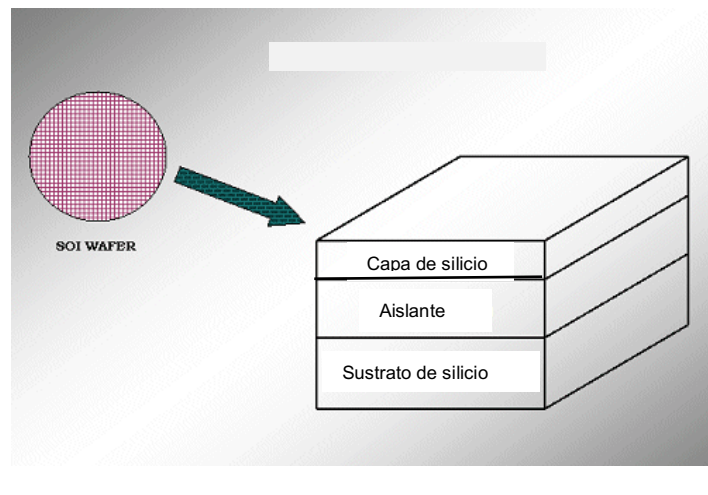


FIGURA 29 ESTRUCTURA DE LAS OBLEAS DEL SOI. (44)

Dependiendo de la cantidad de portadores de la capa del silicio sobre el aislante es el tipo de SOI que tendremos, si la capa de silicio no tiene portadores móviles (electrones o huecos) se le llama FD-SOI (SOI totalmente descargado); si la capa cuenta con presencia parcial de portadores entonces se le conoce como PD-SOI (parcialmente descargada). Los dispositivos FD-SOI ayudan en la creación de la miniaturización de dispositivos electrónicos mientras que la PD-SOI tiene sus ventajas en fabricación de transistores que operen a altas frecuencias.

Las obleas SOI tienen amplias aplicaciones en fotónica con la detección de luz estas pueden ser utilizadas por su estructura como guías de onda ópticas .

3.3.5 DETECTORES HÍBRIDOS

Los detectores híbridos son detectores que consisten en sensores de estado sólido contruidos con el método de bump bonding a un circuito integrado de lectura que es manufacturado de forma separada. Esto permite el uso del estado del arte industrial de los procesadores CMOS para realizar la electrónica de lectura combinada con un material sensitivo de su elección. Tiene la ventaja de permitir un ensamblado rápido. También provee una alta sensibilidad, bajo ruido, respuesta lineal y un amplio rango dinámico. (45)

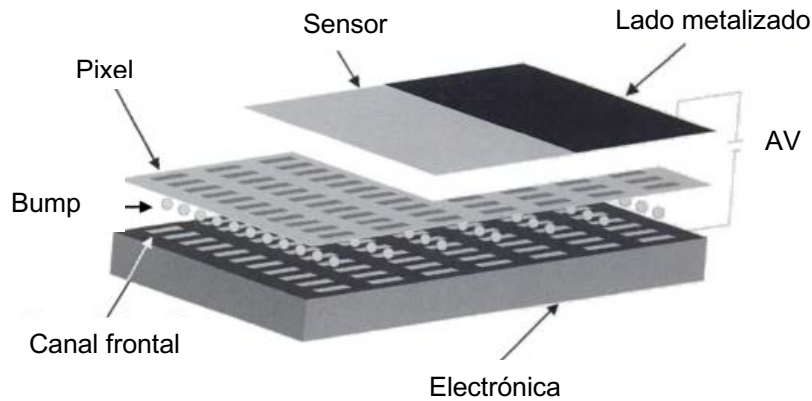


FIGURA 30 ESQUEMA DE UN DETECTOR HÍBRIDO (46)

Esta nueva clase de detector combina las virtudes de velocidad en un área de detección con la ventaja de bajo ruido y un extremadamente alto rango dinámico. Los primeros detectores pixel fueron diseñados y optimizados para el uso de sincrotrones. Desafortunadamente, debido en parte al costo, la recolección de datos y los problemas en integrar el software, estos detectores no han alcanzado el típico laboratorio universitario. (47)

3.4 PROCESAMIENTO DE SEÑALES

3.4.1 AMPLIFICACIÓN DE CARGA

Usualmente se utilizan amplificadores cascode en chips de pixel, esto debido a su simplicidad y a su eficiencia de carga. Existen 2 tipo de amplificadores el llamado

“straight” y el “folded”. El modelo straight es usualmente operado con una fuente adicional de voltaje para ahorrar potencia, con este amplificador es mas fácil alcanzar una impedancia mayor de salida. El modelo folded tiene una menor eficiencia de corriente pero esta diseñado para funcionar mejor con una retroalimentación en DC y un suministro bajo de operación.

3.4.2 DISCRIMINACIÓN DE CHOQUE

El discriminador es utilizado para detectar una señal pre amplificada que se encuentre por arriba del umbral definido. Este genera una señal digital que es enviada a lectura, y que de hecho puede ser utilizada mas adelante como la amplitud muestra de la señal.

La tarea del discriminador es amplificar una pequeña diferencia de potencial a una señal completa, por lo tanto se puede considerar como un amplificador de alta ganancia. Es bien sabido que los amplificadores de alta ganancia se obtienen con el paso de señales bajas a través de distintos escalones de voltajes.

3.4.3 CHIPS Y EL ALMACIENAMIENTO DE DATOS

En el comienzo de los chips de pixel estaban considerados para una baja tasa de interacción, por lo que no estaban diseñados para almacenar información, cada vez que ocurría una colisión esta era leída.

Cuando se comenzó con experimentos en altas energías en donde había mayor numero de colisiones se recurrió al almacenaje de datos, sin embargo, no todos los eventos contienen información relevante. Una selección de eventos potencialmente interesantes debe hacerse a través de otros detectores. Esta decisión de *trigger* se basa en el análisis de otros miles de canales de detectores que se tardan microsegundos en procesar la señal. El almacenamiento de la colisión solo requiere el tiempo de detección o en otras palabras supresión cero. Solo la información de la colisión del trigger es enviada al DAQ del experimento.

3.5 TIMEPIX Y MEDIPIX

El Timepix es un detector de la familia de los híbridos, estos detectores como ya se comentó previamente fueron desarrollados originalmente para su aplicación en física de partículas. En este capítulo se hablara un poco de su historia, las generalidades de este detector, su funcionamiento y partes.

3.5.1 HISTORIA

Fue en los años 90 cuando en una colaboración entre 4 institutos que nace Medipix, para demostrarse el potencial de este detector. El primer prototipo del chip contador de fotones fue Medipix 1, este surge en 1997 con tecnología ASIC (Application-Specific Integrated Circuit) de proceso SACMOS (self-aligned contact CMOS), el diseño tecnológico fue evolucionando.

Desde entonces se continuaron los desarrollos, dando pie a la familia Medipix, naciendo Medipix2 y Timepix2 que cuenta con la nueva funcionalidad de tiempo o medición de amplitud. Después le siguieron Medipix3 y Timepix3, que además de sus primeras funcionalidades, el Timepix 3 es capaz de determinar los niveles de energía de manera individual para cada fotón detectado y que es un chip de lectura CMOS (Complementary metal-oxide-semiconductor, tecnología usada para circuitos integrados) de 0.013 mm con 8 capas de metal.

La colaboración Medipix tiene mas de 15 años gracias a la cantidad de aplicaciones que tiene este detector. Fue en año 2005 cuando se discutió la posibilidad de que el detector midiera tiempo de llegada de una partícula en lugar de fotones incidentes: así nació Timepix. Este detector nos permitió medir el tiempo de llegada, "time over treshold" o conteo de eventos de manera independiente para cada pixel. Timepix fue lanzado en 2006, dando como resultado una nueva gama de aplicaciones.

La colaboración Medipix3 se forma en 2005 para desarrollar este detector que hace posible disminuir los efecto de carga compartida, permitiendo a los pixeles comunicarse entre ellos de evento en evento. Mas allá de esto, a tecnología CMOS permite integrar 2 contadores en un solo pixel permitiendo que se tome una imagen mientras que la anterior esta siendo procesada.

Las aplicaciones de estos sensores se han ido incrementando con los años dando excelentes resultados en distintos campos de estudio.

3.5.2 MEDIPIX3

El Medipix3 mide 17.3 x 14.1 mm y se desarrollo utilizando un CMOS comercial de 0.13 mm con 8 capas de metal, el área sensitiva es una matriz de 256 x 256 pixeles de 55 μm cuadrados.

El detector implementa una novedosa arquitectura de suma de cargas, que fue demostrada en el prototipo de Medipix3. En este modo de operación, la carga en cada conjunto de 4 pixeles (cada pixel tiene dimensiones de 55 μm x 55 μm) se suma y se asigna al pixel con la carga mas grande asíncronamente evento por evento. De esta forma se mantiene la resolución espacial de 55 μm , mientras que se elimina la distorsión espectral debida a la difusión de cargas en el sensor. (48)

El detector es altamente configurable. Puede ser programado en modo Fine Pitch Mode (modo de pixel fino), donde el chip puede funcionar, ya sea con 4 umbrales por pixel en modo single pixel mode, o con 2 umbrales por pixel en el charge-summing mode, opcionalmente el chip se puede unir para tener un pixel de 110 μm que combina contadores y umbrales de 4 pixeles. Otro modo de operación es elegir si los pixeles sumaran las cargas o no. El modo single cada pixel funciona como un contador de fotones independiente a su vecino. En el modo de suma de carga se utilizan los circuitos de suma y la lógica de arbitraje. Incluso la matriz de pixeles puede ser programada en dos modos diferentes de ganancia. El modo alto, la linealidad es reducida pero el ruido de canal se mejora. Lo opuesto sucede con el modo de baja ganancia.

3.5.3 CELDA MEDIPIX3

Cada pixel contiene una parte análoga y otra digital, cada una se muestra en la Figura 31. La primera consiste en un condensador preamplificador de retroalimentación dónde la carga de entrada es integrada, un conformador de onda que procesa la salida del preamplificador y dos discriminadores de umbral, el THL (Low Thershold) que define el umbral global bajo y el THH (High Thershold) que define el alto.

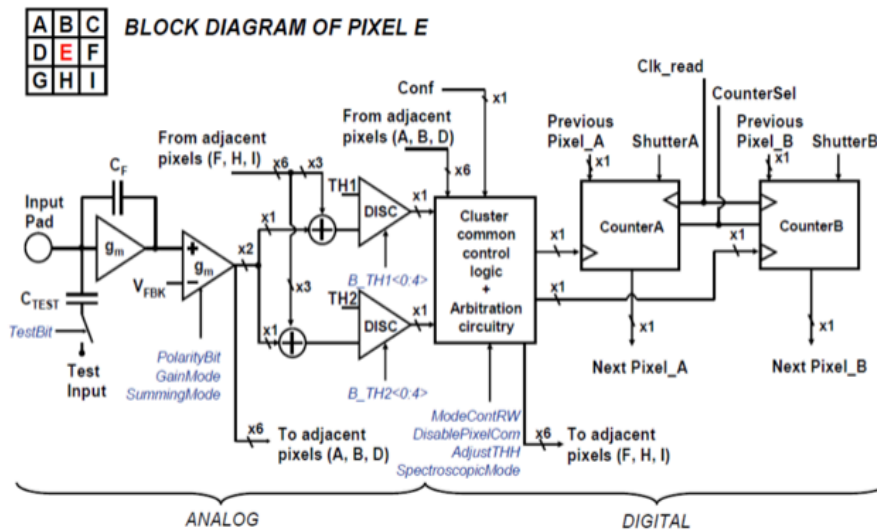


FIGURA 31 ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO DE MEDIPIX3. (49)

La carga colectada por el pixel, es integrada por un amplificador sensitivo de carga (CSA). A la salida de este la señal se filtra con una curva semi-gaussiana de primer orden, que sirve como filtro de ruido y como transconductante. La curva también acopla la salida del preamplificador al resto del circuito y hace el sistema menos sensible a variaciones de este.

