



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE  
RADIOGRAFÍA DIGITAL PARA ESTUDIOS DE  
AUTORADIOGRAFÍA CON RADIONÚCLIDOS  
EMISORES DE POSITRONES**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**F Í S I C O**

**P R E S E N T A:**

**ESTEBAN BARRERA GARCÍA**



**DIRECTOR DE TESIS:**

**Dr. MIGUEL ÁNGEL ÁVILA RODRÍGUEZ**

**2011**

**Datos del alumno:**

Barrera García Esteban

Teléfono: 56 95 54 35

Correo electrónico: fisesteban@ciencias.unam.mx

Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ciencias

Carrera: Licenciatura en Física

Número de cuenta: 302069233

**Datos del jurado:**

Presidente: Dra. María Ester Brandán Siqués

Secretario (Tutor): Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez

Vocal: M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos

Suplente: Dr. Luis Alberto Medina Velázquez

Suplente: M en C. Adolfo Zárate Morales

**Datos del trabajo escrito:**

Título: "Caracterización de un sistema de radiografía digital para estudios de autoradiografía con radionúclidos emisores de positrones"

Número de páginas: 102 p.

Año: 2011

“Inteligencia más carácter  
el objetivo de una verdadera educación”

- **Dr. Martin Luther King, Jr.**

***Dedicatoria:***

***A mi padres:***

*Leonila García Vázquez y*

*Esteban Barrera Álamo*

***A mis hermanos:***

*A todos y cada uno de ellos,  
mil gracias por todos estos años  
de convivencia y apoyo*

## *Agradecimientos:*

A Dios y a mis padres por darme darme la vida y el privilegio de ser su hijo. Agradezco a mi papá por ser mi ejemplo a seguir, por brindarme su confianza y apoyo incondicional a largo de esta etapa de mi vida, cerrando un ciclo y abriendo uno nuevo. A ti mamá porque aún estás conmigo y vivirás por siempre en mi mente y mi corazón. Gracias por sus consejos y enseñanzas que han guiado a lo largo de la escuela de la vida.

Gracias a todos y cada uno de mis profesores de la Facultad de Ciencias que contribuyeron en mi formación como Físico.

Agradezco a mí tutor el Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez por abrirme las puertas de la Unidad PET/CT-Ciclotrón UNAM, por su paciencia, tiempo y dedicación en el desarrollo de este trabajo.

A los miembros del comité sinodal gracias por sus valiosos comentarios y la revisión cuidadosa de la tesis: Dra. María Ester Brandán Siqués, Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, M. en C. Adolfo Zárate Morales, y M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos.

A los encargados del Ciclotrón el M. en C. Adolfo Zárate Morales y el Físico Armando Flores Moreno, radiofarmacia y transporte de la PET/CT-Ciclotrón UNAM, gracias por el apoyo que me brindaron durante la realización del proyecto de tesis.

Agradezco al Dr. Carlos David Hernández Pérez por todas sus enseñanzas durante los cursos *y lo que se le fuera ocurriendo*, además de ser mi primer profesor de la Facultad de Ciencias, y una persona a quien admiro mucho. Gracias por enseñarme a manejar "LyX" para llevar a cabo la escritura de este trabajo.

A mis amigos de la prepa Pedro, Omar, Daniel, Adrián, Mario, Raúl, Roberto y todo el equipo de Karate-Do, con los cuales compartí tantas aventuras y locuras juntos.

A mis compañeros y amigos de la facultad, Guillermo, Salvador, Adrián, Carlos, Jonathan, Emilio, Gloria, Gabriela, y a Miguel Valle que por la manera de llevarnos parecería que somos enemigos, pero en realidad tenemos muchas cosas en común y aunque siempre peleamos y nada nos parece, seguimos juntos. Gracias a ustedes aprendí mucho a largo de la carrera, como trabajar en equipo y el verdadero valor de la amistad.

De igual forma quiero agradecer a mis tíos, Mary y Vicente porque siempre me brindaron apoyo y confiaron en mí. A mis primos Pedro, Liliana y Omar por sus consejos y por ser mis amigos.

A todos ustedes y a los que directa o indirectamente permitieron llevar a cabo este sueño, GRACIAS.

## *Agradecimientos a instituciones:*

A la unidad PET/CT-Ciclotrón de la Facultad de Medicina de la UNAM, gracias por abrirme las puertas y permitirme utilizar sus instalaciones y equipo, para realizar este trabajo.

Al CONACYT, proyecto 121652 "Producción de nuevos radionúclidos y radiofármacos para tomografía por emisión de positrones dirigidos a blancos moleculares específicos"

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo general	2
1.1.2. Objetivos específicos	2
<b>2. Estructura atómica, radiactividad, e interacción de la radiación con la materia.</b>	<b>3</b>
2.1. Estructura atómica	3
2.2. El átomo y la radiación	4
2.2.1. Radiación electromagnética.	4
2.2.2. Partículas	7
2.3. El Núcleo	8
2.3.1. Clasificación de Nucleidos	8
2.3.2. Fuerzas Nucleares	9
2.3.3. Estabilidad nuclear	10
2.4. Radiactividad	11
2.4.1. Constante de decaimiento	12
2.4.2. Vida media	13
2.5. Transformaciones nucleares	14
2.5.1. Decaimiento beta	15
2.5.2. Espectro energético de partículas $\beta$	15
2.5.3. Decaimiento $\beta^+$	16
2.5.4. Radionúclidos emisores de positrones ( $^{18}\text{F}$ , $^{13}\text{N}$ y $^{11}\text{C}$ )	17
2.5.5. Captura electrónica	20
2.6. Interacción de la radiación con la materia	21
2.6.1. Interacción de partículas	21
2.6.2. Ionización específica	22
2.6.3. Alcance de partículas cargadas	23

2.6.4.	Transferencia de energía lineal . . . . .	23
2.6.5.	Dispersión (colisiones elásticas e inelásticas) . . . . .	24
2.6.6.	Interacciones radiativas . . . . .	25
2.6.7.	Aniquilación del positrón . . . . .	25
2.6.8.	Dispersión Compton . . . . .	27
2.6.9.	Efecto Fotoeléctrico . . . . .	30
<b>3.</b>	<b>Radiografía Digital</b>	<b>33</b>
3.1.	Radiografía computarizada . . . . .	34
3.1.1.	Estructura y composición química de las películas (BaFBr:Eu <sup>2+</sup> ) . . . . .	37
3.1.2.	Interacción de la radiación ionizante con las películas PSP . .	37
3.2.	Dispositivo acoplador de carga . . . . .	41
3.3.	Detectores de panel plano . . . . .	41
3.3.1.	Detectores de conversión indirecta . . . . .	41
3.3.2.	Detectores de conversión directa . . . . .	43
3.4.	Procesamiento digital vs analógico . . . . .	43
3.5.	Características en imagen digital . . . . .	44
3.5.1.	Contraste . . . . .	44
3.5.2.	Resolución . . . . .	44
3.5.3.	Contraste vs resolución espacial . . . . .	48
3.5.4.	Ruido . . . . .	49
<b>4.</b>	<b>Descripción y caracterización del equipo experimental</b>	<b>51</b>
4.1.	Materiales y métodos . . . . .	51
4.1.1.	Descripción del equipo . . . . .	52
4.1.2.	Caracterización del equipo . . . . .	60
4.2.	Desarrollo experimental . . . . .	61
4.2.1.	Sensibilidad de las películas fotoestimulables . . . . .	63
4.2.2.	Disminución de la señal en función del número de lectura . .	64
4.2.3.	Respuesta de las películas ante un amplio intervalo de actividades	64
4.2.4.	Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos . . . . .	65
4.2.5.	Señal en función de la energía de los positrones . . . . .	67
4.2.6.	Función de Transferencia de Contraste (CTF) . . . . .	68

<b>5. Resultados y discusión</b>	<b>71</b>
5.1. Sensibilidad de las películas MS y SR . . . . .	71
5.2. Disminución de la señal en función del número de lectura . . . . .	72
5.3. Linealidad de respuesta . . . . .	72
5.4. Cociente señal-ruido . . . . .	75
5.5. Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos	75
5.6. Señal en función de la energía de los positrones . . . . .	79
5.7. Resolución espacial . . . . .	79
<b>6. Conclusiones</b>	<b>87</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>89</b>

# 1 Introducción

La tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés), es una técnica no invasiva mediante la cual se obtienen imágenes funcionales que proporcionan información cuantitativa a nivel molecular sobre el funcionamiento de órganos y tejidos. La PET representa hoy en día la técnica por excelencia de diagnóstico médico por imagen, ya que provee información fisiológica o bioquímica de los procesos bajo estudio, en comparación con las modalidades de imagen por rayos X, ultrasonido y resonancia magnética que ofrecen principalmente información estructural o anatómica.

La resolución espacial de un equipo PET clínico es del orden de 5 mm, la cual es adecuada para la mayoría de los estudios clínicos en humanos, pero insuficiente si se desea realizar estudios en animales pequeños (ratas y ratones) con propósitos de investigación básica. Es por eso que en las últimas dos décadas se han estado diseñando equipos microPET para el estudio de animales pequeños alcanzando resoluciones espaciales de 1 mm. Sin embargo, hay ocasiones en las que esta resolución es aún insuficiente para contestar a todos los cuestionamientos científicos planteados en algunos proyectos de investigación. En estos casos, el uso de técnicas de Autoradiografía Digital *ex vivo*, que puede alcanzar resoluciones del orden de 100  $\mu\text{m}$ , proporciona información complementaria a los estudios PET. Para que este tipo de aplicaciones sea posible, el sistema de radiografía digital debe ser caracterizado, y éste es el propósito del proyecto de tesis presente.



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## 1.1. Objetivos

### 1.1.1. Objetivo general

El objetivo de este trabajo consiste en caracterizar un sistema de radiografía digital con películas de fluorobromo de bario con impurezas de europio ( $\text{BaFBr:Eu}^{+2}$ ), para ser usado en estudios de autorradiografía de secciones de tejidos de animales como complemento para imágenes de micro-tomografía por emisión de positrones.

### 1.1.2. Objetivos específicos

La caracterización del equipo incluye la evaluación de:

- Sensibilidad
- Linealidad de respuesta
- Cociente señal-ruido
- Señal en función de la energía de los positrones
- Resolución espacial

# 2 Estructura atómica, radiactividad, e interacción de la radiación con la materia.

## 2.1. Estructura atómica

El átomo es la unidad más pequeña de un elemento. Está compuesto de un núcleo que contiene protones y neutrones. El radio atómico mide aproximadamente  $10^{-10}\text{m}$ , mientras que el núcleo es del orden de  $10^{-15}\text{m}$ . En el núcleo se concentra toda la carga positiva y la mayor parte de la masa. Alrededor del núcleo giran los electrones cargados negativamente. En estado no ionizado, un átomo es eléctricamente neutro, ya que el número de protones es igual al número de electrones.

### Estructura electrónica

Un modelo del átomo fue propuesto por Niels Bohr en 1913, el cual describe que los electrones se encuentran orbitando alrededor de un núcleo masivo cargado positivamente, a distancias fijas asociadas mediante estados de energía discretos o también llamados niveles cuánticos. Estos niveles (capas electrónicas), son asignados con las letras K, L, M, N..., siendo K, la capa que se encuentra más cerca del núcleo y la última capa, llamada *capa de valencia*, determinará las propiedades químicas de un elemento. Así mismo, a cada nivel electrónico se le asigna un número cuántico 1, 2, 3, 4, ..., comenzando con el nivel K. Finalmente, cada capa puede tener únicamente  $2n^2$  electrones, siendo  $n$  el número cuántico principal. Por ejemplo, para el nivel K ( $n = 1$ ) le corresponden solo 2 electrones, para el nivel L ( $n = 2$ ) puede tener 8 electrones, y así sucesivamente [V. Acosta].

Hasta ahora se ha mencionado como está constituido el átomo, pero ¿qué es lo que hace a los electrones mantenerse en el átomo?. La razón es que existe una fuerza de atracción entre el núcleo (cargado positivamente) y los electrones, cuya intensidad varía como  $\frac{1}{r^2}$ , siendo  $r$  la distancia del electrón al núcleo, mejor conocida como Fuerza de Coulomb.

A la energía requerida para desalojar un electrón de un átomo se llama *energía de amarre o energía de ligadura*  $E_b$ , la cual va disminuyendo a medida que los electrones se alejan del núcleo. Con ello se tiene que un electrón puede ser desalojado a una órbita más alejada del núcleo o a una posición fuera del átomo (ionizarlo), únicamente si se le agrega una energía mayor a la energía de amarre correspondiente a la órbita en la que se encuentre el electrón [Bushberg, pp 22].

## 2.2. El átomo y la radiación

La radiación es la energía que viaja a través del espacio o materia [Bushberg], [V.Shankar]. Hay dos tipos de radiación utilizada en diagnóstico por imagen: La radiación electromagnética y la producida mediante la interacción de partículas cargadas con la materia (sección 2.6).

### 2.2.1. Radiación electromagnética.

La radiación electromagnética no se ve afectada por un campo eléctrico o magnético, tiene una rapidez constante en un medio dado; aunque no necesita medio de propagación, pues la rapidez máxima la adquiere en el vacío ( $2.9998 \times 10^8 \frac{m}{s}$ ), es decir se desplaza a la velocidad de la luz. La radiación electromagnética viaja en línea recta, y su trayectoria puede ser alterada por la interacción con la materia. Esta interacción puede ocurrir por *absorción* (efecto fotoeléctrico) y *dispersión* (efecto Compton), por mencionar un ejemplo.

La radiación electromagnética se puede caracterizar si se conoce su frecuencia  $\nu$ , longitud de onda  $\lambda$ , o energía por fotón  $E$ . Las diferentes categorías de radiación electromagnética se encuentran comprendidas dentro del espectro electromagnético que se muestra en la figura 2.2.1.

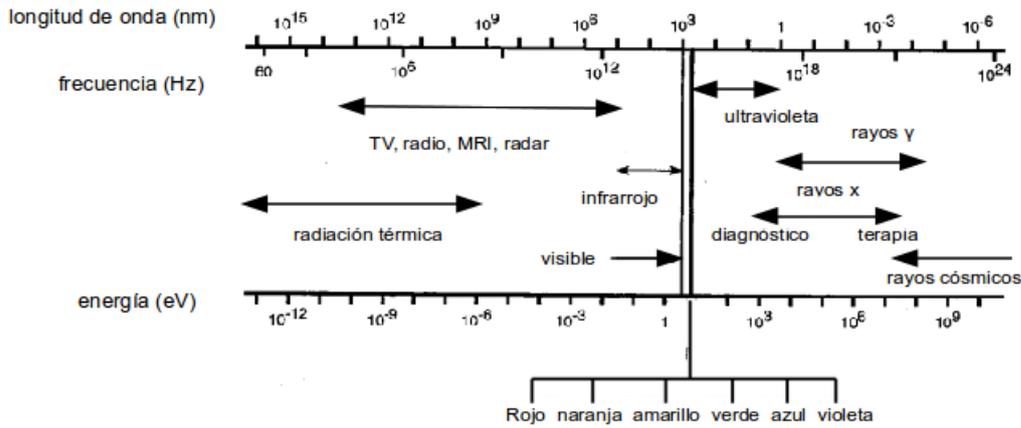


Figura 2.2.1: Espectro electromagnético. Imagen modificada [Bushberg, pp 18]

La radiación electromagnética utilizada en diagnóstico por imagen incluye:

- Rayos  $\gamma$ . Surgen como resultado de cambios en la energía de los núcleos radiactivos, y se utilizan para determinar la distribución de radiofármacos en imágenes de medicina nuclear.
- Rayos X. Surgen de transiciones electrónicas entre las capas atómicas. Son utilizados en la adquisición de imágenes por radiografía y tomografía computarizada.
- Luz visible. Es utilizada para observación e interpretación de imágenes.
- Radiofrecuencia. Se utiliza en la transmisión y recepción de señal en imagen por resonancia magnética (MRI).

En algunas situaciones la radiación electromagnética se comporta como onda y algunas otras como partícula.

### Comportamiento Ondulatorio

Las ondas mecánicas y electromagnéticas son caracterizadas por su *frecuencia* ( $\nu$ ), *longitud de onda* ( $\lambda$ ), *amplitud* ( $A$ ), y *periodo* ( $T$ ). La longitud de onda es la distancia entre dos puntos próximos, siendo éstos: valles (punto más bajo de la onda), o crestas (punto más alto de la onda). La amplitud es la intensidad de la onda (altura máxima). El periodo es el tiempo requerido para completar un ciclo de la onda, y la

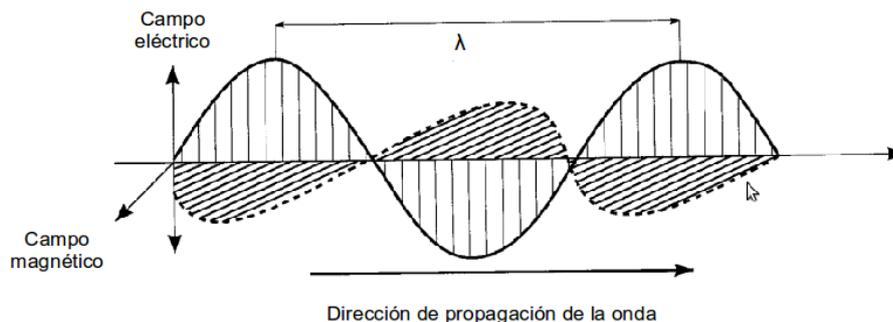


Figura 2.2.2: Componente del campo eléctrico y magnético de la radiación electromagnética.

frecuencia es el número de ciclos por segundo ( $\frac{1}{\text{periodo}}$ ).

Ahora bien, dos ondas de la misma frecuencia pueden relacionarse por medio de un espaciamiento temporal de una onda respecto a la otra llamado *fase*. La longitud de onda, la frecuencia y rapidez de una onda están relacionadas por medio de la ecuación:

$$c = \lambda\nu \tag{2.2.1}$$

donde  $c$  es la velocidad medida en  $\frac{m}{s}$ ,  $\lambda$  es la longitud de onda dada en metros, y  $\nu$  es la frecuencia medida en Hertz,  $1 \text{ Hz} = \frac{1\text{ciclo}}{s} = \frac{1}{s}$ .

La radiación electromagnética al viajar a través del espacio con la misma frecuencia, velocidad y fase, puede ser descrita en términos de los campos eléctrico y magnético, con una dependencia perpendicular en ellos, como se puede observar en la figura 2.2.2.

### Comportamiento de Partícula

Cuando la radiación electromagnética interactúa con la materia puede exhibir un comportamiento de partícula. A esta partícula se le puede representar por medio de un paquete de ondas que resulta de la superposición (o como consecuencia de la interferencia) de un número infinito de ondas viajeras. Así, la partícula se localizará en la región de máxima interferencia de las ondas.

En 1900 Max Planck postuló que una fuente de luz no emite radiación continuamente, sino en cantidades iguales y finitas llamadas *cuantos* [V. Acosta, pp 101]. En ese

entonces Planck había relacionado la energía de los corpúsculos de luz (fotones), y la frecuencia de la luz por:

$$E = h\nu \quad (2.2.2)$$

donde  $h$  es la constante de Planck, cuyo valor es  $6.62 \times 10^{-34}$  Js o bien,  $h = 4.13 \times 10^{-18}$  keVs. Al sustituir  $\nu$  en términos de la velocidad de la partícula y de  $\lambda$  se tiene:

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.2.3)$$

La energía de los fotones es expresada comúnmente en electrón volts<sup>1</sup> (eV).

De la ecuación 2.2.2, se observa que la radiación electromagnética con frecuencias mayores a la región del ultravioleta, tendrá suficiente energía (por fotón) para arrancar a los electrones de la capas atómicas más lejanas del núcleo; es decir, será posible ionizar átomos o moléculas. La radiación que se encuentra en esta región del espectro (ultravioleta, rayos X, y rayos gamma) se le llama *Radiación Ionizante*. El umbral de energía para ionización es aproximadamente de 10 eV. La radiación electromagnética puede ser absorbida por átomos o moléculas, haciendo que los electrones pasen del estado base a un estado de más alta energía. Esta energía transferida por la radiación se llama energía de excitación  $E_e$  [Podgorsak, pp 21].

### 2.2.2. Partículas

Las características físicas de la radiación de partícula utilizadas en imagenología médica se agrupan en la tabla 2.1. Como se mencionó anteriormente, los protones se encuentran en el núcleo de todos los átomos, y tienen carga positiva. Los electrones existen en las órbitas atómicas y, cuando son creados y emitidos por los núcleos de los átomos radiactivos se les llama partículas beta  $\beta^-$ . Los positrones son creados y emitidos durante cierto tipo de decaimiento radiactivo, y tienen carga positiva (en la sección 2.5.1 se hablará con más detalle acerca de este tipo de decaimientos radiactivos). Un neutrón es una partícula sin carga eléctrica que tiene una masa

---

<sup>1</sup>Un electrón volt se define como la energía que adquiere una partícula con carga eléctrica  $e$  ( $1.602 \times 10^{-19}$  C) en una diferencia de potencial de 1 V.

Tabla 2.1: Propiedades fundamentales de radiación de partícula.

Partícula	símbolo	Carga	Masa (uma*)	energía equivalente (MeV)
alfa	$\alpha$ , ${}^4\text{He}^{+2}$	+2	4.0028	3727
protón	p, ${}^1\text{H}^+$	+1	1.007593	938
electrón	$e^-$ , $\beta^-$	-1	0.000548	0.511
positrón	$e^+$ , $\beta^+$	+1	0.000548	0.511
neutrón	$n^0$	0	1.008982	940

\* Unidad de masa atómica. Se define como  $\frac{1}{12}$  de la masa de un átomo de  ${}^{12}\text{C}$ . 1 uma = 931 MeV.

ligeramente mayor a la del protón (ver tabla 2.1). Los neutrones son emitidos por fisión nuclear y son usados para producción de radionúclidos, [Bushberg, pp 20]. Una partícula alfa consiste de dos protones y dos neutrones, lo cual indica que tiene carga +2, se tiene entonces que es idéntico a los núcleos de un átomo de Helio ( ${}^4\text{H}$ ). La emisión de partículas alfa ocurre de manera natural en ciertos materiales radiactivos, tales como: uranio, torio, y radio.

## 2.3. El Núcleo

Las partículas que forman el núcleo son conocidas como nucleones. El número de protones dentro del núcleo se llama *número atómico* ( $Z$ ), el número total de protones y neutrones ( $N$ ) dentro del mismo se llama *número másico* ( $A$ ). Entonces, para distinguir cierto elemento de otro, se representa de manera esquemática con el símbolo químico  ${}^A_Z\text{X}_N$ . En esta notación,  $Z$  y  $N$  son redundantes, pues el símbolo identifica el elemento, por tanto se tiene la  $Z$  del material, y el número de neutrones puede calcularse como  $N = A - Z$ . Por ejemplo, para  ${}^{18}_9\text{F}_9$ , usualmente se escribe  ${}^{18}\text{F}$ . Ahora bien, para indicar la carga sobre un átomo, se escribe un superíndice a la derecha del símbolo químico. Por ejemplo,  $\text{Eu}^{+2}$  indica que el Europio está ionizado; es decir, ha perdido dos electrones de su capa de valencia.

### 2.3.1. Clasificación de Nucleidos

Un nucleido es un átomo caracterizado por su número de masa, número atómico y estado de energía nuclear [J. M. Acosta, pp-395]. Así, los átomos pueden ser caracterizados por la constitución de sus núcleos de la manera siguiente:

- *Isótopos*: Son núcleos con el mismo número atómico  $Z$ , pero diferente número másico  $A$ . Los núcleos  ${}^{28}_{14}\text{S}$ ,  ${}^{29}_{14}$ ,  ${}^{30}_{14}\text{S}$ , y  ${}^{32}_{14}\text{S}$  son isótopos del silicio.

- *Isóbaros*: Son núcleos con el mismo número másico  $A$ , pero diferente número atómico  $Z$ . Los núcleos  $^{16}_8\text{O}$ , y  $^{16}_7\text{N}$ , son ejemplos de isóbaros.
- *Isótonos*: Son núcleos con igual número de neutrones. Algunos ejemplos de isótonos son  $^{14}_6\text{C}$ ,  $^{15}_7\text{O}$ , y  $^{16}_8\text{N}$ .
- *Isómeros*: Son núcleos con el mismo número másico y número atómico, pero diferente estado energético. Como ejemplo se tiene,  $^{99}_{43}\text{Tc}$  y  $^{99m}_{43}\text{Tc}$ . La energía del Tc-99 metaestable es mayor a la del Tc-99 estable. La diferencia de energía es de 142 keV [Turner], [Podgorsak].

### 2.3.2. Fuerzas Nucleares

Según la ley de Coulomb, los protones distribuidos dentro del núcleo deberían repelerse entre sí, y dispersarse. Es difícil explicar la estabilidad del núcleo, a menos de suponer que los nucleones se encuentran bajo la influencia de una clase de fuerzas atractivas y muy intensas. Estas fuerzas, clasificadas como interacciones fuertes, fueron estudiadas en el año de 1935 por el físico japonés Hideki Yukawa. [V. Acosta, pp 279-280]

Yukawa mencionó las principales características de las fuerzas nucleares:

1. Las fuerzas nucleares son efectivas a corto alcance. Teniendo que la distancia entre los nucleones es del orden de un Fermi, ( $10^{-15}$  m) o menor.
2. Son independientes de la carga.
3. Son las más intensas en la naturaleza.
4. Son rápidamente saturadas por los nucleones circundantes.

Por tanto, se tienen fuerzas que actúan en dirección opuesta sobre las partículas en el núcleo. *La fuerza de repulsión electrostática* entre los protones es contrarrestada por *la fuerza de atracción* resultante del intercambio de piones (partículas subnucleares) entre todos los nucleones. Este intercambio de fuerzas, también llamada *fuerza fuerte*, mantiene unido al núcleo.

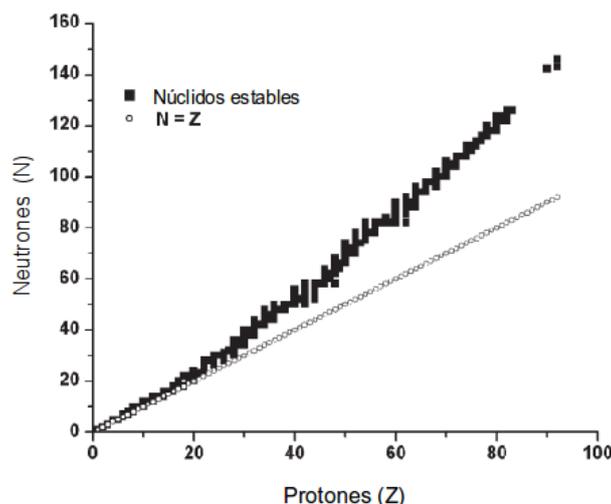


Figura 2.3.1: Curva de estabilidad nuclear.

### 2.3.3. Estabilidad nuclear

Comparadas con las energías químicas, las energías que mantienen unidos a los nucleones dentro del núcleo son muy grandes. A pesar de ello, cuando partículas atómicas como los neutrones, protones y partículas  $\alpha$ , o fotones de alta energía, chocan con el núcleo, pueden producir cambios dentro de éste. Por ejemplo, algunas veces la partícula incidente entra al núcleo, donde permanece mientras que una segunda partícula, u otras varias partículas son expulsadas. La partícula incidente puede llegar a fracturar el núcleo en varias partes o simplemente puede rebotar en una colisión elástica (sección 2.6.5). Entonces, se tiene que la estabilidad del núcleo se mide en términos de la energía de la partícula incidente, y de las energías de amarre de las partículas que lo forman.

La figura 2.3.1, muestra una curva del número de neutrones contra el número de protones para núcleos estables. En ella se observa una *curva de estabilidad* para la cual un cociente  $\frac{N}{Z}$ , es aproximadamente 1 para núclidos con  $Z$  bajas (núcleos ligeros), y aproximadamente 1.5 para núclidos con  $Z$  altas (núcleos pesados). Para valores grandes de  $Z$ , la repulsión electrostática de Coulomb se vuelve importante, y el número de neutrones debe ser mayor para compensar este efecto repulsivo.

Los núclidos con número impar de neutrones y protones tienden a ser inestables; mientras que los núclidos de número par, con mayor frecuencia son estables. El número

Tabla 2.2: Distribución de núclidos estables en función del número de neutrones y protones.

Número de protones ( $Z$ )	Número de Neutrones ( $N$ )	Número de Núclidos Estables
par	par	165
par	non	57
non	par	53
non	non	4

de núcleos estables son identificados por las diferentes combinaciones de neutrones y protones, tal y como se muestra en la tabla 2.2.

## 2.4. Radiactividad

En el año de 1896 el físico francés Antonie Henry Becquerel (1852-1908), quien colocó un trozo de mineral de uranio sobre placas fotográficas envueltas en papel negro, se dió cuenta de que al revelar una de las placas, ésta tenía una imagen con la forma del pedazo del mineral, encontrando con ello una clase de radiación desconocida.