3.5.4 TIMEPIX

El chip Timepix es una versión modificada de Medipix3 el bloque básico de construcción de este detector consiste en un pequeño volumen de sensor que está conectado de manera individual a su propia electrónica por el proceso de bump bonding, de ahí el nombre de detector híbrido. Juntando varios cientos de estos sensores individuales somos capaces de cubrir un área de algunos centímetros cuadrados. Timepix se desarrolló por miembros de la colaboración del CERN. Este detector está compuesto por un arreglo de 256×256 pixeles, abarcando un área de $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$, cada uno con su propia electrónica. El detector puede funcionar en cualquiera de las siguientes 3 modalidades: ToT (Time Over Treshold), Energy mode, y Counting mode. Cada una de estas se describe más adelante.

Todo el sistema de detección consiste en 3 distintas partes, empezando por la ya mencionada previamente, el bloque híbrido, seguido de una interfaz FitPix, y de un software de visualización, PixetPro.

3.5.5 BUMP BONDING

El proceso de bump bonding se utiliza ampliamente en nuestros días debido a la alta necesidad de hacer más compactos los dispositivos. Las técnicas de bump bonding que han sido probadas y que funcionan en el área de física de partículas utilizan soldaduras de electro chapado o indio depositado por evaporación.

El proceso de bump bonding se conoce como Flip Chip o C4 (Controlled Collapsed Chip Connection) por sus siglas en ingles, el proceso consiste en unir a través de esferas de soldadura las dos partes de un circuito.

Para realizar este proceso, primero se crea un circuito integrado en una oblea electrónica, los “pads” son metalizados en la superficie de los chips para después depositar una esfera de soldadura en cada uno, una vez realizado el deposito se giran los chips para colocar las esferas en contacto con el circuito integrado, debido a que las esferas ya están solidas para este punto se ablandan utilizando aire caliente y así poder asegurar el contacto, ya realizado se rellena el espacio entre ambas placas con un aislante eléctrico. Figura 32

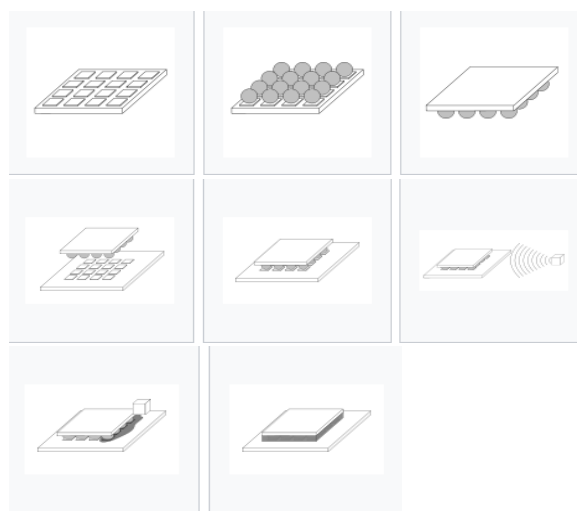


FIGURA 32 ESQUEMA DEL PROCESO DE BUMP BONDING

3.5.6 FUNCIONAMIENTO

Cuando la carga entra en el pixel del detector a través del bump bonding, esta es integrada en el capacitor de retroalimentación del preamplificador donde la señal está lista para ser procesada, en el discriminador se fija un umbral para la energía mínima necesaria para marcar un evento. El discriminador puede dar 2 pulsos, uno si la señal está por arriba del umbral y otro si está por debajo, si la señal está por arriba, el detector cuenta con un reloj que es de suma importancia, y que según el modo en el que estemos operando se contará ese evento, ya sea medipix mode o ToT.

Cuenta con un contador externo que activa el conteo de eventos, su consumo es de 425 mW a un voltaje de 2.2 V, el ruido medio es de aproximadamente 100 e-rms, la mínima señal que es capaz de detectar es aproximadamente 650 e- y la variación de umbral residual después de la sintonización es de 35 e-rms y por último la mínima señal que puede ser detectada por todos los pixeles se aproxima a 650 e-.

La parte análoga del detector se conforma por: Preamplificador, discriminador y un ajuste de umbral de 4 bits. Mientras que la parte digital tiene, un TSL (Timepix Synchronization Logic), registro de desplazamiento de 14 bits, lógica de control de desbordamiento, buffer de pixeles y el registro de configuración de pixeles de 8 bits (PRC).

La celda contiene aproximadamente 550 transistores.

A pesar de que este detector es muy similar a medipix3, tiene con algunas diferencias notables:

- Hay un umbral único con ajuste de umbral de 4 bits.
- Cada pixel se puede configurar en uno de los 3 diferentes modos de operación, Medipix, Timepix o ToT, de lo que se hablara mas adelante.
- El reloj de conteo está sincronizado con el reloj externo de referencia.

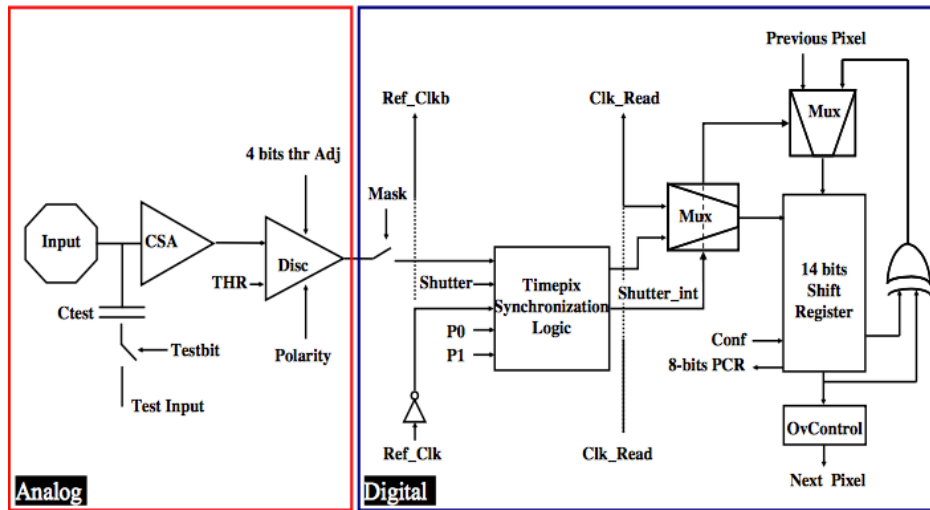


FIGURA 33 ESQUEMA DEL CIRCUITO DE TIMEPIX. (50)

3.5.7 MODOS DE DETECCION

El detector consiste en 3 modos distintos de detección, a continuación se describe cada uno.

1. Conteo de eventos: el contador se incrementa cada vez que un pulso que se encuentra por arriba del umbral entra al detector, el pixel tiene la misma funcionalidad que Medipix2.
2. Tiempo de llegada: El contador se incrementa con el reloj para cada pulso del que se registra su tiempo de llegada con una resolución por debajo de los 20 ns.
3. Tiempo sobre el umbral (T o T), proporciona información sobre la carga total depositada en un píxel durante el tiempo de apertura del obturador, esto es tiempo en el que el voltaje del preamplificador esta sobre el umbral. En estos dos últimos modos los ciclos del reloj se cuentan. (51)

En este proyecto se utilizo el modo ToT para poder medir el equivalente a la cantidad de carga que paso a través de nuestras muestras, dándonos una correspondencia con la densidad del tejido.

ARREGLO EXPERIMENTAL Y TOMA DE DATOS

En este capítulo se explicará los métodos que se utilizaron para realizar cada uno de los experimentos que se llevaron a cabo a lo largo de esta tesis, se mostrarán los arreglos experimentales que se hicieron y su funcionamiento.

4.1 CARACTERIZACIÓN DE SISTEMA DE PÍXELES

La interface que se utilizó aquí está diseñada para adquirir y procesar señales de 10 bits de ADPs. La arquitectura de la interface contiene varios bloques para remover las típicas perturbaciones debidas a la variación de temperatura en la electrónica. El sistema de procesador de datos es capaz de realizar lecturas continuas, identificar un pulso válido, rechazar fallos del sistema y comprimir la información sin pérdidas.

Las señales son comprimidas en el bloque de compresión de datos que elimina toda la información que se encuentre por debajo del voltaje umbral e identifica un pulso cuando 3 datos consecutivos se encuentran por arriba de este. Así después cada pulso es etiquetado con una estampa de tiempo, número de muestras y número de evento para después poder hacer reconstrucción.

Todos los pulsos están almacenados en un buffer multieventos con un ancho de banda de 200 Mbytes/s. En el modo continuo la tasa máxima de datos es de 40 MHz, donde todas las señales que provienen de los ADCs son almacenadas en un puerto dual, donde la frecuencia máxima de lectura es de 300 MHz. La interface puede generar una señal de calibración que puede ser utilizada para detectar errores en cualquiera de los bloques. El sistema ha sido probado con detectores de partículas basados en APDs y PTMs inicializado con muones atmosféricos. La interface está diseñada para procesar volúmenes grandes de datos sin tener pérdida de información. La señal de salida es la misma sin importar si es un PTM o un ADP lo que está conectado a la entrada de la interface. La velocidad máxima esperada para

un solo canal es de 260 bits/evento con más de 8 canales permitidos en una sola interfaz FPGA. Figura 34

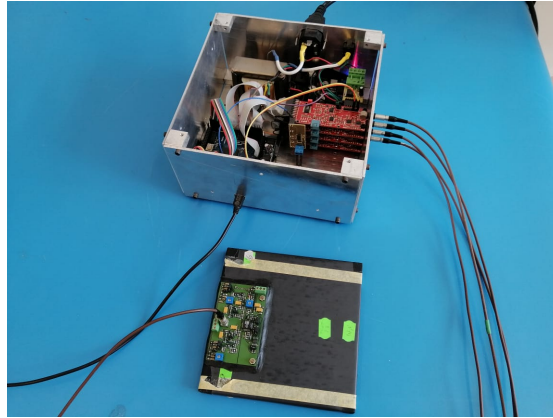


FIGURA 34 ARREGLO EXPERIMENTAL DE LA INTERFACE.

4.2 CARACTERIZACIÓN DE MUESTRAS DE TEJIDO EQUIVALENTE.

En esta etapa se buscó realizar una caracterización de los tejidos equivalentes con las cuentas que utiliza Timepix en su modo ToT.

Esta caracterización se realizó utilizando una fuente de rayos X odontológica GNATUS, que funcionaba a 70 KeV con una corriente de tubo de 0.06 mA, un blanco de tungsteno y un punto de emisión de .8x.8 mm, que se encontraba después de un colimador construido en el laboratorio, este consistía en 2 placas de aluminio de 3mm de espesor cada una para una atenuación del rayo del 99% y con una apertura en el centro de las placas de 3x3 cm. El detector, conectado a todos sus componentes

Figura 37, se colocó a una distancia de 5 cm del tubo de rayos X, entre ellos se colocaron las muestras de tejido equivalente CIRS(© 2020 Computerized Imaging Reference Systems, Inc.) ver Figura 35 del fantoma de densidad electrónica modelo 062M, pulmón inhalando, pulmón exhalando, 3 densidades de hueso, grasa, pecho, músculo, agua y aire, para ser radiadas.

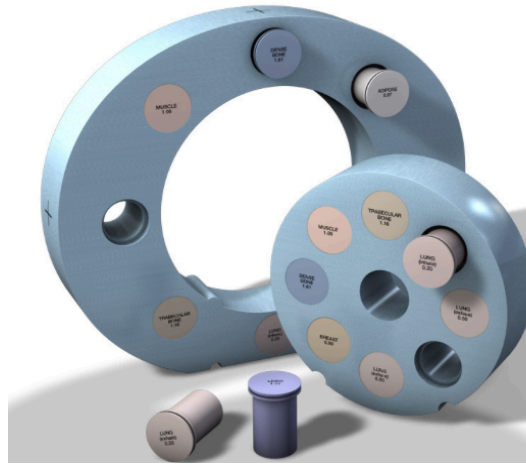


FIGURA 35 FANTOMAS DE CIRS UTILIZADOS PARA LA CARACTERIZACIÓN DE TEJIDOS



FIGURA 36 PARTES DEL DETECTOR TIMEPIX



FIGURA 37 DETECTOR TIMEPIX YA CONECTADO A TODOS SUS COMPONENTES

La imágenes fueron obtenidas con el software PixetProFigura 38. Cada muestra fue radiada 10 veces con la corriente de tubo mas baja 0.06 mA en el modo ToT. Con rapidez de 1 cuadro por segundo y un umbral de 10 eV. El modo ToT permite al detector medir directamente la energía en cada pixel utilizando un umbral definido. La cantidad de energía depositada en el pixel funciona como en un capacitor. El tiempo de descarga de éste hasta que vuelve a alcanzar el umbral es la cuenta en ese pixel. El voltaje Bias utilizado para este experimento fue de 100V. Los disparos consecutivos y los datos obtenidos se guardaron en diferentes archivos.