Marie Curie (1867-1934) pionera en el campo de la radioactividad, fue la primera persona en recibir dos premios Nobel. Su cónyuge del físico francés Pierre Curie (1859-1906), también fue uno de los pioneros en el estudio de la radiactividad. Marie y Pierre estudiaron las hojas radiactivas, en particular el uranio en forma de pechblenda<sup>2</sup>, que tenía la curiosa propiedad de ser más radiactiva que el uranio que se extraía de ella. La explicación lógica fue suponer que la pechblenda contenía trozos de algún elemento mucho más radiactivo que el uranio.

Tras varios años de trabajo constante, a través de la concentración de varias clases de pechblenda, los Curie aislaron dos nuevos elementos químicos. El primero, en 1898, fue nombrado como polonio en referencia al país nativo de Marie Curie. El polonio fue el primer elemento químico nombrado por razones políticas, y el radio fue nombrado así, debido a su intensa radiactividad [Kabzinska]. Finalmente, en 1903 a Bequerel y a los Curie les dieron el premio Nobel por sus estudios en el fenómeno de radiactividad.

---

<sup>2</sup>La pechblenda es uno de los principales minerales de uranio.

Por su parte, Rutherford descubrió que un campo magnético separaba a la radiación en partículas  $\alpha$  y partículas  $\beta$ . Tiempo después, Paul Willard encontró otro tipo de radiación que se presentaba como una forma muy energética de ondas electromagnéticas, rayos  $\gamma$ . Entonces, cualquier núclido inestable que cambia su estructura nuclear de manera espontánea a otro núcleo más estable emitiendo una partícula  $\alpha, \beta^-, \beta^+$ , o  $\gamma$ , es llamado *núcleo radiactivo*. [V. Acosta. pp, 322-323]

### 2.4.1. Constante de decaimiento

Si  $N$  representa el número de átomos presentes en una muestra radiactiva en un tiempo dado y  $dN$  representa el número de transformaciones durante un intervalo de tiempo  $dt$ , entonces la rapidez promedio de decaimiento es:

$$-\lambda N = \frac{dN}{dt} \quad (2.4.1)$$

donde el signo menos indica que el número de átomos presentes en la muestra disminuye con el tiempo. Por tanto, la ecuación (2.4.1) nos dice que la probabilidad de decaimiento de la muestra radiactiva por unidad de tiempo es constante.

$$\lambda = -\frac{1}{N} \frac{dN}{dt} = \text{constante} \quad (2.4.2)$$

siendo  $\lambda$  la constante de decaimiento específica para cada radionúclido.

De esta manera, se define la actividad<sup>3</sup> de una muestra de material radiactivo como la razón a la cual ocurren las desintegraciones de los núcleos.

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda N \quad (2.4.3)$$

Ahora, supongamos que existen  $N_0$  átomos en el tiempo  $t_0 = 0$ , entonces al integrar

---

<sup>3</sup>La unidad tradicional de medida para la actividad era el Curie (Ci), que representa  $3.7 \times 10^{10}$   $\frac{\text{desintegraciones}}{\text{segundo}}$ . En el Sistema Internacional de Unidades una transformación por segundo (dps) = 1 Becquerel.

la ecuación (2.4.2) se tiene:

$$\int_{N_0}^N \frac{1}{N} dN = \int_0^t -\lambda dt \quad (2.4.4)$$

o bien

$$\ln \frac{N}{N_0} = -\lambda t \quad (2.4.5)$$

aplicando la función exponencial a la ecuación (2.4.5) y multiplicando por  $\lambda$  se tiene:

$$\lambda N = \lambda N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.4.6)$$

por lo tanto

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2.4.7)$$

siendo  $\lambda N_0 = A_0$  la actividad inicial de la muestra radiactiva, y  $\lambda N = A(t)$  es la actividad en el tiempo  $t$ .

### 2.4.2. Vida media

La vida media de un radionúclido ( $\tau_{\frac{1}{2}}$ ) se define como el tiempo en que tarda una muestra radiactiva en decaer a la mitad de su actividad. Datos experimentales indican que las actividades de dichas muestras disminuyen de manera exponencial, tal y como se aprecia en la figura 2.4.1. Esto nos indica que existe una relación matemática entre la vida media y la constante de decaimiento expresada de la siguiente manera. Considere un radionúclido cuya actividad al tiempo  $t_0$  es  $A_0$ , entonces la actividad del radionúclido al transcurrir una vida media,  $t = \tau_{\frac{1}{2}}$  será de  $\frac{1}{2}A_0$ , sustituyendo en la ecuación (2.4.7) se tiene.

$$\frac{1}{2}A_0 = A_0 e^{-\lambda \tau_{\frac{1}{2}}} \quad (2.4.8)$$

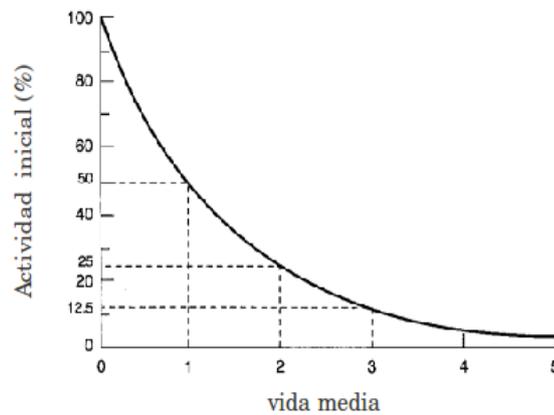


Figura 2.4.1: Porcentaje de actividad inicial de un radionúclido como función del tiempo (vida media).

al despejar  $\tau_{\frac{1}{2}}$  se obtiene:

$$\tau_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.4.9)$$

La ecuación (2.4.9) representa la vida media de un radionúclido con constante de decaimiento  $\lambda(1/s)$ .

## 2.5. Transformaciones nucleares

Al proceso en el que un núcleo atómico inestable (excitado de forma natural o artificial) se transforma de manera espontánea a otro núcleo más estable, se le llama decaimiento radiactivo. Los núcleos provenientes de las transformaciones nucleares se conocen como "hijas". La mayoría de los radionúclidos decaen por uno o más de los siguientes procesos: Decaimiento alfa, decaimiento  $\beta^-$ , decaimiento  $\beta^+$ , captura electrónica, o transición isomérica. A continuación se da la descripción del decaimiento  $\beta$  y el de captura electrónica, pues son el modo de decaimiento de los radionúclidos utilizados en la parte experimental de este trabajo.

### 2.5.1. Decaimiento beta

El decaimiento  $\beta$  comprende los modos de transformación en los que el número atómico  $Z$  del núcleo padre ( $P$ ) cambia en una unidad ( $Z \pm 1$ ), mientras que el número de masa atómica  $A$  permanece constante. Así, el número de nucleones y la carga total se conserva en los procesos de transformación  $\beta$  y al núcleo hija ( $D$ ) puede referirse como un isóbaro del núcleo padre.

### 2.5.2. Espectro energético de partículas $\beta$

De manera similar al decaimiento  $\alpha$ , la energía del decaimiento  $\beta$  está definida únicamente por la diferencia de masa-energía entre el núcleo padre e hija. Sin embargo, en el decaimiento  $\alpha$ , la energía de las partículas emitidas está singularmente definida; mientras que las partículas emitidas en la transformación  $\beta$  no son monoenergéticas, sino que muestran una distribución continua en el espectro de energía (fig. 2.5.1).

En 1930, Wolfgang Pauli postuló la existencia del neutrino para explicar el espectro continuo de electrones emitidos en la transformación  $\beta$ . Más tarde (1934), Enrico Fermi profundizando en la idea de neutrinos de Pauli, desarrolló una teoría de la transformación  $\beta^-$  y  $\beta^+$ . Sólo con la emisión de una tercera partícula, el neutrino o antineutrino, podría conservarse el momento y la energía en una transformación  $\beta$ . La existencia del neutrino fue demostrada experimentalmente en 1953. [Podgorsak, pp 323]

El neutrino y el antineutrino tienen masa en reposo igual a cero y se desplaza a la velocidad de la luz  $c$ . Su carga es igual a cero. La detección de una partícula sin masa relativista y sin carga, que solo experimenta interacciones débiles con la materia, es extremadamente difícil. Sin embargo, se diseñaron varias técnicas para detectar la partícula experimentalmente y así demostrar la afirmación de Fermi sobre su existencia en la transformación beta. En general, el espectro de la figura 2.5.1, presenta valores pequeños a bajas energías cinéticas, hasta lograr a un máximo a una determinada energía, y luego el espectro disminuye a cero con un máximo de energía cinética  $(E_K)_{\beta máx}$  que corresponde al valor  $Q$  de la transformación  $\beta$ .

Para uso en cálculos de dosimetría interna donde se utilizan fuentes emisoras de partículas  $\beta$ , la energía promedio es usualmente estimada como:

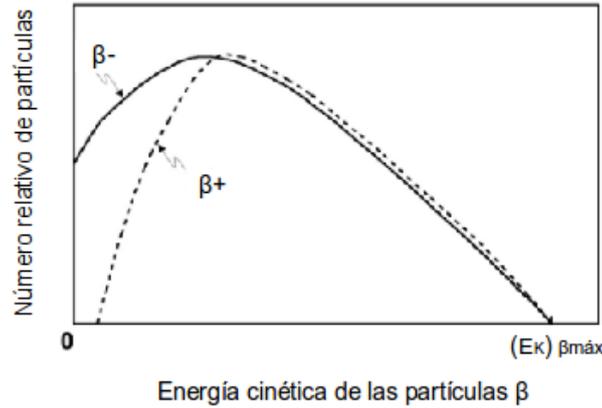


Figura 2.5.1: Distribución energética de las partículas  $\beta$ . Los espectros difieren a bajas energías debido a la carga de las partículas  $\beta$ : Los electrones se sienten atraídos por el núcleo, mientras que los positrones son repelidos por el mismo; es decir, el desplazamiento energético se debe a la carga de las partículas. Imagen modificada [Podgorsak, pp 323]

$$(E_{\beta})_{promedio} = \frac{1}{3} E_{máx} \quad (2.5.1)$$

### 2.5.3. Decaimiento $\beta^+$

Existen varios radionúclidos que decaen por emisión de positrones, esto se debe a una inestabilidad nuclear causada por un exceso de protones en el núcleo. El decaimiento  $\beta^+$ , o emisión del positrón puede describirse con la siguiente expresión:



El resultado de este decaimiento es la conversión de un protón en un neutrón con la simultánea emisión del positrón ( $\beta^+$ ) y un neutrino ( $\nu$ ). Como se observa en la ecuación 2.5.2, el número de protones disminuye en uno, ocurriendo la transformación del átomo en un elemento diferente (núcleo hija) con número atómico  $Z-1$ .

La distribución de energía entre el positrón y el neutrino es similar al decaimiento  $\beta^-$ ; así el espectro de los positrones es polienergético (figura 2.5.1) con una energía promedio de  $\frac{1}{3} E_{máx}$ .

El valor  $Q$  de un proceso radiactivo se define como la energía total de transformación nuclear [Podgorsak, pp 315]. Matemáticamente se escribe como:

$$Q = [M_P - (M_D + m)] c^2 \quad (2.5.3)$$

donde  $M_P$ ,  $M_D$  y  $m$  son las masas nucleares del núcleo padre, núcleo hija y partícula emitida, respectivamente.

Entonces el valor  $Q$  para el decaimiento  $\beta^+$  se puede escribir como:

$$Q_{\beta^+} = [M_P - (M_D + m_e)] c^2 \quad (2.5.4)$$

o bien, en términos de masas atómicas  $M_P = (m_P - Zm_e)$ ,  $M_D = (m_D - Zm_e)$  sustituyendo en la ecuación 2.5.4 y simplificando, se obtiene:

$$Q_{\beta^+} = [m_P - (m_D + 2m_e)] c^2 = [m_P - m_D] c^2 - 1.022 \text{ MeV} \quad (2.5.5)$$

Por lo tanto, la condición para que se dé el decaimiento por emisión de positrones, es que  $m_P c^2 > m_D c^2 + 2m_e c^2$ .

#### 2.5.4. Radionúclidos emisores de positrones ( $^{18}\text{F}$ , $^{13}\text{N}$ y $^{11}\text{C}$ )

##### Esquema de decaimiento

El proceso de decaimiento radiactivo es único y característico de cada radionúclido. La mayor parte de la información acerca de un proceso de decaimiento (núcleo padre e hija, modo de decaimiento, estados excitados, niveles de energía, radiación emitida y vida media) puede indicarse en un diagrama lineal llamado esquema de decaimiento, como el mostrado en la figura 2.5.2.

Las líneas horizontales (superior e inferior) representan al núcleo padre e hija, respectivamente; mientras que la línea horizontal intermedia representa los estados excitados. La diagonal izquierda indica el decaimiento por captura electrónica (sección 2.5.5); la línea vertical corta seguida de la diagonal a la izquierda representa alguno

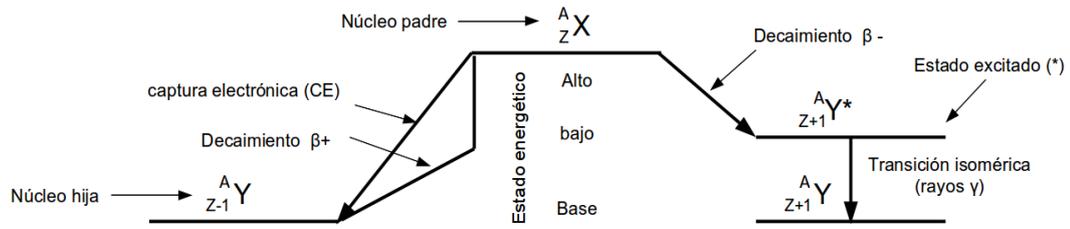


Figura 2.5.2: Elementos de un esquema de decaimiento.

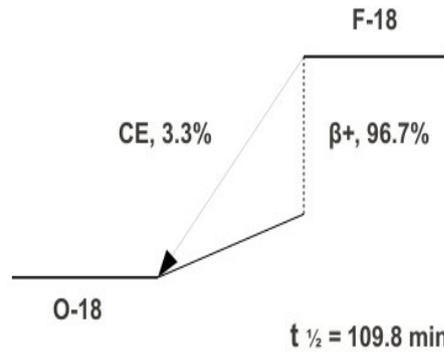


Figura 2.5.3: Esquema del decaimiento de  $^{18}\text{F}$ .

de los decaimientos  $\alpha$  o  $\beta^+$ . Finalmente, la diagonal derecha indica el decaimiento  $\beta^-$  y la línea vertical representa la emisión de rayos  $\gamma$  incluyendo la transición isomérica [ver Bushberg, pp 597]. Algunas veces los diagramas van acompañados de tablas que proporcionan información detallada sobre la radiación emitida debido a la transformación nuclear.

A continuación se muestran los esquemas de decaimiento de los radionúclidos emisores de positrones  $^{18}\text{F}$ ,  $^{13}\text{N}$  y  $^{11}\text{C}$ , producidos en el acelerador tipo ciclotrón (Siemens Eclipse RD/HP) de la Unidad PET/CT-Ciclotrón de la Facultad de Medicina de la UNAM [M.A.Ávila, A. Zárate], que fueron utilizados en la parte experimental de la tesis presente.

### 🦋 Fluor-18

El  $^{18}\text{F}$  decae en un 96.7% emitiendo positrones y el 3.3% restante por captura electrónica (CE), su vida media es de 109.77 min. La figura 2.5.3, muestra el esquema de decaimiento de  $^{18}\text{F}$ .

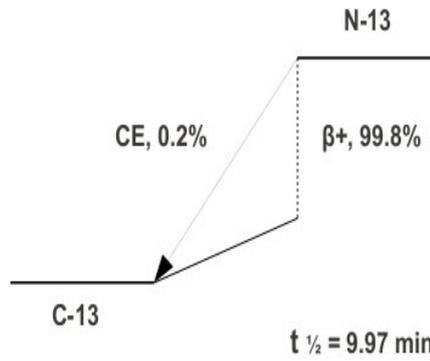


Figura 2.5.4: Esquema del decaimiento de  $^{13}\text{N}$ .

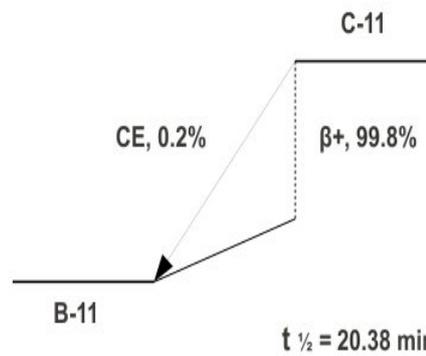


Figura 2.5.5: Esquema del decaimiento de  $^{11}\text{C}$ .

### ♣ Nitrogeno-13

El  $^{13}\text{N}$  decae en un 99.8% emitiendo positrones y el 0.2% restante por captura electrónica (CE), su vida media es de 9.97 min, (ver fig 2.5.4).

### ♣ Carbono-11

El  $^{11}\text{C}$  decae en un 99.8% emitiendo positrones y el 0.2% restante por captura electrónica (CE), su vida media es de 20.38 min. La figura 2.5.5, muestra el esquema de decaimiento de este radionúclido.

La tabla 2.3 muestra algunas características físicas de los radionúclidos emisores de positrones antes descritos.

Tabla 2.3: Principales características de tres emisores de positrones producidos en un ciclotrón de uso médico.

Radionúclido	Reaccion	$E_{\beta^+ \text{ máx}}$ (MeV)	$E_{\beta^+ \text{ prom}}$ (MeV)	Alcance $_{\beta^+ \text{ máx}}$ (mm)	Alcance $_{\beta^+ \text{ mín}}$ (mm)
$^{18}\text{F}$	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})$	0.633	0.202	2.4	0.6
$^{11}\text{C}$	$^{14}\text{N}(\text{p},\alpha)$	0.959	0.326	4.1	1.1
$^{13}\text{N}$	$^{16}\text{O}(\text{p},\alpha)$	1.197	0.432	5.1	1.5

### 2.5.5. Captura electrónica

El decaimiento por captura electrónica es un proceso que compite con el decaimiento  $\beta^+$ . La probabilidad de decaimiento por CE es mayor a medida que aumenta la  $Z$  del núcleo radiactivo, pues los electrones se encuentran más cerca del núcleo y pueden ser atrapados por éste. En algunos casos, el núcleo puede absorber uno de los electrones orbitales del átomo. Como los electrones con mayor probabilidad de ser capturados son los más cercanos al núcleo, los electrones de la capa  $K$  son absorbidos con mayor frecuencia. Por esta razón, la captura electrónica también se conoce como *captura K*. Cabe mencionar que las capturas de las capas  $L$  y  $M$  también son posibles, pero menos probables.

Cuando ocurre la captura electrónica, el átomo hija tiene un protón menos que el átomo padre. Esto debido a que el núcleo padre toma un electrón de la capa  $K$  y transforma un protón en un neutrón para ser más estable. Así, los electrones restantes se acomodan para corresponder a la nueva estructura del átomo. Durante el proceso son emitidos rayos  $X$  característicos del nuevo sistema atómico. El esquema para captura electrónica está dado por:



Según el principio de conservación de masa-energía, el proceso se puede escribir como:

$$m_e c^2 + (m_P - Z m_e) c^2 = [m_D - (Z - 1) m_e] c^2 + K_D + K_\nu \quad (2.5.7)$$

con un valor  $Q$  de

$$Q = K_D + K_\nu = (m_P - m_D) c^2 \quad (2.5.8)$$

donde  $K_D$  y  $K_\nu$  son las energías cinéticas del núcleo hija y del neutrino, respectivamente. La condición para que el proceso sea posible de manera espontánea es que  $Q > 0$ ; es decir, que  $m_P > m_D$ .

Ya que el número de protones en el núcleo hija es menor en uno, y mayor a uno en el núcleo padre, la captura  $K$  se puede interpretar como:



La ecuación anterior muestra que se han producido dos partículas, y por el principio de conservación del momento lineal, deberían moverse con momentos iguales y seguir direcciones en sentido opuesto. Esto nos asegura que los neutrinos, así como los núcleos hijas se mueven con energías cinéticas definidas. Los espectros de energía de la hija y del neutrino son monoenergéticos [V. Acosta].

## 2.6. Interacción de la radiación con la materia

### 2.6.1. Interacción de partículas

Las partículas cargadas pueden ionizar la materia de forma directa (interacción directa con las cargas, campo de fuerza coulombiano). Algunos ejemplos de partículas cargadas son: las partículas alfa  $\alpha$ , protones, electrones ( $e^-$ ), partículas beta ( $\beta^-$ ), positrones ( $\beta^+$ ), iones pesados, deuterones y tritios. De igual forma, es posible ionizar la materia de manera indirecta utilizando partículas sin carga, tales como neutrones y fotones (rayos X característicos, rayos X de frenado, rayos  $\gamma$  y rayos  $\gamma$  de aniquilación).

Las partículas cargadas interactúan con la materia mediante fuerzas eléctricas y pierden energía cinética a través de procesos de excitación, ionización, y pérdida radiativa [Rickards]. La excitación y la ionización se produce cuando las partículas cargadas pierden energía al interactuar con los electrones orbitales de los átomos del medio. La excitación es la fracción de energía transferida de la partícula incidente a los electrones del material absorbente, esto desplaza a los electrones a orbitales más lejos del núcleo (niveles de energía más altos). Después de la excitación, el electrón volverá a un nivel de energía más bajo, con la emisión de la energía de excitación en forma de radiación electromagnética o electrones Auger (figura 2.6.1). Este proceso se conoce como desexcitación.

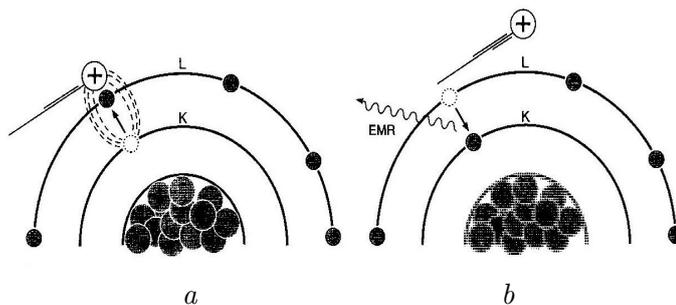


Figura 2.6.1: a) Durante el proceso de excitación una fracción de energía de la partícula incidente es transferida a los electrones orbitales, teniendo como resultado el desplazamiento de los electrones a niveles de energía más altos. b) El electrón regresa a su nivel de energía emitiendo radiación electromagnética. Imagen modificada [Bushberg, pp 32]

Si la energía transferida es superior a la energía de amarre del electrón, éste es expulsado del átomo produciéndose la ionización. El resultado de la ionización es un par de iones formado por el electrón expulsado y el átomo con carga positiva. Algunas veces, los electrones emitidos poseen energía suficiente para producir más ionizaciones llamada *ionización secundaria*. A estos electrones se llaman *rayos delta* [Attix Frank H].

## 2.6.2. Ionización específica

El número de pares de iones primarios y secundarios, producidos por unidad de longitud en la trayectoria de la partícula cargada se llama ionización específica, expresada en pares de iones por milímetro, PI/mm. La ionización específica aumenta con la carga eléctrica de la partícula y disminuye con la velocidad de la partícula incidente. Una carga más grande produce un campo de fuerza coulombiano mayor, y la partícula incidente pierde energía. La ionización específica de una partícula alfa puede ser tan alta como 7000 PI/mm en aire. La ionización específica en función de la trayectoria de la partícula se muestra para una partícula alfa de 7.69 MeV de Po-214 en aire (figura, 2.6.2).

A medida que la partícula alfa va perdiendo energía, la ionización específica llega a un máximo (llamado pico de Bragg), a partir del cual disminuye abruptamente. Esto se debe a la neutralización de la carga positiva de la partícula, por electrones del medio absorbente. El pico de Bragg asociado a partículas cargadas pesadas tiene aplicaciones médicas en radioterapia. En comparación con partículas cargadas pesadas, la

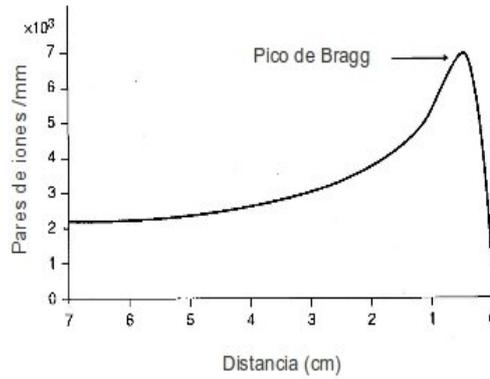


Figura 2.6.2: Ionización específica en función de la distancia en el aire para una partícula alfa de 7.69 MeV del  $^{214}\text{Po}$ . Se observa un rápido aumento en la ionización específica hasta alcanzar un máximo (pico de Bragg), y luego cae abruptamente debido a la pérdida de energía cinética de la partícula. Al final la partícula cargada es neutralizada.

ionización específica de los electrones es mucho menor (de 50 a 100 PI/cm en aire).

### 2.6.3. Alcance de partículas cargadas

Otra distinción importante entre las partículas cargadas pesadas y ligeras es su trayectoria en un medio material. Los electrones siguen caminos tortuosos en el medio como resultado de múltiples interacciones que va sufriendo (repulsión o atracción). Por su parte las partículas cargadas pesadas siguen un recorrido esencialmente en línea recta. La *longitud de la trayectoria* de una partícula se define como la distancia que viaja la partícula en un medio material. El *alcance* de una partícula se define como la profundidad de penetración de la partícula en el material en cuestión. El alcance depende de la energía de la partícula cargada incidente y del tipo de material, [Bushberg, pp 34]. La figura 2.6.3 ilustra la longitud del camino recorrido para una partícula cargada ligera que casi siempre es superior a su alcance; mientras que la longitud de la trayectoria de una partícula cargada pesada y su alcance son casi iguales.

### 2.6.4. Transferencia de energía lineal

Se define la transferencia de energía lineal (LET, por sus siglas en inglés) como la cantidad de energía depositada en el medio por una partícula cargada por unidad de longitud recorrida, y se expresa generalmente en unidades de  $\text{keV}/\mu\text{m}$ . La LET de una partícula cargada es proporcional al cuadrado de la carga e inversamente proporcional a la energía cinética de la partícula,  $\frac{q^2}{E_k}$ . La transferencia lineal de energía es el

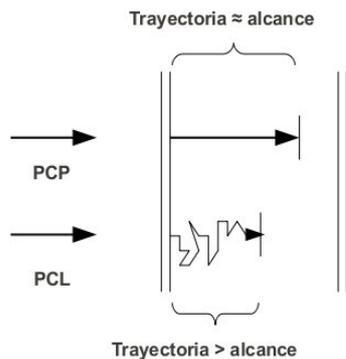


Figura 2.6.3: Longitud de la trayectoria y alcance para partículas cargadas pesadas (PCP) y partículas cargadas ligeras (PCL).

producto de la ionización específica (PI/cm) y la energía media depositada por par de iones (eV/PI). Así, la LET de un tipo particular de radiación describe la densidad de energía depositada, que determina en gran medida la consecuencia biológica de la exposición a la radiación. En general, radiaciones "de LET alta" (partículas alfa, protones, etc.) son mucho más dañinas para el tejido que la radiación de "baja LET" que incluye a los electrones y a la radiación ionizante electromagnética [Bushberg, pp-34].

### 2.6.5. Dispersión (colisiones elásticas e inelásticas)

La dispersión se refiere a una interacción que resulta en la desviación de una partícula cargada o fotón de su trayectoria original. Un acontecimiento de dispersión en el cual la energía cinética total de las partículas que chocan no se modifica se llama colisión elástica. Cuando se produce la dispersión con una pérdida de energía cinética (es decir, la energía cinética total de las partículas dispersas es menor que la de las partículas antes de la interacción), a este tipo de colisión se le llama inelástica. Por ejemplo, el proceso de ionización puede considerarse una interacción elástica si la energía de ligadura del electrón orbital es despreciable en comparación con la energía cinética del electrón incidente. Por el contrario, si la energía de ligadura que se debe superar para ionizar el átomo es significativa, se dice que el proceso es inelástico [Bushberg, pp-35].

### 2.6.6. Interacciones radiativas

Los electrones pueden interactuar de manera inelástica con los núcleos atómicos, cuando esto sucede pueden llevarse a cabo las siguientes colisiones radiativas:

- El electrón incidente se impacta directamente con el electrón de la capa K creando una vacante que al ocuparse genera rayos X característicos (dependiendo del material).
- El electrón incidente pasa muy cerca del núcleo atómico y por efecto del campo coulombiano se desvía emitiendo rayos X de frenado (Bremsstrahlung).
- El electrón incidente puede colisionar de manera directa con el núcleo atómico, de esta manera el electrón es frenado completamente con una transferencia total de su energía, produciendo rayos X de frenado.