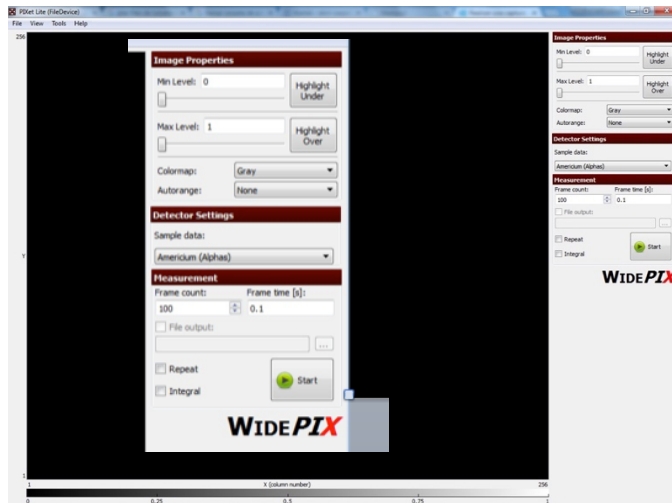


FIGURA 38 INTERFACE DEL SOFTWARE PIXETPRO

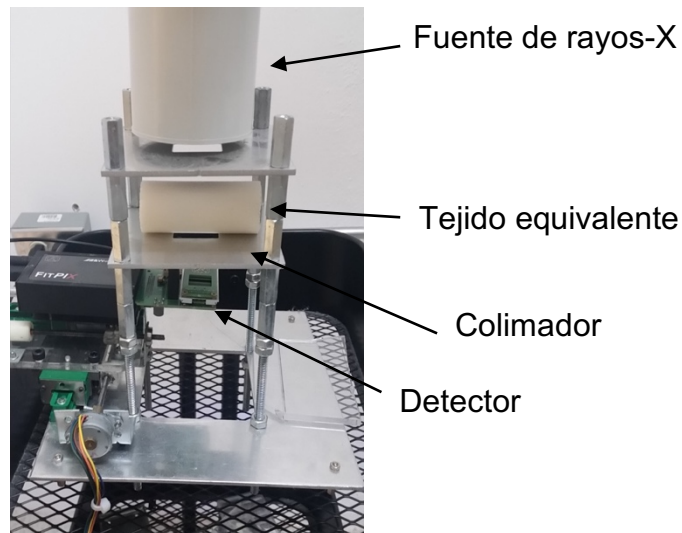


FIGURA 39 ARREGLO EXPERIMENTAL PARA LA CARACTERIZACIÓN DE TEJIDOS EQUIVALENTES.

4.3 IMÁGENES EN MASTOGRAFO PARA COMPROBACION DE CARACTERIZACION

En esta etapa del experimento se utilizó para radiación una máquina de mastografía Selenia Dimensions (© Copyright 2020 Hologic, Inc.). Con un filtro de Ag (plata). Utilizando diferentes valores de corriente y voltaje (40 mA, 50 mA, 55 mA, 63 mA y 24 Kv, 32kV y 38 kV) hasta , se radió un fantoma modelo Herceptin. El fantoma, de la marca Roche, es un fantoma que se utiliza para inspección de cáncer, éste tiene en su interior un tumor, un fibroadenoma y un conducto.

El arreglo consistió en colocar el fantoma sobre una placa compresora a 4.2 cm (distancia exacta para que entre la placa compresora y la placa detectora del mastografo cupiera el detector Timepix) del detector del mastografo, el detector Timepix se coloco sobre la placa detectora. FIG

Se obtuvieron imágenes con ambos sistemas y bajo las mismas condiciones, utilizando el detector en modo ToT como en el caso anterior, se realizaron mediciones tomando un mismo voltaje y variando el amperaje y viceversa. Con Timepix se tomaron 10 frames de 1 segundo cada uno, con un umbral que vario entre los 5 KeV a los 15 KeV, según las condiciones del experimento. Dentro de alguna de esas imágenes adquiridas se encontraba el disparo de la máquina mastografica.

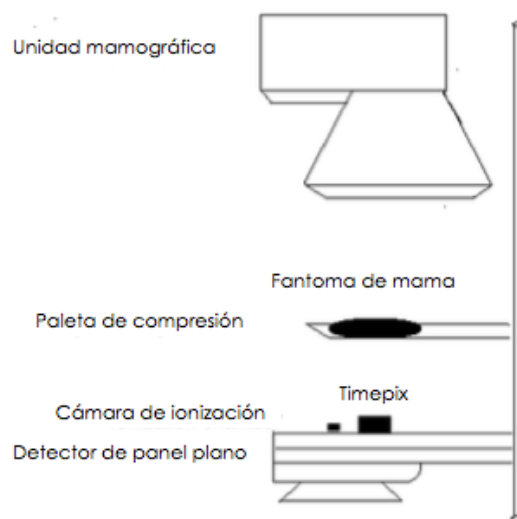


FIGURA 40 ARREGLO EXPERIMENTAL CON MASTOGRAFO

4.4 RECONSTRUCCIÓN EN CT

Para realizar una reconstrucción en CT es necesaria adquirir una serie de imágenes tomadas desde distintos ángulos. Entre mayor sea el numero de imágenes (y menor el ángulo entre cada una) mejor será la reconstrucción tomográfica. Para este arreglo se armo una base a donde se fijaba el fantoma a estudiar, quedando este de manera horizontal a la mesa, el detector Timepix se coloco debajo de la muestra, esta base estaba montada sobre un motor a pasos, este con su propio controlador. El paso mas chico que era capaz de dar el motor era de 3° por lo que se requerían de 120 tomas para poder dar toda la vuelta a la muestra, y desde arriba, apuntando hacia abajo a la muestra se coloco la fuente de rayos X GNATUS.

La muestra que se armo para este experimento fue una muestra ensamblada en el laboratorio que consistía de 2 materiales, calcio y acrílico (que simula la densidad del agua), se cortaron 3 partes, dejando el calcio entre 2 piezas de acrílico, y se unieron con silicón.

Una vez montada la pieza en el motor, se procedió a disparar con la corriente mínima de 0.06 segundos, después de cada disparo se presionaba el botón del controlador que lo hacia girar 3° y se repetía el proceso hasta dar toda la vuelta a la muestra.



FIGURA 41 FOTOGRAFÍA DEL FANTOMA CON UNA PARTE DE HUESO Y OTRA DE PULMÓN.

RESULTADOS

En este capítulo se presentan los datos analizados y los resultados de cada uno de los experimentos que se realizaron durante esta tesis.

5.1 CARACTERIZACIÓN DE SISTEMA DE PÍXELES

Señales digitalizadas de rayos cósmicos en plásticos centelladores fueron utilizadas como fuente de datos para probar la interface. Las señales vienen a 10 bits y 40 MHz ADC. La interface de procesamiento de datos realiza con éxito la adquisición de la señal digital a través de la implementación de las siguientes funciones: distribución de reloj, configuración de la adquisición de datos, formateo de los datos y transferencia al sistema de almacenamiento.

El sistema también es capaz de generar señales de prueba para propósitos de calibración.

Además de procesar y almacenar las señales, el valor máximo de cada una es encontrada y guardada. La Figura 42 y Figura 43 la muestran la distribución de amplitud para las señales de APD y el PTM respectivamente. Para los APDs el umbral mínimo es 4 cuentas ADC, la duración de la prueba es de 57 minutos y el voltaje bias óptimo es de 35.5 V. Para el PTM, el umbral mínimo de discriminación es de 4 cuentas ADC, la duración de la prueba es de 70 minutos y el voltaje óptimo de operación es de 700 V.

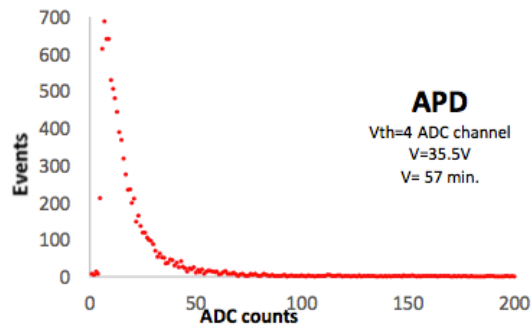


FIGURA 42 DISTRIBUCIÓN DE AMPLITUD DE LA SEÑAL APD

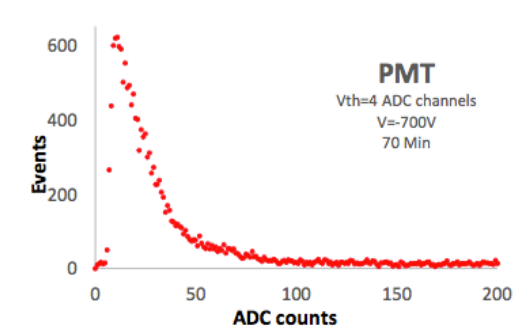


FIGURA 43 DISTRIBUCIÓN DE AMPLITUD DE LA SEÑAL PMT

5.2 CARACTERIZACIÓN DE MUESTRAS DE TEJIDO EQUIVALENTE

Los datos obtenidos durante los disparos de los rayos X fueron analizados utilizando el programa MatLab (MathWorks ®) se tomó la parte central de la matriz de datos (la parte central del cilindro), para así poder considerar un espesor lo mas homogéneo posible, una vez tomada esta parte de los datos se escribió un algoritmo para poder hacer un histograma de cada uno de los fantomas, a cada uno de estos se le realizo un ajuste y el calculo de su FWHM (Full With at Half Maximum) utilizando la definición:

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln 2}\sigma = 2.35482\sigma$$

Donde σ es la desviación estándar. Apéndice 1. Esto para encontrar el ancho característico de cada una de estas curvas. Las graficas presentadas son de ToT Vs Numero de eventos, y normalizadas al valor máximo.

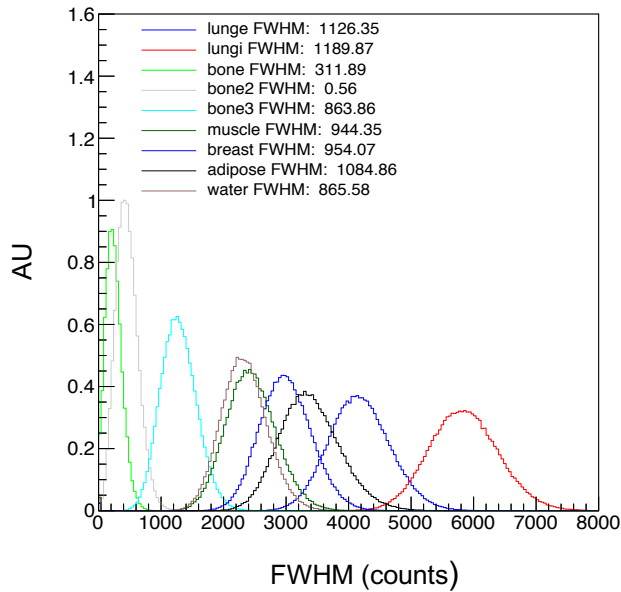


FIGURA 44 CURVAS CARACTERÍSTICAS DE CADA UNO DE LOS TEJIDOS EQUIVALENTES.

En la siguiente tabla se muestran los valores de densidad de masa, densidad electrónica relativa y el valor FWHM encontrado para cada uno de los tejidos del estudio. (52)

Tejido	Densidad másica (g/cc)	Densidad electrónica relativa	FWHM (u)
Air	0	0	1341
Lung Inhale	0.2	0.19	1280
Lung Exhale	0.5	0.489	1126
Adipose	0.96	0.949	1084
Breast	0.99	0.976	953
Muscle	1.06	1.043	915
Water	1	1	842
Bone3	1.16	1.117	644
Bone2	1.53	1.456	412
Bone1	1.82	1.695	341

Con los datos obtenidos se realizo una grafica análoga a la ya conocida en CT para estudios.