### 2.6.7. Aniquilación del positrón

El positrón es la antipartícula del electrón, tienen cargas de signos opuestos y ambas partículas tienen masa en reposo igual a 0.511 MeV. Los positrones energéticos se mueven a través de un medio absorbente, experimentan colisiones y pérdidas radiativas de su energía cinética a través de interacciones coulombianas con los electrones orbitales y núcleos del material de absorción.

Cuando un positrón interactúa con un electrón, da como resultado la aniquilación del par electrón-positrón (fig.2.6.4), emitiendo dos fotones de aniquilación<sup>4</sup> de 0.511 MeV de energía moviéndose en direcciones opuestas, asegurando con ello la conservación de la carga, energía y la cantidad de movimiento. Este proceso ocurre después de que, a energía cinética muy baja se forma un estado ligado entre el positrón y el electrón conocido como positronio.

---

<sup>4</sup>No todos los fotones de aniquilación son emitidos exactamente en la misma dirección con sentidos opuestos. Hay una pequeña desviación de  $\sim 0.25^\circ$  para positrones que se aniquilan en pleno vuelo. [Paul Suetens]

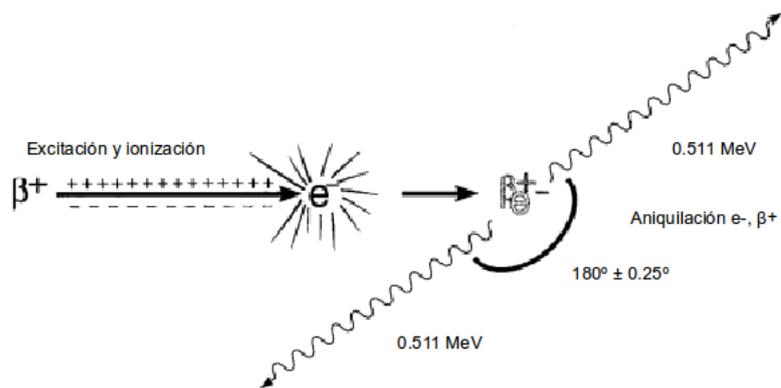


Figura 2.6.4: Aniquilación del positrón. Aunque en la imagen se aprecia que la trayectoria de los positrones es en línea recta, ésta en realidad sigue un camino tortuoso en el medio material (sección 2.6.3). Imagen modificada [Bushberg, pp 596]

### Alcance de los positrones

Un positrón puede ser aniquilado preferentemente cuando su energía cinética es suficientemente baja. Mientras su energía va disminuyendo mediante procesos de excitación e ionización con los electrones del medio material, los positrones viajan una cierta distancia antes de su aniquilación, este alcance dependerá de la energía del  $\beta^+$ . Ver tabla 2.3, sección 2.5.

Un caso menos común (del orden de 2% de todas las interacciones de aniquilación), es la aniquilación en pleno vuelo entre un positrón con energía cinética  $E_k$  distinta de cero, ya sea con un electrón fuertemente ligado o un electrón libre<sup>5</sup>. Cuando el electrón está fuertemente ligado al núcleo, éste puede recoger el impulso de retroceso, y la aniquilación en vuelo produce un solo fotón [Podgorsak, pp 235]. Cuando el electrón es esencialmente libre, los resultados de la aniquilación en vuelo son dos fotones, uno de energía  $h\nu_1$  y el otro de energía  $h\nu_2$ .

<sup>5</sup>El electrón libre es aquel que solo está débilmente sujeto por un átomo. Conocido también como electrón de la banda de conducción debido a que describe una gran órbita equivalente a un nivel de alta energía.

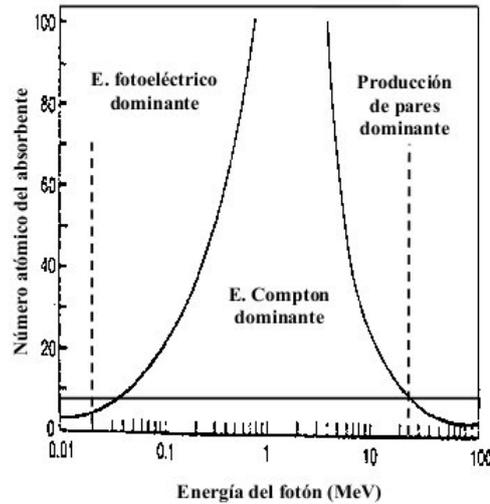


Figura 2.6.5: Procesos de interacción en función de la  $Z$  del material y de la energía de los fotones incidentes. La línea horizontal continua representa el medio material (agua) y las discontinuas el rango energético típico en radioterapia. [Podgorsak, pp-246]

### 2.6.8. Dispersión Compton

La dispersión Compton, también llamada dispersión inelástica, es la interacción predominante de fotones en el rango de energía de diagnóstico (18 a 150 keV) en tejidos blandos. De hecho, la dispersión Compton no solo predomina en el rango de energía de diagnóstico por encima de los 26 keV; sigue predominando mucho más allá de las energías de diagnóstico, aproximadamente 30 MeV [Bushberg, pp 38]. Ver figura 2.6.5.

Esta interacción es más probable que ocurra entre los fotones y los electrones de la capa de valencia, tal y como se muestra en la figura 2.6.6. El electrón es expulsado del átomo y el fotón se dispersa con cierta disminución de su energía. Al igual que con los demás tipos de interacción, debe conservarse la energía y el momento. Así, la energía del fotón incidente ( $h\nu$ ) es igual a la suma de la energía del fotón dispersado ( $h\nu'$ ) y la energía cinética del electrón expulsado ( $E_c$ ); es decir:  $h\nu = h\nu' + E_c$ . La energía de ligadura del electrón que fue expulsado es relativamente pequeña y puede omitirse.

El resultado de la dispersión Compton es la ionización del átomo y la división de la energía del fotón incidente entre el fotón dispersado y el electrón expulsado. Este último perderá su energía cinética a través de la excitación o la ionización de los átomos en el material circundante. Por su parte, el fotón disperso puede sufrir

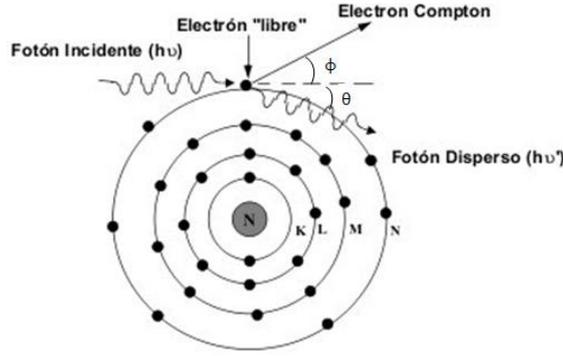


Figura 2.6.6: Efecto Compton. El esquema muestra como el fotón incidente con energía  $h\nu$  interacciona con un electrón de la capa de valencia. Después de la colisión, el electrón (electrón Compton) es expulsado con energía  $E_c$ . El fotón es dispersado con energía  $h\nu'$  a un ángulo  $\theta$  respecto a la dirección del fotón incidente.

interacciones posteriores, tales como dispersión Compton, absorción fotoeléctrica, o dispersión Rayleigh.

La energía del fotón dispersado puede calcularse a partir de la energía del fotón incidente y el ángulo del fotón dispersado.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \varepsilon(1 - \cos\theta)} \quad (2.6.1)$$

siendo  $\varepsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ .

De la ecuación anterior se tiene que, para un determinado ángulo de dispersión, la fracción de energía transferida al fotón Compton disminuye con el aumento de la energía del fotón incidente. De hecho la energía máxima del fotón dispersado es de 511 keV a un ángulo de 90 grados (sin importar la energía del fotón incidente). Así, para fotones incidentes de alta energía, la mayor parte de ésta es transferida a los electrones Compton. De la conservación de la energía y momento lineal se tiene que la energía transferida a estos electrones está dada por:

$$E_c = h\nu \frac{\varepsilon(1 - \cos\theta)}{1 + \varepsilon(1 - \cos\theta)} \quad (2.6.2)$$

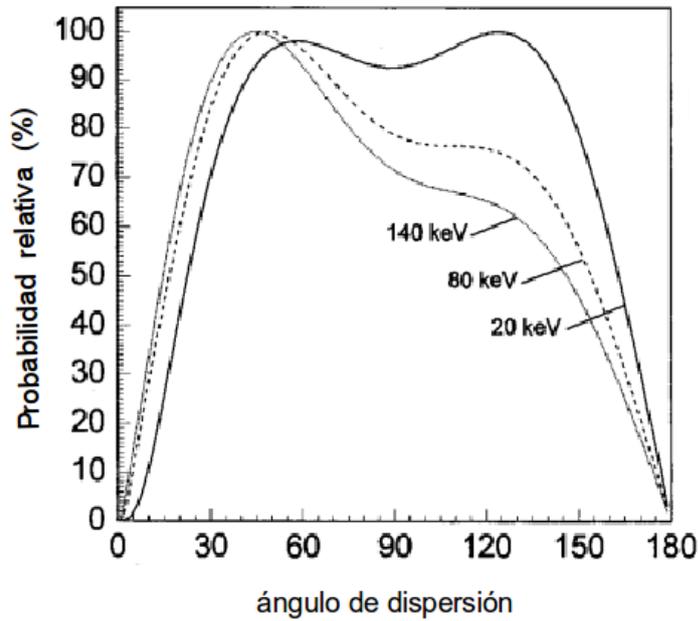


Figura 2.6.7: Probabilidad relativa de interacción Compton en función del ángulo de dispersión para fotones de diferentes energías en tejido. Imagen modificada [Bushberg, pp 39]

Entonces la máxima energía transferida al electrón Compton se produce con la retrodispersión del fotón incidente ( $180^\circ$ ). A diferencia de los fotones dispersos, la energía del electrón expulsado suele ser absorbida cerca del sitio de dispersión.

Cuando se produce la dispersión Compton dentro del rango de energías utilizadas en rayos X de diagnóstico, la mayor parte de la energía del fotón incidente se transfiere a los fotones dispersos que, si son detectados por el receptor de imagen contribuirán a la degradación de ésta por la reducción en la atenuación de los fotones primarios en diferentes tejidos, [Bushberg, 38-40]. Por ejemplo, para un fotón incidente de 80 keV y un ángulo de dispersión de  $163^\circ$ , la probabilidad relativa de interacción Compton en función del ángulo de dispersión para fotones en tejido es del 40 %, ver figura 2.6.7.

Para que se lleve a cabo la dispersión Compton, la energía del fotón incidente debe ser mayor que la energía de enlace del electrón. Por lo tanto, la probabilidad de que ocurra la dispersión Compton, comparada con la dispersión de Rayleigh o absorción fotoeléctrica, aumenta a medida que se incrementa la energía del fotón incidente.

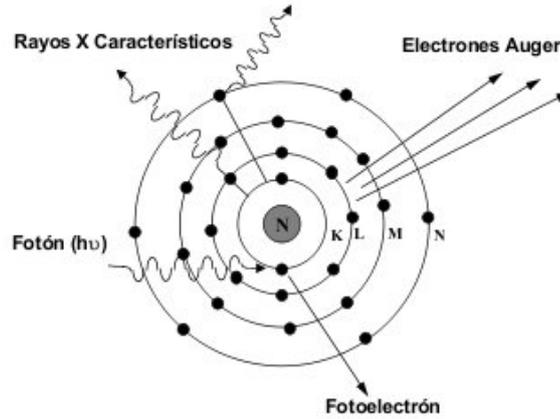


Figura 2.6.8: En el efecto fotoeléctrico el fotón es absorbido completamente, transmitiendo toda su energía cinética al material. La vacancia generada por la expulsión del fotoelectrón es llenada con otro electrón de las capas más lejanas al núcleo. Como resultado de las transiciones electrónicas son emitidos rayos característicos y/o electrones Auger.

### 2.6.9. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un proceso en el cual un fotón con energía  $h\nu$  interacciona con un electrón de la capa  $K$ . El fotón es absorbido completamente y el electrón es expulsado (fotoelectrón) con energía cinética igual a  $E_K = h\nu - E_b$ , siendo  $h\nu$  la energía del fotón y  $E_b$  la energía de ligadura del electrón de la capa  $K$ . Para que la absorción fotoeléctrica se produzca, la energía del fotón incidente debe ser mayor o igual a la energía de amarre del electrón expulsado. Después de la interacción, el átomo queda ionizado y tiene una vacancia que será llenada con un electrón orbital con menor energía de enlace. Esto crea otra vacancia, que a su vez, se llena con un electrón de otra capa con energía aún más baja. Como resultado de las transiciones electrónicas son emitidos rayos X característicos y/o electrones Auger. La figura 2.6.8 muestra el esquema del efecto fotoeléctrico.

El beneficio de la absorción fotoeléctrica en la transmisión de imágenes de rayos X es que no hay fotones adicionales que degraden la imagen. Dado que la probabilidad de interacción fotoeléctrica es proporcional a  $\frac{1}{E^3}$ , explica por qué disminuye el contraste de la imagen cuando se utilizan fotones de más alta energía en el proceso de imagen. Si la energía de los fotones se duplica, la probabilidad de interacción fotoeléctrica disminuye a la octava parte:  $(\frac{1}{2^3}) = \frac{1}{8}$ .

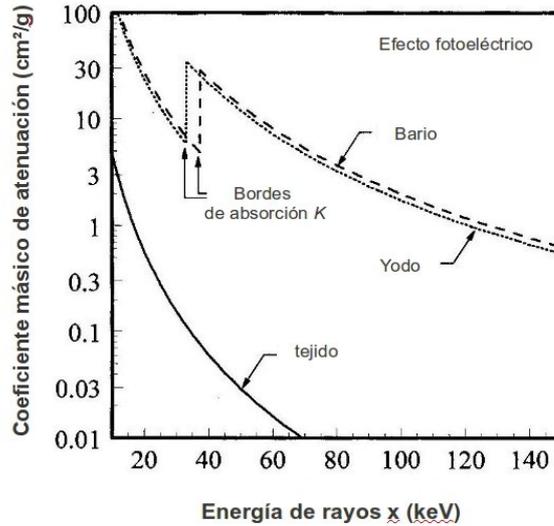


Figura 2.6.9: Coeficiente másico de atenuación para tejido ( $Z=7$ ), yodo ( $Z=53$ ), y bario ( $Z=56$ ) en función de la energía. Imagen modificada [Bushberg, pp 43]

Como se mencionó anteriormente, no es posible que se lleve a cabo el efecto fotoeléctrico si la energía del fotón es menor que la energía de amarre de un electrón de una capa (o subcapa) en particular. Esto causa una disminución en la probabilidad de absorción fotoeléctrica para fotones cuyas energías están justo debajo de la energía de enlace de una capa. Por lo tanto, la energía del fotón que corresponde a un *borde de absorción* es la energía de amarre de los electrones en esa capa.

Un borde de absorción es designado por una letra, representando la capa atómica de los electrones, seguido de un número que denota la subcapa ( $K$ ,  $L1$ ,  $L2$ ,  $L3$ , etc). La energía del fotón correspondiente a un borde de absorción particular, aumenta con el número atómico ( $Z$ ) del elemento. Por ejemplo, los elementos primarios que comprenden tejidos blandos (H, C, N y O), tienen bordes de absorción por debajo de 1 keV. Elementos como el yodo ( $Z = 53$ ) y bario ( $Z = 56$ ), tienen bordes de absorción  $K$ , de 33.2 y 37.4 keV respectivamente. Son de uso común en los medios de contraste radiológico para proporcionar una mayor atenuación de rayos X (ver fig. 2.6.9). La energía del borde de absorción  $K$  del plomo ( $Z = 82$ ) es de 88 keV.

Para energías de fotones por debajo de los 50 keV, el efecto fotoeléctrico juega un papel importante en las imágenes de tejido. El proceso de absorción fotoeléctrica se puede utilizar para amplificar las diferencias en la atenuación entre los tejidos con número atómico ligeramente diferentes, lo que mejora el contraste de la imagen.

El efecto fotoeléctrico predomina cuando los fotones de menor energía interactúan con materiales de  $Z$  alta. De hecho, la absorción fotoeléctrica es el principal modo de interacción en el diagnóstico con rayos X en pantallas de fósforo, materiales de contraste radiográfico, y el hueso. Por el contrario, la dispersión Compton predominará en la mayoría de las energías de fotones de diagnóstico en los materiales de menor número atómico como tejido y aire. Ver imagen 2.6.9.

## 3 Radiografía Digital

Los sistemas de imagen radiográfica convencionales proporcionan imágenes de diagnóstico de excelente calidad; sin embargo, la radiología convencional tiene algunas limitaciones. Una de ellas es el tiempo de procesado, pues al llevar a cabo un estudio radiográfico convencional, primero habrá que obtener la imagen, procesarla con productos químicos y, por último archivar físicamente la imagen después de aceptar su valor diagnóstico. Otra limitación es el ruido inherente a estas imágenes. La radiografía usa un haz extenso de rayos X de área rectangular que después de interactuar con el paciente, el haz no está distribuido de manera uniforme en el espacio, sino que varía en intensidad de acuerdo con las características del tejido a través del cual pasa. Así, la fracción de dispersión Compton del haz de rayos X que forma la imagen aumenta con el tamaño del campo de visión [Stewart, pp 189]. Esto eleva el ruido de la imagen radiográfica degradando la resolución de contraste, ver sección 3.5.1.

La imagen médica ha sufrido un cambio revolucionario en las últimas décadas. Desde el descubrimiento de Roentgen de los rayos X (1895) hasta hace poco, las imágenes anatómicas han sido obtenidas básicamente del mismo modo. En la actualidad esto está cambiando rápidamente a sistemas de imagen radiográfica digitales [Stewart, pp 393].

Las técnicas de imagen digital se aplican a la tomografía computarizada (CT), imagen por resonancia magnética (MRI), radiografía digital (DR) y a la fluoroscopia digital (DF). La DR y DF están en continuo desarrollo y cada vez son más numerosas las aplicaciones clínicas. En tanto avanza la tecnología informática lo hace la imagen de radiografía digital.

## Orígenes de la radiografía digital

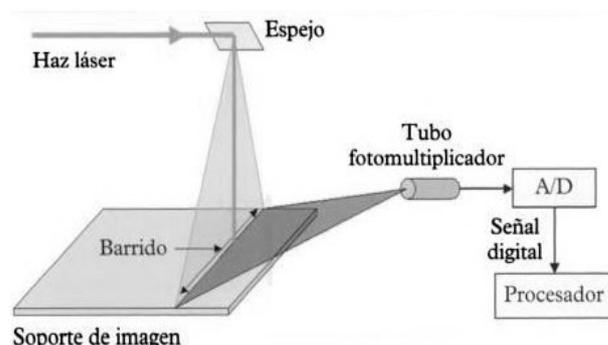
La DR estaba sujeta a que la tecnología informática fuera capaz de procesar las grandes cantidades de datos generados. Los microprocesadores avanzados y las memorias de semiconductor hicieron posible la tecnología de la DR. A principios de la década de 1970 la radiografía digital siguió dos aproximaciones independientes y fue una realidad clínica antes de 1980.

La primera aproximación surgió como complemento a la CT en la que se usa un haz estrecho de rayos X en abanico que incide en una serie lineal de detectores de radiación. Comúnmente se denomina radiografía de proyección escaneada o de barrido (SPR). La señal de cada detector es manipulada por un ordenador para reconstruir una imagen.

La siguiente aproximación fue desarrollada en 1981 por Fuji con el primer sistema comercial de obtención de imágenes de radiografía computarizada (CR). Después de numerosas mejoras que se fueron introduciendo en la década siguiente, la CR ha alcanzado un nivel clínicamente aceptable y actualmente disfruta de una amplia utilización. La CR usa una pantalla fosforescente fotoestimuable como receptor de imagen (ver sección 3.1). Los nuevos sistemas de imagen están basados en dispositivos de captura directa transistorizados, como selenio, silicio y transistores de película delgada (TFT) como receptor de imagen [Stewart].

### 3.1. Radiografía computarizada

La CR es el término comercial para sistemas PSP (detectores de fósforo fotoestimulable). Por ejemplo, las películas radiográficas, tales como las de oxisulfuro de gadolinio ( $Gd_2O_2S$ ), emiten luz cuando interactúan con un haz de rayos X. Cuando los fotones son absorbidos por el fósforo fotoestimulable, una fracción de luz es rápidamente emitida, pero gran parte de la energía absorbida de los fotones es atrapada en la película PSP y puede ser leída más tarde. Por esta razón a las placas PSP también se les conoce como placas de imagen.



*Figura 3.1.1: Proceso de lectura de una película fotoestimulable utilizada en CR. La imagen de la placa es barrida por un haz de láser que estimula la emisión de la energía atrapada en la película, y es reemitida en forma de luz visible. La luz reemitida de la placa es detectada por un tubo fotomultiplicador, donde se produce una señal electrónica. Finalmente, la señal es digitalizada y almacenada en un procesador para su posterior revisión.*

## Luminiscencia fotoestimulable

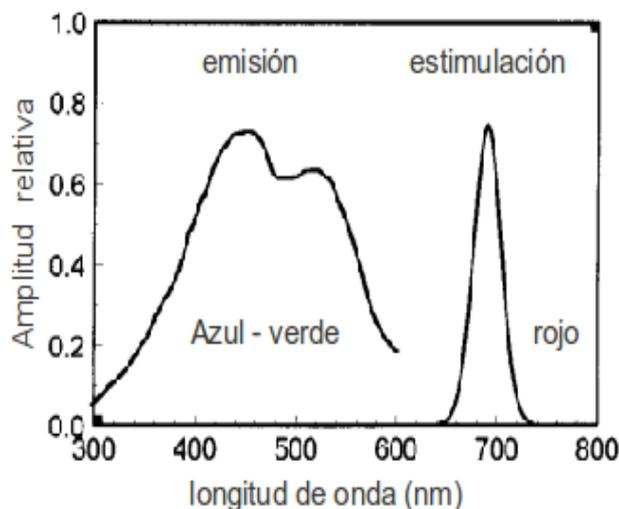
Algunos materiales como el fluorobromuro de bario ( $\text{BaFBr:Eu}$ ) o fluoroalohído de bario con europio ( $\text{BaFI:Eu}$ ) emiten directamente cierta luz, de la forma en que la hace un centellador después de la exposición a los rayos X. No obstante, pueden emitir luz algún tiempo después, cuando se exponen a una fuente de luz diferente. A este proceso se le conoce como luminiscencia fotoestimulable (PSL).

## Estimulación-emisión de Luz

La dosimetría termoluminiscente (TLD), y la luminiscencia estimulada ópticamente (OSL), son los principales detectores de radiación que se usan para la medición de la dosis de la exposición laboral a la radiación. La luz se emite cuando se calienta un cristal de TLD o cuando se ilumina un cristal de OSL. La luminiscencia fotoestimulable es similar a la OSL.

La secuencia de sucesos que participan en la producción de una señal en una película fotoestimulable se ilustra en la figura 3.1.1. Cuando una película PSP se expone a un haz de rayos X, la transferencia de energía da lugar a la excitación de los electrones a un estado metaestable.

El siguiente paso en la obtención de una imagen en CR es la estimulación.



*Figura 3.1.2: Espectro de emisión y estimulación en CR. El láser permite la emisión de los electrones atrapados en estado excitado. Al liberar la energía de estos electrones un amplio espectro de luz azul-verde es emitido. Imagen modificada [Bushberg, pp 295]*

Los láseres de gas He-Ne solían ser la fuente de estimulación de elección, pero han sido reemplazados en su mayor parte por un láser de estado sólido. Esto debido a que producen una longitud de onda más larga y, por tanto, tienen menos probabilidades de interferir con la luz emitida. Incluso en ese caso, es necesario utilizar filtros ópticos para permitir que sólo la luz emitida alcance el fotodetector a la vez que bloquea la luz proveniente del láser. El haz finamente enfocado (láser de longitud de onda monocromática  $\sim 700$  nm) y un diámetro del haz de 0.5-2 mm se dirige a la PSP. El láser hace que los electrones en estado metaestable vuelvan a su estado base con la emisión de luz de longitud de onda más corta (fig. 3.1.2). La imagen latente se hace visible a través de este proceso.

Los tubos fotomultiplicadores (PMT) y los fotodiodos son los encargados de recolectar la emisión de luz y transformarla a una señal eléctrica. Cabe mencionar que parte de la señal se pierde como consecuencia de la luz emitida y por la eficiencia de recolección de luz de los PMT. Finalmente, la película se somete a un proceso de borrado en el que todos los electrones metaestables residuales son devueltos al estado base utilizando una fuente intensa de luz blanca. [Stewart C. Bushong]

### 3.1.1. Estructura y composición química de las películas (BaFBr:Eu<sup>2+</sup>)

Las placas se componen en un 85 % de BaFBr y el 15 % de BaFI, activado<sup>1</sup> con una pequeña cantidad de europio<sup>2</sup>[Ferreti]. Este elemento es el responsable de las propiedades de almacenamiento de la PSP. El procedimiento de activación, también llamado dopaje, crea defectos en los cristales de BaFBr, permitiendo que los electrones sean atrapados de manera eficiente. Las películas utilizadas para la caracterización del equipo (capítulo 4) contienen únicamente BaFBr [Shalaev].

Las películas PSP son mecánicamente estables, protegidas electrostáticamente y diseñadas de tal forma que se optimiza la luz de la emisión estimulada. La figura 3.1.3a muestra un corte transversal de una película fotoestimulable. Algunas películas incorporan fósforos colocados como filamentos lineales (fig. 3.1.3b), lo que aumenta su capacidad de absorción de la radiación ionizante y limita la dispersión de la emisión estimulada. Las PSP contienen partículas (cristales) cuyo tamaño es de 5-10  $\mu\text{m}$  [A.A. Shalaev], tal y como se aprecia en la figura 3.1.3c, estas partículas se sitúan al azar a través de un aglutinante.

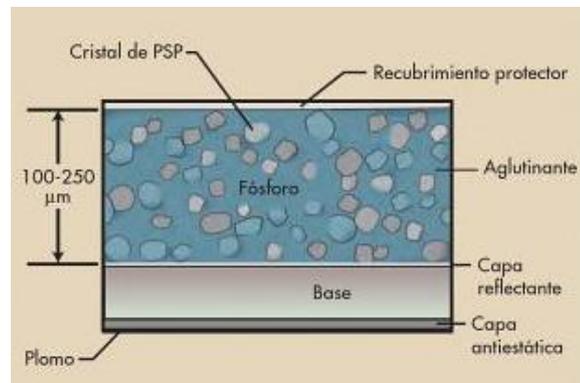
### 3.1.2. Interacción de la radiación ionizante con las películas PSP

Cuando las películas son expuestas a la radiación ionizante, la energía es absorbida por el fluorobromuro de bario, provocando la excitación de los electrones en los átomos de europio. Esto causa un proceso de óxido reducción, es decir átomos bivalentes del europio que se oxidan y cambian al estado trivalente ( $\text{Eu}^{+2} \rightarrow \text{Eu}^{+3}$ ). Así, los electrones excitados pueden moverse, y una fracción de ellos interactúa con los llamados centros-F (figura 3.1.4). Los centros-F atrapan a los electrones de mayor energía, quedando en estado metaestable, donde pueden permanecer por días o semanas, con algunos desvaneciendo con el tiempo<sup>3</sup>. La imagen permanece latente en la película después de la exposición a la radiación ionizante, quedando millones

<sup>1</sup>El activador es la impureza que le da sensibilidad a la película PSP y sin él, no habría formación de imagen latente.

<sup>2</sup>Elemento químico, símbolo Eu, número atómico 63, peso atómico 151.96, miembro del grupo de las tierras raras. Los isótopos estables, <sup>151</sup>Eu y <sup>153</sup>Eu, son naturales.

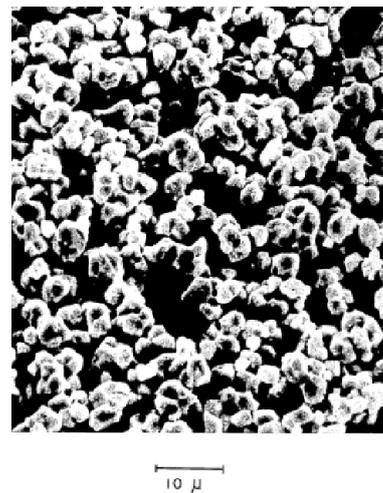
<sup>3</sup>El desvanecimiento de la imagen se debe a la exposición de la placa irradiada a la luz blanca.



a)



b)



c)

Figura 3.1.3: Estructura de una película fotoestimulable. a) Corte transversal, b) Diferentes modalidades de PSP, c) Tamaño de los cristales de  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  de una PSP. Imagen c, tomada de [Ferreti].