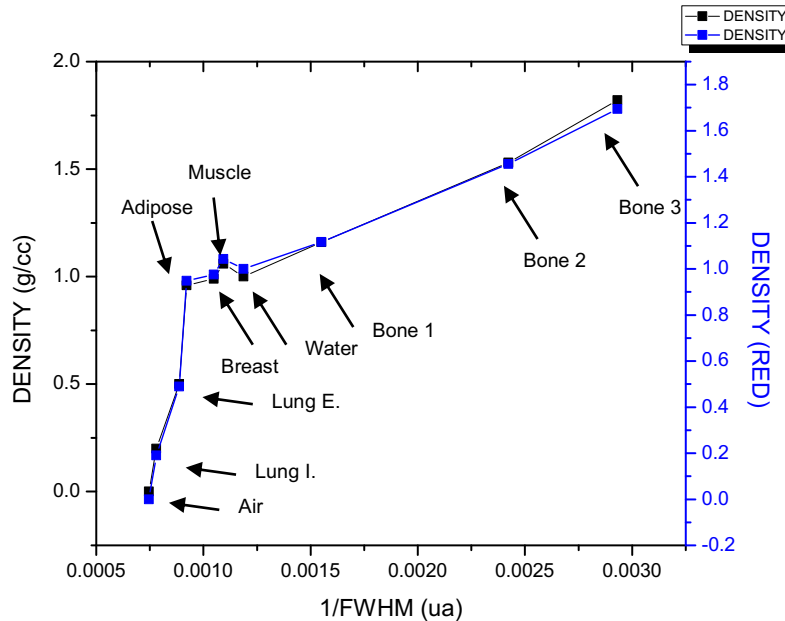
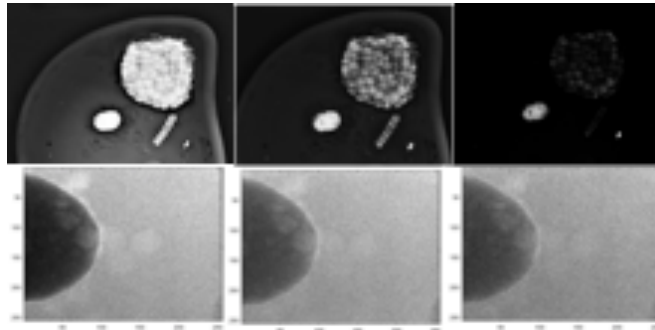


FIGURA 45 GRAFICA DE 1/FWHM VS DENSIDAD.

5.3 IMÁGENES DE MASTOGRAFO PARA COMPROBACION DE CARACTERIZACION

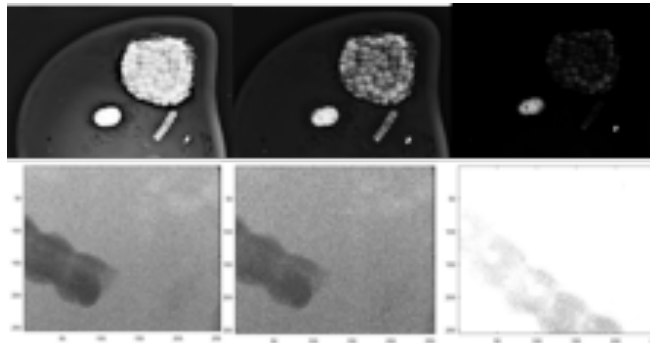
Los resultado de esta sección son los correspondientes a la comprobación de la caracterización, realizando un estudio con el fantoma y la máquina mastografica verificamos si somos capaces de distinguir entre diferentes tejidos con nuestro detector, además de corroborar la calidad de imagen con CNR y SNR.

Se muestran primero las imágenes del fantoma tomadas con el mastografo, comparando con uno de los tejidos tomada por el Timepix a diferentes voltajes y amperajes.



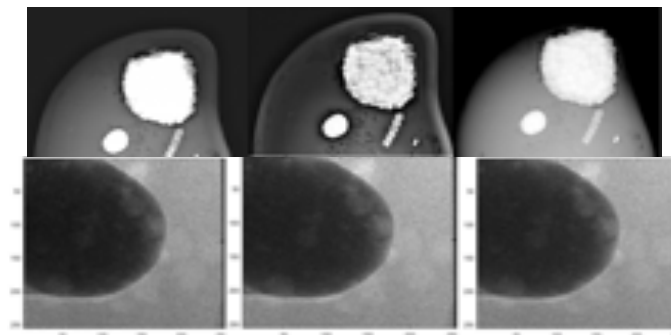
24 Kv 55Ma 32Kv 55mA 38Kv 55mA

FIGURA 46 IMÁGENES TOMADAS CON SELENIA DE TODO EL FANTOMA E IMÁGENES DEL TUMOR TOMADAS CON TIMEPIX, MISMA CORRIENTE Y VARIANDO EL VOLTAJE.



24 Kv 55Ma 32Kv 55mA 38Kv 55mA

FIGURA 47 IMÁGENES TOMADAS CON SELENIA DE TODO EL FANTOMA E IMÁGENES DEL CONDUCTO TOMADAS CON TIMEPIX, MISMA CORRIENTE Y VARIANDO EL VOLTAJE



24Kv 40mA 24Kv 50mA 24Kv 63mA

FIGURA 48 IMÁGENES TOMADAS CON SELENIA DE TODO EL FANTOMA E IMÁGENES DEL TUMOR TOMADAS CON TIMEPIX, MISMA VOLTAJE Y VARIANDO LA CORRIENTE.

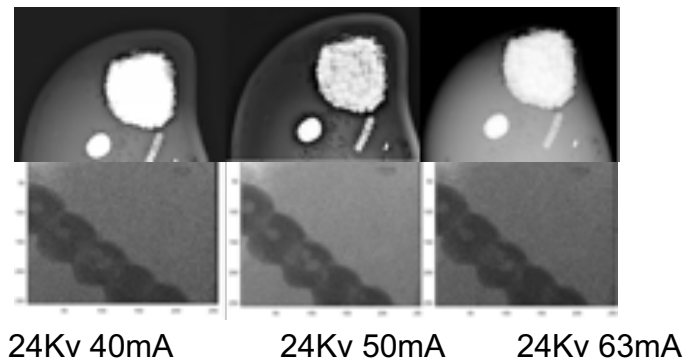


FIGURA 49 IMÁGENES TOMADAS CON SELENIA DE TODO EL FANTOMA E IMÁGENES DEL CONDUCTO TOMADAS CON TIMEPIX, MISMA VOLTAJE Y VARIANDO LA CORRIENTE.

A continuación se presentan las tablas de SNR y CNR para cada tejido, a diferentes voltajes y Corrientes y su comparación con el mastógrafo.

TABLE 1 DATOS DEL TUMOR

55 mA	24 kV	32 kV	38 kV
Timepix	SNR= 15.52 CNR=9	SNR= 13.89 CNR=7.2	SNR= 15.11 CNR=6.9
Selenia	SNR=18.32 CNR=11.52	SNR= 71.9 CNR=13.7	SNR=21.23 CNR=12.2
24 kV	40 mA	50 mA	63 mA
Timepix	SNR= 16.31 CNR=7.66	SNR= 14.96 CNR=7.42	SNR= 14.28 CNR=6.41
Selenia	SNR=33 CNR=18.92	SNR= 15.84 CNR=13	SNR=16.92 CNR=

TABLE 2 DATOS DEL CONDUCTO

55 mA	24 kV	32kV	38kV
Timepix	SNR=14.34 CNR=7.3	SNR=11 CNR=5.22	SNR=10 CNR=3.72
Selenia	SNR=32 CNR=24.3	SNR=15.46 CNR=17.9	SNR=63 CNR=27.53
24 kV	40 mA	50 mA	63 mA
Timepix	SNR= 12.42 CNR=4.9	SNR= 17.17 CNR=7.5	SNR= 14.34 CNR=6.55
Selenia	SNR=27 CNR=10.26	SNR= 19.84 CNR=15.41	SNR=41.3 CNR=

TABLE 3 DATOS DEL FWHM MEDIDO CON TIMEPIX Y EL FWHM DE LA CARACTERIZACIÓN PREVIA.

Tejido	FWHM medido	Caracterización	HU(medido con el mastografo)
Breast	767	Entre grasa y pecho	-137 (grasa)
Tumor	660	Entre hueso 1 y agua	344 (tejido blando/hueso)
Fibroadenoma	511	Entre hueso 1 y 2	231(tejido blando)
Conduct	860	Entre hueso 1 y agua	230 (tejido blando)

5.3 RECONSTRUCCIÓN EN CT

En la reconstrucción de CT se escribió un algoritmo en Matlab para poder hacer el análisis de los datos. Se necesitaron las 60 imágenes que se tomaron, de 3 grados en 3 grados de 0 a 180, una vez tomadas estas imágenes se utilizaron con un algoritmo para tomar la misma línea en cada matriz y realizar un senograma. Una vez creado el senograma se procedió a utilizar la transformada de Radón para hacer

la reconstrucción tomográfica (Apéndice 2). A continuación se presenta la imagen reconstruida del fantoma.

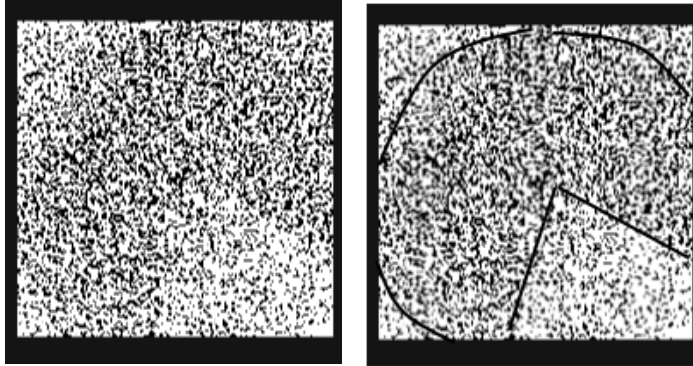


FIGURA 50 IMAGEN DE LA RECONSTRUCCIÓN, IZQUIERDA, IMAGEN DE LA RECONSTRUCCIÓN SEÑALANDO EL FANTOMA, DERECHA.

DISCUSION Y CONCLUSIONES

Se realizaron diferentes proyectos con Timepix a lo largo de este tiempo, en los resultados se puede ver que algunos tuvieron mejores resultados que otros. En esta sección discutiremos cada uno de ellos y se dará una conclusión.

6.1 CARACTERIZACIÓN DE SISTEMA DE PÍXELES

La interface FPGA construida fue utilizada con éxito para lectura, discriminación, dar formato y transferir señales producidas por un PTM y por un APD acoplados a plásticos centelladores. Este es el primer prototipo desarrollado como interface de detección de rayos cósmicos usado en física de altas energías.

Esta interface puede ser utilizada para mayor rapidez en detectores, además de ser de tamaño reducido que es ideal para aplicaciones donde el espacio y el acceso al detector es restringido.

Esta interface de procesamiento es algo novedoso en su forma de adquirir la información de un detector basado en plástico centellador para probar y verificar el correcto funcionamiento de una sección específica de un detector de múltiples canales o de un solo canal.

La limitante de esta interface es que solo tiene implementado un canal y sería necesarios múltiples paneles para aplicaciones de múltiples canales.

6.2 CARACTERIZACIÓN DE TEJIDO EQUIVALENTE

Esta parte del proyecto nos dio una clara idea de que el detector es capaz de distinguir entre diferentes tipos de tejidos, se tuvo que realizar una correspondencia entre las unidades Hounsfield y las cuentas del detector. Y se pudo observar que la relación y el comportamiento de nuestro detector es el mismo que para las unidades Hounsfield utilizadas en CT. Gracias a esto fuimos capaces de generar una tabla de valores correspondientes a cada tejido de acuerdo a las cuentas Timepix para futuros estudios. De ser posible lo ideal sería realizar la caracterización de estos fantasmas con el tomógrafo. Para de esta forma encontrar las unidades Hounsfield exactas a cada uno, y poder compararlos. Sin embargo nos fue imposible hacer eso en esta ocasión por la poca accesibilidad a los materiales y los cortos periodos de tiempo.

6.3 IMÁGENES DE MASTOGRAFO

Las imágenes obtenidas con el mastografo fueron de buena calidad, considerando el hecho de que las imágenes son imágenes crudas sin post procesamiento. Con las que somos capaces de distinguir claramente entre los diferentes tipos de tejidos con una resolución de $55 \mu\text{m}$, existen valores de Kv y mA para los que las imágenes no son muy claras. Sin embargo se considera que se pueden mejorar si se juega un poco mas con el umbral y valores de voltaje de bias. A pesar de eso, existen voltajes y amperajes en los que las imágenes tienen SNR y CNR parecidos a los que nos arroja el mastografo (55mA 24 Kv). Para trabajo a futuro es necesario implementar un sistema de ubicación del fantoma respecto a los detectores para de esta forma garantizar imágenes igualmente centradas, así como para optimizar el uso del mastógrafo. Ya que se perdía mucho tiempo en eso. Es necesario asegurar la homogeneidad en los disparos del mastografo, ya que incluso siendo un equipo comercial se presentaban anomalías en las dosis depositadas y era necesario repetir el disparo.

De las desventajas que se tuvieron fue el área de imagen que nos da el Timepix dejándonos sin la posibilidad de realizar una imagen completa del fantoma o de secciones completas. A pesar de eso pudimos encontrar que Timepix es una buena opción para generar imágenes para estudio. Quedaría poder realizar un estudio parecido con Kv menores a 24 Kv y amperajes menores a 55 mA para poder concluir que con Timepix se podrían realizar estudios con menores dosis.

6.4 RECONSTRUCCIÓN EN CT

La reconstrucción en CT fue un proceso complicado debido a la precisión que se requiere para poder hacerla, para poder realizar una reconstrucción se requieren 2 cosas básicas: 1) La mayor cantidad de imágenes posibles (a menor grado de giro, mayor número de imágenes), para este punto nuestro motor tenía un grado de giro de 3° , lo cual parecía ser suficiente, lo ideal sería 1° pero se consideró que con esta cantidad de datos se podría realizar la reconstrucción. 2) Estabilidad en el centro de giro, esto es importante ya que cuando se realiza la reconstrucción se juntan todas las imágenes considerando que se gira sobre el propio eje. Para este punto hubo algunas complicaciones debido a que se intentó colocar lo más centrado el fantoma a la base que se fijó al motor. Sin embargo siempre existe un grado de error y eso pudo haber generado problemas en la reconstrucción de imagen. Otro problema fue que el motor no era un motor de precisión, en ocasiones giraba de más y había que volver a empezar el estudio, por lo que se asume que este también pudo ocasionar algún tipo de problema en las imágenes. Se realizaron varias pruebas y se realizaron varias reconstrucciones, todas se hicieron en Matlab. Sin embargo la única imagen que se consideró debido a que era la más clara fue la mostrada en el apartado de resultados. La reconstrucción en CT es posible con Timepix, considero que un equipo con mayor precisión podría ayudar para obtener un mejor resultado.

APENDICES

APÉNDICE 1

Algoritmo para calculo del FWHM de una curva Gaussiana.

```
%Num_Mat=8;

%for n=1:8;
    Nombre_Archivo=['2413_1.txt'];
    % Cargamos las matrices
    datos=load(Nombre_Archivo);
    B=datos(4:14,80:90);
    Q=B(:);
    L=histfit(Q);
    S = std(Q);
    fwhm=2.35482*S;
%end;
```

APÉNDICE 2

Algoritmo para la lectura de matrices y reconstrucción de un senograma para tomografía computarizada en 3D y graficado de reconstrucción.

```
% Este programa quiere cargar los datos de los archivo en 0.txt - 180.txt
```

```
%% Generamos la carga de los datos
```

```
Num_Mat=61;
```

```
% Inicialización de la matriz
```

```
Senograma_Inicio=zeros(256,61);
```

```
%theta=0:10:180;
```

```
for n=1:Num_Mat
```

```
    numero=(n-1)*3;
```

```
    Nombre_Archivo=[ num2str(numero) '.txt'];
```

```
    % Cargamos las matrices
```

```
    datos=load(Nombre_Archivo);
```

```
    Senograma_Inicio(:,n)= datos(:,150);
```

```
    subplot(2,1,1);
```

```
    imagesc(datos);
```

```
    pause(0.1)
```

```
end
```

```
I1 = iradon(Senograma_Inicio,0:3:180,'nearest','Cosine');
```

```
I2 = iradon(Senograma_Inicio,0:3:180,'v5cubic');
```

```
subplot(1,3,2), imshow(I1), title('Filtered backprojection');
```

```
subplot(1,3,3), imshow(I2,[]), title('Unfiltered backprojection');
```

```
%
```

```
% theta=0:3:180
```

```
% [R,xp] = radon(I1,theta);
```

```
% imagesc(theta,xp,R);
```

```
% title('R_{\theta} (X\prime)');
```

```
% xlabel('\theta (degrees)');
```

```
% ylabel('X\prime');
```

```
% set(gca,'XTick',0:3:180);
```

```
% subplot(1,3,2);
```

```
%
```

```
% colormap(gray);
```

```
%
```

```
% imagesc(B);
```

```
% D=sqrt(size(B,1)^2+size(B,2)^2);
```

```
% F = fanbeam(B,D);
```

```
% figure;
```

```
% colormap(gray);
```

```
% imagesc(F);
```

```
% I = ifanbeam(F,D)
```

```
% imagesc(I)
```

```
%
```

```
% theta = 0:180;
```

```
% [R,xp] = radon(B,theta);
```

```
% imshow(R,[])  
% xlabel('\theta (degrees)')  
% ylabel('x''')  
% colormap(gca,hot), colorbar  
%  
% theta = 0:180;  
% R = radon(B, theta);  
% imagesc(theta,R);  
% colormap(gray)  
% colormap(gca,hot), colorbar
```

APÉNDICE 3

Participación en congresos

- LVIII Congreso Nacional de Física 2015 Mérida, Yucatan
Proyecto: Utilización de detectores tipo pixel para el desarrollo de un sistema de diagnóstico de alta resolución para micro tumores.
- 14th Simposio Mexicano de Física Medica, 2016 CDMX.
Proyecto: Detector tipo pixel para el desarrollo de un Sistema de alta resolución para diagnóstico de micro tumores.
- XIII International Symposium on Radiation Physics, 2017 Puebla.
Proyecto: Caracterización de estructuras de tejido equivalentes con un detector tipo pixel.
- 14th Mexican Symposium of Medical Physics, 2017.
Proyecto: Pixel type detectors for the development of high-resolution diagnostic systems of micro-tumors.
- LX Congreso nacional de Física 2017 León, Guanajuato.
Proyecto: Caracterización de tejido equivalente con Timepix y su uso en sistemas de imágenes.

APÉNDICE 4

Articulos publicados

<https://doi.org/10.15415/jmp.2017.51008>

Characterization Of Structures Of Equivalent Tissue With a Pixel Detector

M.C GRADOS LUYANDO*, B. DE CELIS ALONSO, E. MORENO BARBOSA, M.I. MARTÍNEZ HERNÁNDEZ, J.M. HERNÁNDEZ LÓPEZ AND G. TEJEDA MUÑOZ

¹Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

*Email: carminag87@gmail.com

Published online: August 07, 2017

The Author(s) 2017. This article is published with open access at www.chitkara.edu.in/publications

Abstract Research using hybrid pixel detectors in medical physics is on the rise. Timepix detectors have arrays of 256×256 pixels with a resolution of $55 \mu\text{m}$. Here, and by using Timepix counts instead of Hounsfield units, we present a calibration curve of a Timepix detector analog to those used for CT calibration. Experimentation consisted of the characterization of electron density in 10 different kinds of tissue equivalent samples from a CIRS 062M phantom (lung, 3 kinds of bones, fat, breast, muscle, water and air). Radiation of the detector was performed using an orthodontic X-ray machine at 70 KeV and .06 second of tube current with a purpose-built aluminum collimator. Data acquisition was performed at 1 frame per second and taking 3 frames per phantom. We were able to find a curve whose behavior was similar to others already published. This will lead to the verification of the usage of Timepix for identification of different tissues in an organ.

Keywords: Timepix, Computed Tomography, Dose

1. INTRODUCTION

Hybrid pixel detectors are getting started to be used in medical research in the last few years [1] [2], they have important advantages to be use in the field. Timepix is a hybrid pixel detector developed by CERN collaboration for particle detections [3].

It has a good sensitivity [4] and good resolution for medical imaging, having this in mind we have decided to find a calibration curve analog to the one used for CT calibration. The idea is to find the correspondence Timepix counts to each value of tissue in Hounsfield Units already known. Hounsfield

Journal of Nuclear
Physics, Material
Sciences, Radiation and
Applications
Vol-5 No-1
August 2017
pp. 79-89



Grados Luyando, M.C. de Celis Alonso, B. Moreno Barbosa, E. Martínez Hernández, M.I. Hernández López, J.M. Tejada Muñoz, G. Units go from -1000 to 1000 depending of the level of brightness in the x-ray plaque, where -1000 is air or less density, and 1000 correspond to bone of higher density, passing through 0 which is water. Using the detector in ToT mode, we have radiated the samples using the minimum tube current 0.06 sec, 3 times each one, having 3 different matrixes of 65,536 numbers. Once the data has been collected, an algorithm in C++ give us a characteristic number for each sample, this number give the counts number analog to the CT number in HU. We were able to find a curve with the same behavior as in CT [5], with the advantage of less time of exposure and therefore less dose.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 The Detector

Timepix device is a hybrid detector with an arrangement of 256×256 pixels with a resolution of $55 \mu\text{m}$, its dimensions are $14.08 \text{ mm} \times 14.08 \text{ mm}$. Made by 2 main parts, the detection, which is an ionization chamber, bump-bonded to a CMOS electronic layer, part 2, Fig. 1, each matrix pixel is connected to his respective preamplifier, discriminator and digital counter integrated on the read out chip. Timepix operates in 3 different modes: 1) Single particle counting, 2) Time over Threshold and 3) Arrival time mode [3].

Single particle counting: It counts an event for each particle over threshold, Time over Threshold: this mode counts the time or clocks while the energy remains above the threshold, giving a number proportional to that

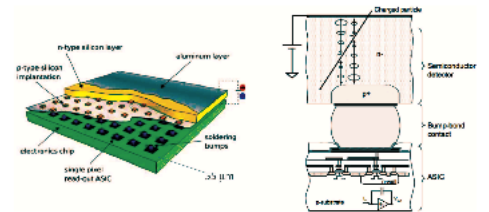


Figure 1: a) View of a sensor bump-bonded to a read out chip. Adapted [10], and b) detection diagram [11]

energy, Arrival mode: Counts the time between the trigger and an event over the threshold.

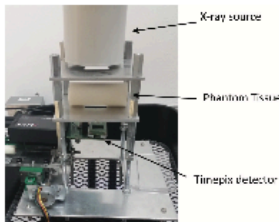
In other works, the performance of this detector has been studied for X-rays [6] [7], heavy charged particles [8], ultra cold neutrons [9], cosmic radiation and with electron optics.

2.2 Imaging System

An orthodontic x-ray source GNATUS with 70 KeV, 7 mA and .06 sec of tube current, with a Tungsten target tube and a $.8 \times .8$ mm emission spot [12], after a purpose-built aluminum collimator made of 2 plaques of 3 mm each Fig. 2 for 99% attenuation of the beam, and an aperture of 3×3 cm. The distance from the detector to the tube is 5 cm. Between these, the equivalent tissue samples CIRS, electron density phantom model 062M [13] (lung inhale, lung exhale, 3 bones, fat, breast, muscle, water and air) are placed for being radiated.

2.3 Data Acquisition

The device is connected to the interface FITPix, which has a serial readout speed around 100 frames per second in single layer [14]. Images have been obtained with software PixetPro. Each sample has been radiated 3 times at the lowest current tube 0.06 sec; To T mode, 1 frame per second and with threshold at 10. To T mode allows the detector to measure directly the energy



Characterization of structures of equivalent tissue with a pixel detector

Grados Luyando, M.C. de Celis Alonso, B. Moreno Barbosa, E. Martínez Hernández, M.I. Hernández López, J.M. Tejada Muñoz, G.

in each pixel, using a defined threshold, the amount of energy deposite in the pixel works as a capacitor and the time of discharge until it get to the threshold defined is the count of that pixel. Bias voltage used for this experiment was 100 V. The three shots are consecutive and the data acquired has been saved separately in different files.