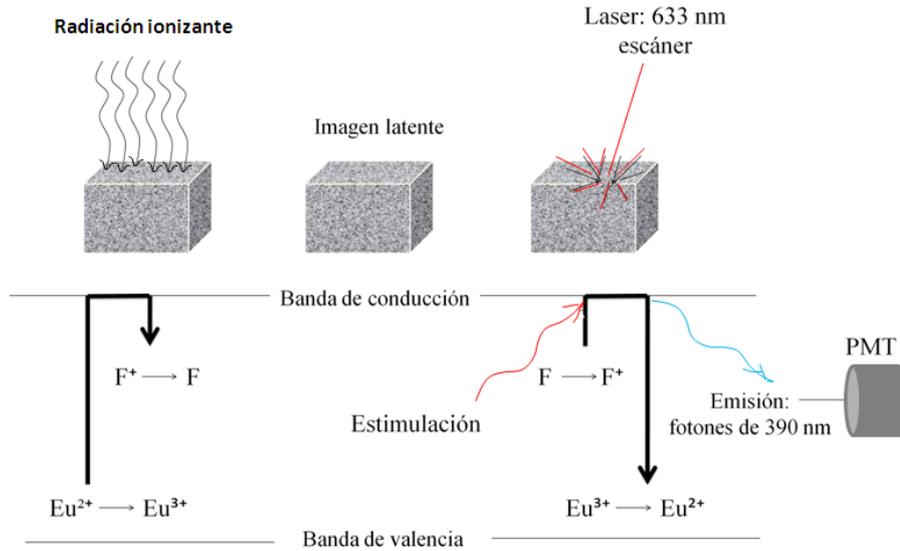


Figura 3.1.4: Representación esquemática del proceso de irradiación de las películas.

de electrones atrapados en los centros-F, hasta que se tome lectura de la película. El número de electrones atrapados por unidad de superficie de la película es proporcional a la intensidad de la radiación ionizante incidente en cada lugar durante la exposición.

Cuando el láser escanea la película irradiada, la luz roja es absorbida por los centros-F, y transferida a los electrones. La energía del láser es menor que la energía de emisión del azul-verde ( $\Delta E_{rojo} < \Delta E_{azul-verde}$ ); sin embargo, el electrón gana la suficiente energía para alcanzar la banda de conducción, lo que le permite su movilidad. Muchos de estos electrones son desexcitados por la emisión de luz azul-verde, y reabsorbidos por los átomos de europio trivalente, regresando nuevamente al estado divalente ( $Eu^{+3} \rightarrow Eu^{+2}$ ). De esta manera es como la luz del láser estimula la emisión de los fotones de luz azul-verde de la película PSP que serán detectados por el PMT, para la formación de la imagen digital. [Bushberg, Capítulo 11]

Se ha observado que la primera lectura de la película no libera a todos los electrones atrapados que forman la imagen latente, de hecho, una placa se puede leer por segunda y por tercera vez con solo una ligera degradación en la señal. Para borrar la imagen latente en la película (residuos de señal) de manera que pueda ser reutilizada para otra exposición, la placa debe exponerse a una fuente de luz blanca, que regresará a casi todos los electrones de la banda de conducción a su estado fundamental, desocupando la mayoría de los centros-F.

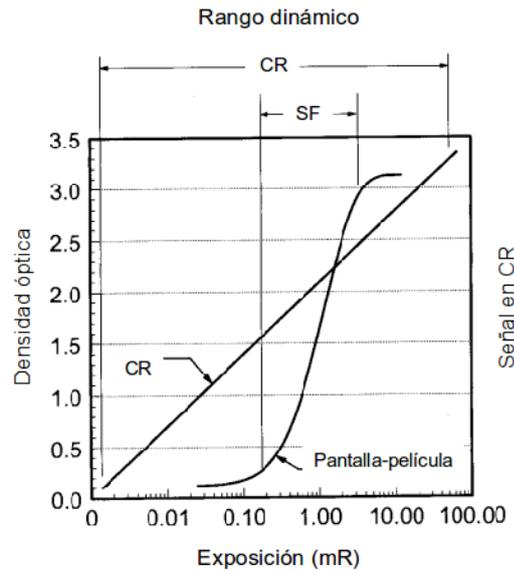


Figura 3.1.5: Respuesta de un receptor de imágenes en CR y curva característica de un sistema convencional.

Los sistemas de CR operan con un flujo de trabajo muy similar a la radiografía de pantalla-película. Los casetes para CR son expuestos al igual que los de pantalla-película, y luego son llevados a una unidad lectora. La similitud en el manejo de los casetes de CR y pantalla-película ha contribuido al éxito inicial de la CR. Una de las ventajas de la CR sobre la radiografía de pantalla-película, es su amplio rango dinámico<sup>4</sup>. Como puede observarse en la fig. 3.1.5, el rango de exposición con CR es mucho más amplia que con los sistemas de pantalla-película.

A pesar de que la radiografía computarizada es capaz de producir imágenes en escala de grises para altos y bajos niveles de exposición, las imágenes obtenidas a bajos niveles de exposición tienen mayores niveles de ruido ("moteado radiográfico"), mientras que las imágenes obtenidas para exposiciones altas tienen ruido bajo. En otras palabras, si la radiación ionizante que proviene de una fuente (interna o externa) es comparable con la radiación de fondo, parte de la señal medida será por la contribución de este tipo de radiación.

<sup>4</sup>El rango dinámico es el número de tonalidades de gris que un sistema de imágenes puede reproducir. El rango dinámico de los sistemas de imagen digital se identifica por la cantidad de bits en cada pixel.

Es por ello que en la adquisición de imágenes digitales debe realizarse un estudio acerca de la señal que quiere medirse y el ruido que pueda afectar la medición, esto en términos del coeficiente señal-ruido. En la sección 3.5.4, se describe la manera en que debe medirse este coeficiente.

## 3.2. Dispositivo acoplador de carga

Los dispositivos acopladores de carga (CCD) se utilizan en la mayoría de las cámaras de vídeo modernas y en las cámaras digitales. Los CCD son circuitos integrados (chips) hechos de silicio cristalino, y son similares a los de un CPU de una computadora personal. Un chip CCD tiene píxeles electrónicos grabados en su superficie; por ejemplo, un chip de 2.5 X 2.5 cm, puede tener 1024 x 1024 o 2048 x 2048 píxeles. En la actualidad se han fabricado chips de hasta 8 x 8 cm.

Los sistemas de radiografía digital CCD combinan dispositivos acoplados de carga con dispositivos ópticos para recibir la luz emitida por una pantalla intensificadora de oxisulfuro de gadolinio. El medio óptico está formado por lentes reductoras o por conos de fibra óptica. Su función es reducir el tamaño de la imagen luminosa procedente de la pantalla intensificadora y adaptarla al pequeño tamaño de los CCD (2-3 cm<sup>2</sup>). La calidad de imagen obtenida es inferior a la de un sistema de pantalla-película y a la de los sistemas de panel plano directo.

## 3.3. Detectores de panel plano

Los detectores de panel plano hacen uso de una tecnología similar a la de una pantalla de laptop, y mucho de esto tiene que ver con el cableado de la enorme cantidad de elementos gráficos individuales. En lugar de producir conexiones eléctricas individuales a cada uno de los elementos en un detector de panel plano, se utilizan una serie de líneas eléctricas horizontales y verticales que, cuando se combina con la lógica de lectura adecuada, puede dirigirse a cada elemento gráfico individual.

### 3.3.1. Detectores de conversión indirecta

Los detectores de conversión indirecta requieren el uso de pantallas de intensificación hechas de oxisulfuro de gadolinio (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S) o de yoduro de cesio (CsI) para

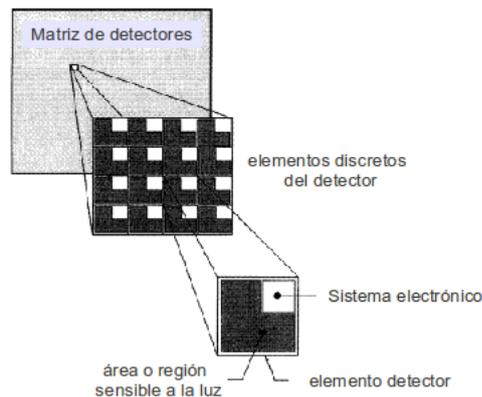


Figura 3.3.1: Componentes de un detector de panel plano.

convertir los rayos X incidentes en luz. La energía luminosa obtenida se transforma a su vez en carga eléctrica mediante una matriz de fotodiodos (silicio amorfo).

Una configuración típica de un sistema detector de panel plano se muestra en la figura 3.3.1. El panel consta de un gran número de elementos detectores individuales, cada uno capaz de almacenar la carga en respuesta a la exposición de rayos X. Cada elemento del detector tiene una región sensible a la luz, y una pequeña esquina que contiene la parte electrónica.

El tamaño del elemento detector en un panel plano determina en gran medida la resolución espacial del sistema de detección. Por ejemplo, para un panel plano de  $125 \times 125 \mu\text{m}$  píxeles, la máxima frecuencia espacial que se puede resolver en la imagen es de 4 ciclos/mm, (ver sección 3.5.2). Por tanto, para tener una resolución espacial alta, se necesitan elementos detectores pequeños. Sin embargo, la electrónica de cada elemento detector ocupa una determinada área. La relación que existe entre la superficie sensible a la luz y el área de cada elemento detector se llama factor de llenado (fig. 3.3.2). Es necesario tener un factor de llenado alto; ya que los fotones de luz que no se detectan no contribuyen a la imagen. Si un número suficiente de los fotones de la luz generada en la pantalla intensificadora se pierden debido a un factor de llenado bajo, entonces la resolución de contraste (que relaciona la relación señal-ruido) se degrada. Por lo tanto, la elección de las dimensiones del elemento detector requiere un equilibrio entre la resolución espacial y resolución de contraste. [Bushberg, pp 302, 303]

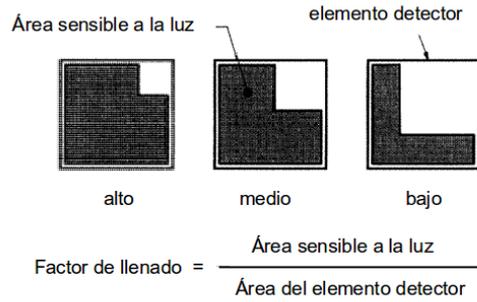


Figura 3.3.2: Para los detectores de conversión indirecta, la eficiencia de recolección de luz de cada elemento del detector depende de la zona fraccional que es sensible a la luz. Esta fracción se llama factor de llenado.

### 3.3.2. Detectores de conversión directa

Están hechos de un material semiconductor, esto es una capa de selenio amorfo<sup>5</sup> sensible a los rayos X que convierten directamente la energía de los fotones en cargas eléctricas. La tecnología directa no requiere el uso de pantallas de intensificación, y al no haber conversiones intermedias, se obtiene una mayor calidad de imagen y una mejor señal-ruido que en el caso anterior. En ambos sistemas de detección, las cargas eléctricas son leídas por una matriz de transistores de película delgada (TFT) y enviadas a los amplificadores y a los convertidores analógico-digitales (ADC) para la obtención de la imagen que posteriormente será procesada.

## 3.4. Procesamiento digital vs analógico

A pesar de que los receptores de imagen se conocen como "digitales", la etapa inicial de estos dispositivos produce una señal analógica. En CR, un tubo fotomultiplicador detecta la luz visible emitida por la placa de fósforo fotoestimulable y produce una corriente que es posteriormente digitalizada. Aunque los CCD y los sistemas de detección del panel plano se dividen en elementos discretos (detectores "pixelados"), la señal producida en cada píxel es un paquete analógico de carga electrónica, que es digitalizada por un ADC durante la lectura de la imagen. Por lo tanto, las etapas iniciales de todos los detectores digitales implican señales analógicas.

<sup>5</sup>Además de selenio, otros materiales como el yoduro de mercurio ( $\text{HgI}_2$ ), telurio de cadmio ( $\text{CdTe}$ ) y yoduro de plomo ( $\text{PbI}_2$ ) son estudiados para su uso en sistemas de detección directa de panel plano [F.J. Cabrero Fraile].

## 3.5. Características en imagen digital

La calidad de una imagen digital depende de muchos factores, algunos de los cuales son puramente subjetivos, pero hay dos de ellos muy importantes que se pueden medir: el contraste y la resolución espacial. A continuación se da una breve descripción de las principales características en una imagen digital. También se da la descripción de otra variable (el ruido digital) que debe tomarse en cuenta al realizar análisis y cuantificaciones de las imágenes obtenidas.

### 3.5.1. Contraste

El contraste es la diferencia de tonalidad (diferencia en la escala grises) con la que se registra, percibe o reproduce un par de líneas, negra y blanca. El contraste es máximo cuando se consigue distinguir ambas líneas perfectamente. Cuando el contraste es menor veremos dos líneas grises, pero de tonalidades diferentes. Quizás resulte más intuitivo referirse al contraste como una medida de la preservación de detalles cuando éstos se registran, transmiten o reproducen [Cabrero Fraile].

#### Contraste radiográfico

Cuando una radiografía de alta calidad se coloca en un negatoscopio, las diferencias en la densidad óptica (OD) de la imagen se pueden ver claramente<sup>6</sup>. A estas diferencias en la OD se les llama contraste radiográfico y son consecuencia de los siguientes factores:

- Contraste del receptor de imagen: Está determinado por el procesado de la película.
- Contraste del objeto: Se determina por el tamaño, la forma y las características de atenuación de la radiación ionizante del objeto o cuerpo que se está examinando; así como la energía del haz de partículas o fotones.

### 3.5.2. Resolución

La resolución es la capacidad de visualizar dos objetos separados y distinguirlos uno del otro. La resolución espacial se refiere a la capacidad de un sistema de imágenes para resolver y crear en la imagen un objeto pequeño de alto contraste. Algunas veces

---

<sup>6</sup>Si el objeto ocupa toda la imagen y es homogéneo, entonces no habrá diferencia

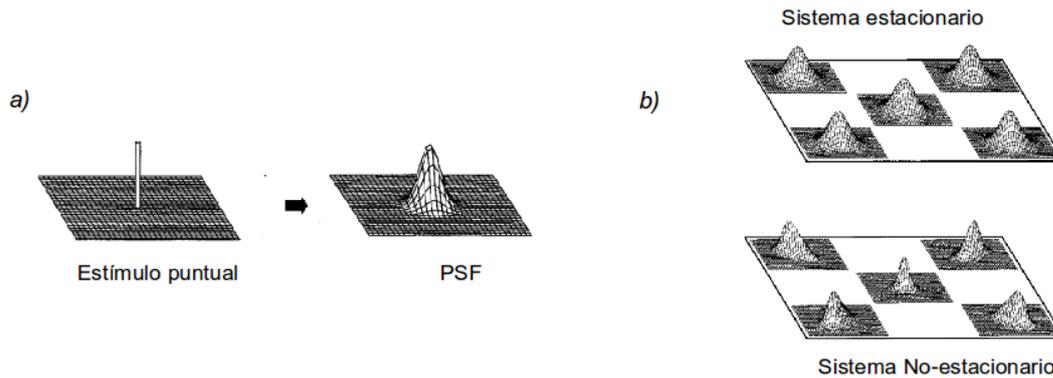


Figura 3.5.1: a) Función de respuesta a un punto y b) Representación esquemática de la PSF para un sistema de imagen estacionario (campo de vista isotrópico) y no-estacionario (campo de vista anisotrópico).

la resolución espacial suele describirse como el tamaño de un objeto que puede verse [Bushberg, pp 263].