2.4 Data Analysis

A C++ algorithm has been write for the data analysis, the algorithm makes an average from the 3 matrixes data, make a fit and measure FWHM. Each FWHM is characteristic from the material, this value is saved and used to make a graphic vs mass density and relative electronic density with software Origin Pro 8. For our purposes the energy absorbed by the detector is not of our consideration, nevertheless the proper energy calculations can be found at [15].

3. RESULTS

The first part of the results are the single curves founded of each phantom tissue, Fig. 2 – Fig. 11, with the proper fit and calculation of them FWHM, the axis graphics are ToT Vs Number of events, followed by the graphic of all together being normalized to the maximum value. Table 1 show the correspondence values founded for each phantom tissue, and finally the analog to CT with the same behavior.

Table 1: Correspondence between mass density, RED and counts founded in the characterization.

Tissue	Mass density (g/cc)	Relative Electronic Density	FWHM (ua)
Air	0	0	1341
Lung Inhale	0.2	0.19	1280
Lung Exhale	0.5	0.489	1126
Adipose	0.96	0.949	1084
Breast	0.99	0.976	953
Muscle	1.06	1.043	915

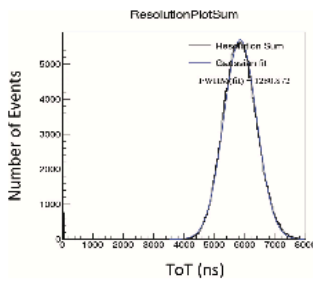


Figure 3: Characteristic curve of lung inhale.

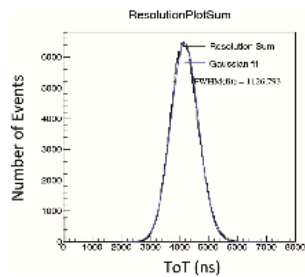


Figure 4: Analog curves to CT with mass density and relative electronic density (RED).

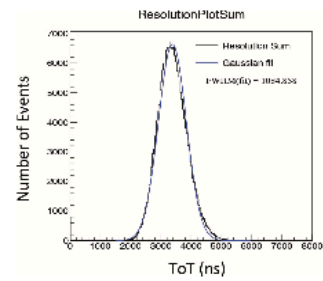


Figure 5: Characteristic curve of adipose.

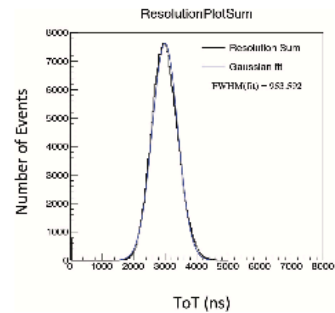
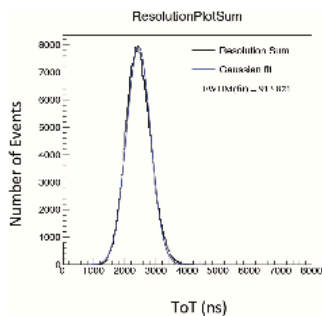


Figure 6: Characteristic curve of breast.



Characterization of structures of equivalent tissue with a pixel detector

Figure 7: Characteristic curve of muscle.

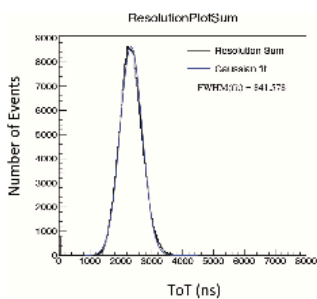
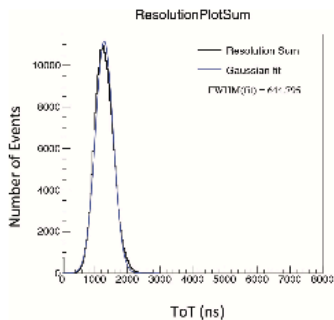


Figure 8: Characteristic curve of water.



Characterization of structures of equivalent tissue with a pixel detector

Figure 11: Characteristic curve of bone 3.

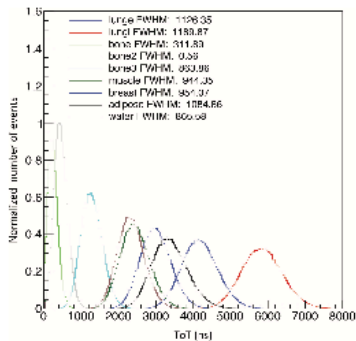


Figure 12: Characteristic curves of all tissues together and normalized to the max. value.

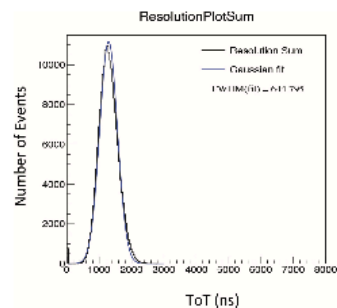


Figure 9: Characteristic curve of bone 1.

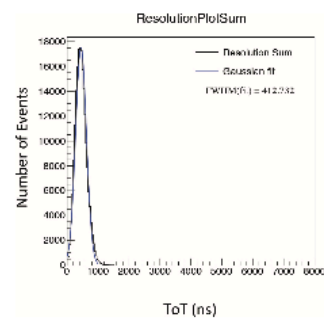


Figure 10: Characteristic curve of bone 2.

Grados Luyando, M.C. de Celis Alonso, B. Moreno Barbosa, E. Martínez Hernández, M.I. Hernández López, J.M. Tejada Muñoz, G.

Grados Luyando, M.C. de Celis Alonso, B. Moreno Barbosa, E. Martínez Hernández, M.I. Hernández López, J.M. Tejada Muñoz, G.

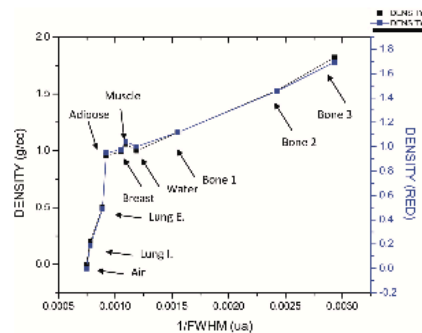


Figure 4: Analog curves to CT with mass density and relative electronic density (RED).

Bone2	1.53	1.456	412
Bone1	1.82	1.695	341

CONCLUSIONS

We founded a relation between counts and HU, the analog graph behaves as the one already known for CT [5], with this result we were able to find the correspondence of Timepix counts to each tissue. This will lead to the verification of the usage of Timepix for identification of different tissues in an organ. And the possibility to calculate treatment planning using the data of the pixel detector improving the resolution of the images.

REFERENCE

[1] Franca Cassol Brunner: First K-Edge Imaging With a Micro-CT Based on the XPAD3 Hybrid Pixel Detector. IEEE Transactions on Nuclear Science 60(1), 103–108 (February 2013)

-
- [2] P. Delpierre, (February 2007) e.: PIXSCAN, Pixel detector CT-scanner for small animal imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment(1-2), 425–428.
- [3] CERN: Medipix. Available at: <https://medipix.web.cern.ch/medipix/pages/medipix2/timepix.php>
- [4] M. Esposito, e.: Energy sensitive Timepix silicon detector for electron imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A (October 2011)
- [5] J. Seco, (February 2006) P.: Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. MEDICAL PHYSICS 33(2).
- [6] J. Jakubek: (August 2009) Energy-sensitive X-ray radiography and charge sharing effect in pixelated detector. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 607(1).
- [7] Zemlicka: Energy and position sensitive Pixel detector Timepix for X-ray fluorescence imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 607(202) (2009)
- [8] J. Jakubek: Pixel detectors for imaging with heavy charged particles. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 591(1) (2008)
- [9] J. Jakubek: A coated pixel device TimePix with micron spatial resolution for UCN detection. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 600 (2009)
- [10] Boog, R.: Energy calibration procedure of a pixel detector. (2013)
- [11] Campbell, M.: Charged particle detection using the timepix and timepix3 chips and future plans. (Accessed 2012) Available at: https://www2.physics.ox.ac.uk/sites/default/files/2012-03-27/mccampbell_oxford_pdf_14057.pdf
- [12] GNATUS Available at: http://www.gnatus.com.br/site/esp/produtos_show.php?id=1133&cat=813&scat=imagen
- [13] CIRS Available at: <http://www.cirsinc.com/products/all/24/electron-density-phantom/>
- [14] Advacam In: Advacam. Available at: <http://www.advacam.com/en/products/fitpixkit>
- [15] A. Butler, P.: Measurement of the energy resolution and calibration of hybrid pixel detectors with GaAs:Cr sensor and Timepix readout chip. Physics of Particles and Nuclei Letters 12(1) (January 2015)

Characterization
of structures of
equivalent tissue
with a pixel
detector

Triggerless charge measurement system for fast characterization with APDs and PMTs

G. Tejada Muñoz^a, M. del C. Grados Luyando^a, A. Fernández Téllez^a, M. Rodríguez Cahuantzi^a, M. I. Martínez Hernández^a, B. de Celis Alonso^a

^aFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 72570 Puebla, México

21 January 2020 27 March 2020

Particle detectors based on the response of sensitive materials (plastic scintillator, saturated gas, etc.) usually need characterization and test procedures before final installation. Cosmic ray particles are normally used to perform those preliminary tests which include a detailed inspection of the readout electronics and the acquisition of the charge distribution of cosmic ray detection. The Data Processing Interface we propose is implemented in a field-programmable gate arrays (ALTERA family), and is designed to acquire digitized signals from light sensors, of which photomultipliers and avalanche photodiodes are the most common ones. The architecture is based on a medium density field-programmable gate array that continuously reads the data coming from a 10 bit, 40 MHz analog-to-digital converter. Input data is stored in a dual port memory designed to search for valid pulses and compress them by removing data below a programmable voltage threshold. The interface can produce two types of data packets, non-zero and empty packets. Data in non-zero packets is compressed with a lossless technique and marked with a start of data, a time stamp, valid data and data size information for reconstruction purposes. Empty events are generated when the maximum waiting time for a valid pulse is exceeded and information is added to preserve time continuity.

Keywords: Front-end electronics for detector readout; analogue circuit electronic; FPGA data processing

PACS: 07.05.Hd, 29.40.Wk

1. Introduction

The data processing electronics interface described here is designed to acquire and process 10-bit signals for avalanche photodiodes (APDs) [1] with a metal resistor semiconductor and a Hamamatsu R6095 photomultiplier (PMT) [2] integrated in a plastic scintillator particle detector. The interface's architecture contains several blocks to avoid typical perturbations due to temperature variation in electronics, detectors, and induced noise. The data processor system is able to perform a continuous read out, identify a valid signal pulse, reject glitches, and compress the data without any loss of information. The signals are compressed in the data compression block which removes all data below a predefined voltage threshold and identifies a pulse when three consecutive data values are over the threshold. Each pulse is tagged with a time stamp, number of samples, and event number for reconstruction purposes. All pulses are formatted and stored in a multi-event buffer with a bandwidth of 200 Mbytes/s. In continuous mode, the maximum input data rate is 40 MHz, where all the signals coming from the analog-to-digital converters (ADCs) are stored in a dual port memory. The maximum read frequency for the dual port memory is 300 MHz. The interface can generate a calibration signal that allows to detect errors in any of the blocks. The system has been tested with particle detectors based on APDs and photomultipliers (PMTs) triggered with atmospheric muons. The interface is designed to process large data volumes without any loss of information. The output signal is the same regardless a PMT or an APD is connected to the input of the interface. The maximum rate expected for a single channel is about 260 bits/event with up to eight channels allowed in a single FPGA interface.

2. Materials and methods

A front-end electronic card (FEE) is designed to digitize the signals from the PMTs and APDs. This FEE, shown in Fig. 1, is composed by a charge preamplifier, a 4th order shaping amplifier and a 10 bit 40 MHz ADC.

Up to eight FEE cards can work in parallel connected to a single interface card. Since the output data are 10-bit wide, all of the FEE signals would require 80 inputs and 8 dedicated output from the field-programmable gate arrays (FPGA), which are the maximum number of I/O's on it. The 8 dedicated outputs are required to distribute the clock signals for each FEE to synchronize the operation and data transfer without jitter issues. The data processing interface card we designed is a 9.5 x 9 cm², 8 layer printed circuit board (PCB). The card is equipped in the top side with four header connectors for up to 185 I/O, 3 power supply connectors, one 100MHz



FIGURE 1. Front-end card to read out the APD and PMT detector signals.

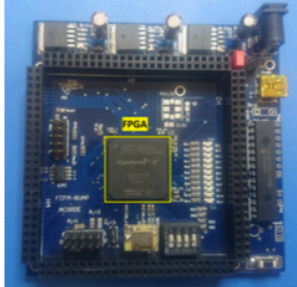


FIGURE 2. Interface Board. The FPGA is at the center and the microcontroller is on the right.

SMD oscillator, one I2C configurable oscillator, three power regulators, a configuration memory, and a microcontroller for the USB interface control. The system is based on an ALTERA Cyclone V FPGA (5CEBA2F23C8N). An 8 layer PCB (see Fig. 2) was specifically designed to mount the FPGA, the components to process the digitized signals and a microcontroller to drive the USB interface for data transfer.

The firmware of the interface consists of the five main blocks shown in Fig. 3: a) the Ring Buffer is a dual port memory [3] of 8192 x 10 bits with a write frequency of 40 MHz and a read frequency of 80 MHz; b) the Pulse Finder is a pulse scanner, it is used to identify a valid pulse and reject the signals without valid information; c) the Data Format receives a valid pulse and adds a time stamp, data length and data number. This block also generates an empty event to preserve time continuity whenever no pulse is processed for a long time; d) the Multi-Event Buffer is based on a first-in first-out (FIFO) [4]



FIGURE 3. Schematic diagram of the Interface Board firmware. There are three clock domains controlled by an internal phase-locked loop (PLL) in the FPGA. All the blocks run in a clock domain two times faster than the writing frequency of the Ring Buffer to assure there is always free space for continuous data acquisition.

memory where the pulses processed by all channels are temporarily stored before they are sent to an external permanent storage system, the read-out frequency is determined by the FIFO memory, the maximum transfer speed is 200 Mbytes/s; e) the Main Control synchronizes the operation of the blocks, receives the configuration parameters, and distributes the sequences to start and stop the data processing.

2.1. Ring Buffer

The Ring Buffer is a dual-port memory designed to continuously store all the digitized signals in order to avoid loss of information. The read access speed is always twice the write access speed to ensure availability of memory space to continuously write data. The maximum read and write access of the dual port memory is 300 MHz but we are running only up to 80 MHz. There is one Ring Buffer for each channel while the maximum number of channels allowed is eight.

2.2. Pulse Finder

The Pulse Finder compares each channel's data from the Ring Buffer with a programmable threshold generating a hit and identifying a signal whenever it detects three consecutive samples over the threshold. This condition allows to discriminate valid pulses from any glitch.

2.3. Event format

The Data Format block constructs the internal data format for valid pulses and empty events. The data format for a valid pulse is composed of a start of event value that identifies each pulse, the channel number, a time stamp with respect to the previous pulse, the payload, the data length, and the data number. For an empty event, the data format is composed of a start of data value, the channel number, time stamp, the data length, and the data number. The empty events are included only if the maximum waiting time for a valid pulse has



FIGURE 4. On the left, the data packet for a valid pulse and, on the right, the data packet for an empty event.

elapsed; the purpose of this is to preserve time continuity and to identify the exact time when a muon is detected with respect to the internal clock of the FPGA. Figure 4 shows the internal data format for empty and valid events.

2.4. Multi-Event Buffer

The Multi-Event Buffer block is an 8192 x 10 bits FIFO memory that formats and prepares the data from all active channels to be sent to a permanent storage system. All data is stored including empty events. The memory is read out at a maximum transfer speed of 200 Mbytes/s through a USB port driven by a microcontroller [5].

2.5. Main Control

The Main Control block receives and distributes the configuration settings for the data processing. The distributed parameters are the active channels, the reference threshold, the start and stop data process commands and the auto-test procedure command. The Main Control block synchronizes the operation of all the modules and triggers the sequences to process the data when specific signals are generated by each module.

3. Results

Digitized signals from cosmic rays in plastic scintillating detectors [6] are used as data source to test the interface; these detectors are the same used for the cosmic ray detector (ACORDE) [7]. The digitized signals come from a 10 bit-40 MHz ADC. The analog to digital conversion is activated by the Main Control block. The maximum input signal rate that the system can handle is 10 KHz for both PMTs and APDs. The data processing interface is able to acquire digital signals through the implementation of the following functions in the FPGA's firmware: clock distribution, configuration for the data acquisition, data formatting, and transfer to an external

storage system. The system can also generate a test signal for calibration purposes. The signals from the ADC are 650 ns wide and are sampled at a rate of 20 MHz. Figure. 5 shows the user interface of the acquisition system. The connection



FIGURE 5. Data acquisition user interface for system configuration and control.

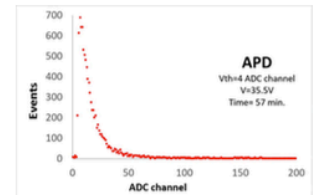


FIGURE 6. Amplitude distribution of the APD signals.

button between the interface and the data acquisition system (DAQ) is indicated with the number 1 in the figure, number 2 indicates the discriminator voltage input field for all the acquisition channels, number 3 is the button to enable the data storage in a specific file, and number 4 is the graphic area to display all the data from the FEE cards.

Besides processing and storing all the digitized signals, the maximum value of each signal is also measured and recorded. Figures. 6 and 7 show the amplitude distribution for APD and PMT signals, respectively. For APDs the threshold was set to 4 ADC counts, the duration of the test was 57 minutes and the optimum bias Voltage 35.5 V. For the PMT, the discrimination threshold was 4 ADC counts, the duration of the test was 70 minutes and the optimum operational Voltage was 700 V.

A test signal of amplitude 714 ADC counts is stored in the firmware. One hundred thousand events with this test sig-

nal were injected to the FPGA during a period of 14 hours. The amplitude distribution of these events is shown in figure 8 where it is clear that the system does not register events of an incorrect amplitude.

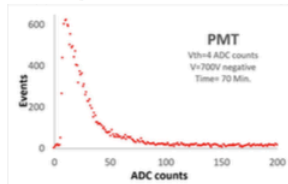


FIGURE 7. Amplitude distribution of the PMT signals.

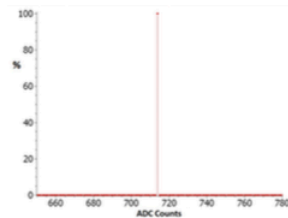


FIGURE 8. Reconstruction of the maximum value for the internal test signal in the firmware.

4. Discussion

We can observe that the threshold level was the same for the PMT and the APD. It is usually expected for APDs to be noisier than PMTs; nevertheless, the FEE cards are able to drive the signals from both detectors. When an interruption occurs during data transfer, the processing interface pauses the operation, only to be resumed when the resources become ready. During this pause period, the processing interface does not interrupt the data acquisition from the ADCs preventing any data loss. In addition, if the USB data transfer is stopped, the interface is capable of taking data for 1 more minute, since the Ring Buffer is able to write data even if the reading part is paused. Finally, the power consumption of the card in standby mode is 100mA while for each active channel the card consumes 80mA. Only one 5V symmetrical power supply is needed to power the system.

5. Conclusions

The FPGA based Processing Interface we designed and built was successfully used to read-out, discriminate, digitize, and transfer signals produced by PMTs and APDs coupled to scintillating plastic detectors. This board is the first prototype based on a FPGA for application in cosmic ray and high energy physics. This interface is an excellent, easy-to-use option for scintillation detectors characterization. Its reduced size makes it ideal for applications where the space and access to the detector area are restricted. The Processing Interface is a novel way for reading out and store data from plastic scintillator based detectors. It is also well suited to test and verify the correct performance of a specific section in a multichannel or single channel detectors. The Pulse Finder module included in the firmware makes an external trigger detector unnecessary. A limitation of this prototype is that only eight channels were implemented for multichannel applications though this is clearly a drawback that can be overcome.

1. A. Akindinov, *et al.*, *Detection of Light Pulses Using an Avalanche-Photodiode Array with a Metal-Resistor-Semiconductor Structure*, *Instrum. Exp. Tech.* **48** (2005) 355, <https://doi.org/10.1007/s10786-005-0063-5>.
2. Hamamatsu Photonics, *Photomultiplier Tubes*, accessed June 15, 2019, https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/etd/PMT_TPM20002E.pdf.
3. G. Yijun and W. Zao., *Mapping N-Port Memory with Dual-Port Array*, in *Proceedings of the World Congress on Computer Science and Information Engineering*, Los Angeles, 2009, edited by IEEE Computer Society (CSIE), Los Angeles, 2009, p. 444, <https://doi.ieeecomputersociety.org/10.1109/CSIE.2009.889>.
4. S. Windmann and J. Jaspermeite, *An FPGA based FIFO with efficient memory management 2015*, in *Proceedings of the IEEE 20th Conference on Emerging Technologies and Factory Automation (ETFA)*, Luxembourg, 2015, edited by IEEE (IEEE, Luxembourg, 2015), <https://doi.org/10.1109/ETFA.2015.7301585>.
5. *Universal Serial Bus, Specifications*, accessed May 7, 2019, <https://www.usb.org/document-library/usb-3.2-specification-released-september-22-2017-and-ecnc>.
6. Akhilesh P, *et al.*, *A simple technique for gamma ray and cosmic ray spectroscopy using plastic scintillator* *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **824** (2016) 606, <https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.06.051>.

TABLA DE FIGURAS

Figura 1 Diferentes tipos de tejido epitelial. (5).....	11
Figura 2 Los 3 diferentes tipos de tejido muscular. (6)	12
Figura 3 Sistema nervioso central y periférico del cuerpo humano. (7).....	13
Figura 4 Los 3 diferentes tipos de tejido conectivo. (8).....	14
Figura 5 Espectro discreto de emisión del tungsteno con sus 15 energías de rayos x diferentes. (10).....	18
Figura 6 Espectro de emisión de rayos bremsstrahlung. (10)	19
Figura 7 Dispersion Rayleigh en el átomo. (10).....	21
Figura 8 representación del efecto compton. (10)	22
Figura 9 Probabilidad de que se presente el efecto compton es casi igual en tejidos blandos y hueso. (10)	23
Figura 10 Representación del efecto fotoeléctrico. (10)	24
Figura 11 Probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico en tejidos blandos y hueso. (10).....	25
Figura 12 Representación de la producción de pares. (10).....	25
Figura 13 Esquema de funcionamiento de un CT de primera generación. (10)30	
Figura 14 Sistema coordinado de la transformada de radón. (17).....	32

Figura 15 Simulación de fantoma Shepp-logan y el senograma correspondiente. (18).....	32
Figura 16 Imagen de contraste, el rectángulo de la derecha tiene mayor contraste que el de la izquierda con el fondo. (20).....	34
Figura 17 Diferentes razones señal a ruido y su comparación. (23).....	36
Figura 18 Esquema del funcionamiento de una cámara de ionización. (28) .	40
Figura 19 Fotografía de una cámara de ionización fluke. (29).....	40
Figura 20 Geometría de un contador proporcional. (30).....	41
Figura 21 Configuración de un contador geiger-muller. (33)	42
Figura 22 Esquema de un plástico centellador junto al tubo fotomultiplicador. (34)	43
Figura 23 Esquema de tubo fotomultiplicador. (35)	44
Figura 24 a) Simbolo que representa al fotodiodo y b) fotodiodos.	45
Figura 25 Descripción gráfica de la estructura de un ccd (36).....	46
Figura 26 Representación de llenado de pixeles con analogía de cubetas (36). 46	
Figura 27 Esquema de un detector de panel plano indirecto. (40)	47
Figura 28 Esquema de la configuracion de un maps (42).....	48
Figura 29 Estructura de las obleas del SOI. (44)	49
Figura 30 Esquema de un detector híbrido (46)	50
Figura 31 Esquema de funcionamiento de Medipix3. (49).....	54
Figura 32 Esquema del proceso de bump bonding	55
Figura 33 Esquema del circuito de Timepix. (50).....	57
Figura 34 Arreglo experimental de la interface.	59
Figura 35 Fantomas de CIRS utilizados para la caracterización de tejidos...60	
Figura 36 Partes del detector Timepix	60
Figura 37 Detector Timepix ya conectado a todos sus componentes	60

Figura 38 Interface del software Pixetpro	61
Figura 39 Arreglo experimental para la caracterización de tejidos equivalentes. 61	
Figura 40 Arreglo experimental con mastografo	62
Figura 41 Fotografía del fantoma con una parte de hueso y otra de pulmón.63	
Figura 42 Distribución de amplitud de la señal APD	65
Figura 43 Distribución de amplitud de la señal PMT	65
Figura 44 Curvas características de cada uno de los tejidos equivalentes. ..66	
Figura 45 Grafica de 1/fwhm vs densidad.....	67
Figura 46 Imágenes tomadas con Selenia de todo el fantoma e imágenes del tumor tomadas con Timepix, misma corriente y variando el voltaje.	68
Figura 47 Imágenes tomadas con Selenia de todo el fantoma e imágenes del conducto tomadas con Timepix, misma corriente y variando el voltaje..	68
Figura 48 Imágenes tomadas con Selenia de todo el fantoma e imágenes del tumor tomadas con Timepix, misma voltaje y variando la corriente.	68
Figura 49 Imágenes tomadas con Selenia de todo el fantoma e imágenes del conducto tomadas con Timepix, misma voltaje y variando la corriente..	69
Figura 50 Imagen de la reconstrucción, izquierda, imagen de la reconstrucción señalando el fantoma, derecha.....	71

TABLA DE TABLAS

Tabla 1 Fantomas marca CIRS utilizados con sus respectivas medidas de densidad física, densidad electrónica y RED.	16
Tabla 2 Densidades Hounsfield para diferentes tejidos.....	27
Tabla 3 Densidades electrónicas para tejidos (11).....	28

BIBLIOGRAFIA

1. J.Jakubek. Energy-sensitive X-ray radiography and charge charing effect in pixelated detector. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2009; 607.
2. Jan Dudak JZFKSPJJMMPJT. X-ray micro-CT scanner for small animal imaging based on Timepix detector technology. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2015;; p. 81-86.
3. Dammer JaWFaBJaSVaJJaV. Microradiography of biological samples with Timepix. Journal of Instrumentation. 2011;; p. C11005-C11005.
4. Kumar AF. Pathologic Basis of Disease: Elsevier Saunders; 1999.
5. Wikipedia. [Online]. Available from: https://es.wikipedia.org/wiki/Epitelio#/media/Archivo:Illu_epithelium.es.png.
6. Science Learning Hub. [Online]. Available from: <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/1917-muscle-structure-muscle-under-the-microscope>.

7. andalucia Jd. [Online]. Available from:
https://agrega.juntadeandalucia.es/repositorio/27012016/42/es-an_2016012714_9125937/cuerpo_humano/nervio.htm.

8. Atheltic Training Institute. [Online]. Available from:
<http://athletictraininginstitute.com/connective-tissue-adaptation/>.

9. CIRS. CBCT Electron Density & Image Quality Phantom System. 2012. Users Guide.

- 10 Bushong SC. Manual de Radiobiologia para Técnicos. Octava Edición ed. . Houston: Elsevier Mosby; 2007.

- 11 Nadine Barrie Smith AW. Introduction to medical imaging: Cambridge University . Press; 2011.

- 12 Simply Raadiology. [Online]. Available from:
. <https://sugarytooth.wordpress.com/2017/09/02/basic-principles-of-computed-tomography-in-ct-brain/>.

- 13 X-ray data services. [Online]. Available from:
. <https://www.xdataser.com/index.php/difraccion-de-rayos-x/>.

- 14 David T. Schwartz M. Counter-Point: Are We Really Ordering Too Many CT . Scans? 2008; 9(2).

- 15 IAEA. Proteccion Rdiologica de los pacientes. [Online]. Available from:
. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/Patients/patient-information-computed-tomography/index.htm>.

- 16 Diagnostic and Intervencional cardiology. [Online].; 2017. Available from:
. <https://www.dicardiology.com/article/advances-cardiac-ct-technology>.

- 17 Tomographic Image Reconstruction. [Online]. Available from:
. <https://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2806-57576.pdf>.

- 18 MATLAB..
.

- 19 Desarrollo de Algoritmos de Reconstrucción de Imágenes en Tomografía de . Capacitancia Electrica. [Online]. Available from:

<https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/Public/38/115/38115073.pdf>.

20 Wikipedia. [Online]. Available from: <https://es.wikipedia.org/wiki/Contraste>.

.

21 Prince JL. Medical Imaging Signals and Systems: Pearson; 2006.

.

22 Hendee WR. Medical Imaging Physics: Wiley-Liss; 2002.

.

23 Smith SW. The Scientist and Engineer's Guide to. [Online]. Available from: <https://www.dspguide.com/ch25/3.htm>.

24 Thomson M. [Online]. Available from: <http://www.phys.cwru.edu/courses/p431/notes-2003/node123.html>.

25 Thomson M. [Online]. Available from: <http://www.phys.cwru.edu/courses/p431/notes-2003/node123.html>.

26 Jerrold T. Bushberg JASEMLJMB. The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2002.

27 B.H. Brown PVLRHSDRHDCB. Medical Physics and Biomedical Engineering. 1st ed. Oxon: Taylor and Francis.

28 Ruiz-Gómez A. La cámara de ionización gaseosa: un instrumento para el recuento de partículas. ; ISSN 1885-2475(4).

29 FlukeBiomedical. [Online]. Available from: <http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/radiation-safety/survey-meters/451p-radiation-detector-ion-chamber-survey-meter.htm?pid=54793>.

30 Biblioteca Digital Ilce. [Online]. Available from: http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_8.htm.

31 Detectores gaseosos. [Online]. Available from: http://nuclear.fis.ucm.es/webgrupo/labo/Lab_Detector_Gaseoso.html#proporcional.

- 32 Proteccion Radiologica Chile. [Online]. Available from: <https://proteccionradiologicachile.wordpress.com/2014/08/11/que-es-un-contador-geiger/>.
- 33 El blog de Moebius. [Online]. Available from: <http://www.moebius-bcn.com/el-contador-geiger/>.
- 34 Wikipedia. [Online]. Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Scintillation_counter.
- 35 wiki. [Online]. Available from: <https://es.qwe.wiki/wiki/Photomultiplier>.
- 36 Microscopy U. [Online]. Available from: <http://www.microscopyu.com/articles/digitalimaging/ccdintro.html>.
- 37 Spectral Instruments. [Online]. Available from: http://www.specinst.com/What_Is_A_CCD.html.
- 38 Science 2.0. [Online]. Available from: http://www.science20.com/mei/blog/charge_coupled_device_ccd.
- 39 La radiologia digital:Adquisición de imagenes. [Online]. Available from: http://www.conganat.org/seis/is/is45/is45_33.pdf.
- 40 Spahn M. Flat detectors and their clinical applications. 2005; 15.
- 41 [Online]. Available from: <http://cds.cern.ch/record/483151/files/p535.pdf>.
- 42 Electronic Instrumentation Laboratory. [Online]. Available from: <http://eil.unipv.it/eil/?q=node/24>.
- 43 Jr GMW, inventor; Silicon on insulator active pixel sensors. EEUU patent US7 160 753 B2. 2007 Enero 9.
- 44 Sampath J. Silicon-On-Insulator (SOI) - Ruling the Wafers Markets. 2007.

- 45 Imatek. [Online]. Available from: <http://www.xray-imatek.com/technology/hybrid-pixel-detectors>.
- 46 Ahmed M. New pixel detectors in SOI technology for particle physics applications. 2015.
- 47 International Union of Crystallography. [Online]. Available from: <http://www.iucr.org/news/research-news/a-laboratory-grade-hybrid-pixel-detector2>.
- 48 Kevin Yallup LB. Sensors for diagnostic and monitoring: CRC Press; 2018.
- 49 Rafael Ballabriga MCXL. Asic developments for radiation imaging applications: The medipix and timepix family. ELSEVIER. 2018;; p. 10-23.
- 50 Boog Rvd. Energy calibration procedure of a pixel detector; 2013.
- 51 Amsterdam scientific instruments. [Online]. Available from: <https://www.amscins.com/products/technology/>.
- 52 CIRS. Data sheet. [Online]. Available from: <http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/03/062M-DS-031920.pdf>.
- 53 SEER Training modules. [Online]. Available from: http://training.seer.cancer.gov/anatomy/cells_tissues_membranes/tissues/epithelial.html.
- 54 Look for diagnosis. [Online]. Available from: http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=Central+Nervous+System&=1.
- 55 Prekeges j. Nuclear Medicine Instrumentation Washington: Jones and Bartlett Publishers; 2011.
- 56 Reed Organic Chemistry Online. [Online]. Available from: <http://academic.reed.edu/chemistry/roco/Density/cloud.html>.
- 57 Patient info. [Online].; 2015. Available from: <https://patient.info/doctor/computerised-tomography-ct-scans#nav-2>.

- 58 GNATUS. [Online]. Available from: http://www.gnatus.com.br/site/esp/produtos_show.php?id=1133&cat=813&scat=imagen.
- 59 CIRS. [Online]. Available from: <http://www.cirsinc.com/products/all/24/electron-density-phantom/>.
- 60 Franca Cassol Brunner. First K-Edge Imaging With a Micro-CT Based on the XPAD3 Hybrid Pixel Detector. IEEE Transactions on Nuclear Science. 2013 February; 60(1): p. 103-108.
- 61 CERN. Medipix. [Online]. Available from: <https://medipix.web.cern.ch/medipix/pages/medipix2/timepix.php>.
- 62 Boog Rvd. Energy calibration procedure of a pixel detector. 2013..
- 63 Advacam. Advacam. [Online]. Available from: <http://www.advacam.com/en/products/fitpixkit>.
- 64 J. Seco PME. Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. MEDICAL PHYSICS. 2006 February; 33(2).
- 65 J.Jakubek. Energy-sensitive X-ray radiography and charge sharing effect in pixelated detector. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2009 Aug; 607(1).
- 66 J.Jakubek. A coated pixel device TimePix with micron spatial resolution for UCN detection. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2009; 600.
- 67 J.Jakubek. Pixel detectors for imaging with heavy charged particles. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2008; 591(1).
- 68 Zemlicka. Energy and position sensitive Pixel detector Timepix for X-ray fluorescence imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2009; 607(202).
- 69 A. Butler PBBea. Measurement of the energy resolution and calibration of hybrid pixel detectors with GaAs:Cr sensor and Timepix readout chip. Physics of Particles and Nuclei Letters. 2015 January; 12(1).

- 70 P. Delpierrea ea. PIXSCAN: Pixel detector CT-scanner for small animal imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2007 February;(1-2): p. 425-428.
- 71 M. Esposito ea. Energy sensitive Timepix silicon detector for electron imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. 2011 October.
- 72 Campbell M. Charged particle detection using the timepix and timepix3 chips and future plans. [Online].; 2012. Available from: https://www2.physics.ox.ac.uk/sites/default/files/2012-03-27/mccampbell_oxford_pdf_14057.pdf.
- 73 Campbell M. Charged particle detection using the timepix and timepix3 chips and future plans. [Online]. Available from: https://www2.physics.ox.ac.uk/sites/default/files/2012-03-27/mccampbell_oxford_pdf_14057.pdf.
- 74 CERN. [Online]. Available from: <https://medipix.web.cern.ch/collaboration/medipix2-collaboration>.
- 75 J. Urbár JSJJ. Medipix/Timepix cosmic ray tracking on BEXUS stratospheric balloon flights. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2011;; p. S206-S209.
- 76 A.R Faruqi DMC. Digital detectors for electron microscopy. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 2002;; p. 88-94.