### Función de respuesta a un punto (PSF)

Una forma de medir la resolución espacial de un sistema de detección, es estimularlo con un único punto de entrada, y observar como responde. Se define entonces a la PSF como la respuesta de un sistema de imagen a un estímulo puntual.

Considérese una imagen como la mostrada en la figura 3.5.1a. Si la PSF se mide en diferentes regiones de la imagen y la función de respuesta a un punto es la misma independientemente de la ubicación, se dice que el sistema de imagen es estacionario. Si la PSF depende de la posición, el sistema de detección se considera no estacionario, ver fig. 3.5.1b. La mayoría de los sistemas de imagen en radiología caen en algún lugar entre estos extremos, pero por conveniencia se consideran aproximadamente estacionarios.

### Función de respuesta a una línea (LSF) y función de respuesta a un borde (ESF)

Para algunos sistemas de imágenes es difícil medir experimentalmente una PSF. En este caso pueden utilizarse otro tipo de funciones. La LSF describe la respuesta de un sistema de imagen a un estímulo lineal (fig. 3.5.2). A modo de ejemplo, si se quiere determinar la LSF de un sistema de imágenes utilizando un patrón lineal (como el mostrado en la figura 3.5.3), debe colocarse una línea perfil a  $90^\circ$  a través del pa-

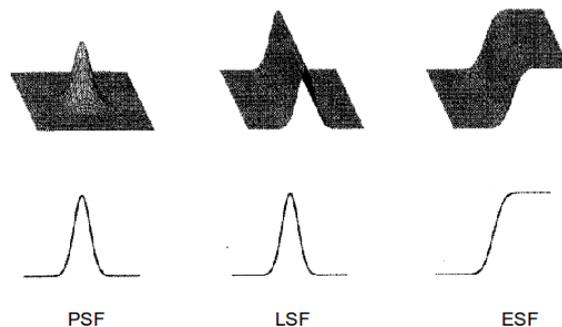


Figura 3.5.2: Funciones de respuesta a un punto, a una línea y a un borde, respectivamente.

trón. La LSF puede considerarse como una colección lineal de un gran número de PSF.

Cuando se analiza la PSF de una imagen y se encuentra en el caso estacionario, la determinación de la LSF será suficiente para describir el comportamiento del sistema de imágenes. Sin embargo, si se tiene el caso anisotrópico la LSF tiene que medirse colocando la línea en diferentes ángulos con respecto al sistema de imagen para un análisis detallado de la resolución espacial de dicho sistema. A menudo la LSF se determina colocando la línea tanto en el eje horizontal como en el eje vertical de la imagen. La función LSF es, de hecho, más comúnmente medida que la PSF.

Finalmente, la ESF necesita un solo borde afilado para su estudio. Se utiliza en situaciones en las que el sistema de imagen depende de la zona expuesta. Por ejemplo, las propiedades espaciales de la radiación dispersa de rayos X se miden a menudo con la función de respuesta a un borde. Muy poca dispersión se produce con un pequeño estímulo lineal, pero con la medición de la ESF se expone la mitad del campo, lo cual es suficiente para producir una cantidad mensurable de radiación dispersa. Para los sistemas que tienen una gran cantidad de dispersión óptica, como los sistemas de fluoroscopia, la ESF es útil en la caracterización de este fenómeno.

### Frecuencia espacial

El concepto fundamental de frecuencia espacial no se refiere al tamaño, sino al par de líneas. Un par de líneas PL es una línea de contraste alto que está separada por un espacio de la misma anchura, figura 3.5.3. Así, la frecuencia espacial relaciona el número de pares de líneas en una longitud concreta expresada como centímetros o milímetros (PL/mm).

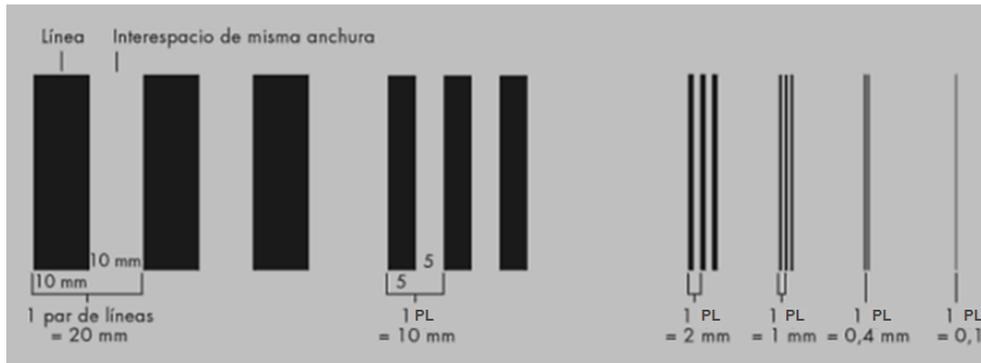


Figura 3.5.3: Frecuencia espacial de 6 series de pares de líneas. Obsérvese que a medida que aumenta la frecuencia espacial el ancho de las líneas se hace más pequeño. Por tanto, si un sistema de imagen puede resolver frecuencias espaciales altas tendrá una mejor resolución espacial.

### Coefficientes MTF y CTF

Las funciones de transferencia de modulación (MTF), o las de transferencia de contraste (CTF) nos dicen qué alteraciones sufren las variables frecuencia y modulación por el paso de luz por cada componente del sistema (digital o analógico). Estos coeficientes muestran una relación inversa entre sus variables, es decir, el contraste se reduce conforme aumentamos la resolución espacial [Bharath], [Cabrero Fraile].

Un sistema de imágenes ideal no existe. Los pares de líneas que se observan en la figura 3.5.3, se vuelven más borrosos a medida que aumenta la frecuencia espacial. La magnitud del difuminado puede representarse por una disminución de la amplitud de la frecuencia. Ver figura 3.5.4.

Cuando la modulación del patrón de barras se lleva a un análisis gráfico en función de la frecuencia espacial, se genera una curva de MTF. De esta manera, cuando se evalúa un sistema de imágenes mediante este método, a menudo se identifica el 10% de la MTF como la resolución espacial del sistema. En el caso del CTF, define el patrón de ondas que se genera por las líneas paralelas y espacios de la misma anchura.

El CTF está dado por:

$$CTF = \frac{ave.máx - ave.mín}{ave.máx + ave.mín} \quad (3.5.1)$$

donde *ave.máx* y *ave.mín*, son el promedio de los picos más altos y el promedio de

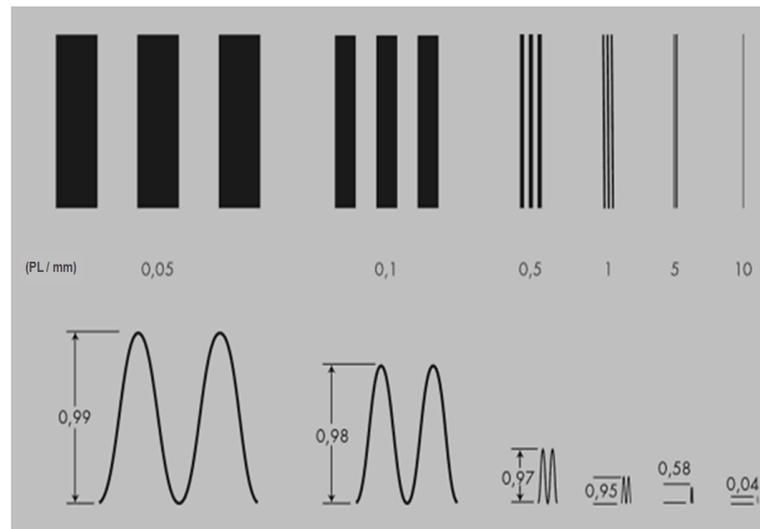


Figura 3.5.4: Patrón de pares de líneas. A frecuencias espaciales mayores disminuye la modulación y la separación entre las líneas se vuelve más borrosa.

los picos más bajos en el patrón de ondas.

Un coeficiente de 33% se considera resoluble para propósitos de cuantificación [Manual de operación]. Con la ecuación 3.5.1, se determinará la resolución espacial del equipo Cyclone Plus de la marca PerkinElmer, (sección 5.7).

#### 3.5.3. Contraste vs resolución espacial

La mamografía de pantalla-película produce imágenes con una resolución espacial de 20 PL/mm. Para obtener esta resolución con una imagen digital serían necesarios píxeles de  $25 \mu m$ , lo que resulta en una imagen de 7200 x 9600 píxeles. Las imágenes de este tamaño no se pueden mostrar en cualquier monitor, y su almacenamiento implica grandes costos. En consecuencia, las imágenes radiográficas digitales son más bajas en resolución espacial que su contraparte analógica de pantalla-película (fig. 3.5.5), tanto para mamografía como para radiografía de diagnóstico general.

#### Comparación de los sistemas digitales con los sistemas convencionales

##### *Sistemas Digitales (ventajas)*

- Separación y optimización del proceso de captura, presentación y archivo de la imagen.
- Acceso remoto

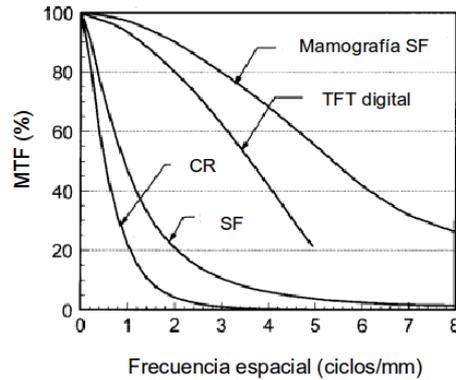


Figura 3.5.5: MTF para diferentes modalidades: CR, radiografía computarizada; SF, pantalla-película; TFT digital y mamografía de pantalla-película .

- Almacenamiento permanente
- Amplia latitud (mayor rango de exposiciones)
- Alto contraste

#### *Sistemas Convencionales (ventajas)*

- Captura y presentación juntos
- Mayor resolución espacial

A futuro se pretende tener detectores más pequeños, más rápidos y menos caros; así como una presentación mejorada mediante métodos de procesamiento de imágenes.

### **3.5.4. Ruido**

El ruido de una imagen digital se considera un elemento de alta frecuencia; ya que provoca una gran variabilidad en los niveles de gris (o de colores) entre un pixel y otro de la imagen. Así, el ruido es un factor que interviene de manera aleatoria o estocástica en la imagen. Por ello, la medición del ruido en una imagen digital, puede calcularse como la desviación estandar  $\sigma$  (ecuación 3.5.2), pues ésta es una medida de la variación en algunos parámetros, que puede ser el resultado de las fluctuaciones aleatorias en la medición, o las fluctuaciones naturales que ocurren en

el mismo parámetro.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\bar{X} - X_i)^2}{N - 1}} \quad (3.5.2)$$

donde  $\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$  es el promedio del parámetro que se está midiendo y  $N$  es el número de veces que fue medido.

### Cuantificación de ruido

Para un sistema de detección de rayos X, si el promedio de fotones registrados en cada píxel es  $n$ , entonces el ruido (por píxel) se puede medir como:

$$\sigma = \sqrt{n} \quad (3.5.3)$$

De aquí, se define el *ruido relativo* como el ruido de una imagen que puede ser percibido por un observador:

$$\text{ruido relativo} = \frac{\sigma}{n} \quad (3.5.4)$$

Obsérvese que mientras  $n$  aumenta, el ruido relativo disminuye. Ahora bien, el inverso de la ecuación 3.5.4, es el coeficiente señal-ruido.

$$SNR = \frac{n}{\sigma} = \frac{n}{\sqrt{n}} = \sqrt{n} \quad (3.5.5)$$

De esta manera, si el número fotones por píxel  $n$  se incrementa, el cociente señal-ruido aumenta como  $\sqrt{n}$ .

# 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

## 4.1. Materiales y métodos

- "Cyclone Plus Storage Phospor System" (escáner)
- Activímetro CRC®-15R CAPINTEC.
- Impresora Lexmark Z52 (inyección de tinta)
- 1 Cartucho de tinta negra
- Película Multisensible, MS. Nº 7001723
- Película Super resolución, SR. Nº 7001486
- Carrusel de escaneo. Nº 7601016
- Casete de exposición. Nº 0100859
- Fuente de luz blanca, PORTA-TRACE. Gagne, Inc. Nº 7001442
- 2 tiras de sílica de 1.5 x 20 cm
- 1 tubo de ensaye de 5 ml
- 1 vial de 5 ml
- 1 pipeta de 25  $\mu$ l
- 1 micrómetro, TESA TECHNOLOGY.

## 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

Tabla 4.1: Accesorios y requerimientos (mínimos) para PC. [Manual de operación]

ACCESORIOS PARA PC	DESCRIPCIÓN
Computadora	Procesador intel Pentium 75 MHz, DVD/CD-RW
Monitor	Sistema Operativo: Windows 95 17 pulgadas, a color
Memoria RAM	512 MB
Disco Duro	20 GB
Tarjeta de video	SVGA (1024 x 768)
Interfaz de escáner	SCSI II
Tamaño de archivo de imagen	61.5 MB a 600 dpi 15.5 MB a 300 dpi 7 MB a 200 dpi 4 MB a 150 dpi

### 4.1.1. Descripción del equipo

El equipo "Cyclone Plus Storage Phospor System" es un sistema de adquisición de imágenes para análisis cuantitativo, diseñado para reemplazar los métodos cualitativos en películas autorradiográficas. El equipo es utilizado para detectar las emisiones radiactivas de una muestra; con ello se tiene un gran número de ventajas sobre la película, por ejemplo:

- Rango dinámico lineal de cinco órdenes de magnitud,  $10^5$  unidades de luz digital (DLU).
- Muestra una buena respuesta a radionúclidos cuyas partículas emitidas son de baja y alta energía:  $^{14}\text{C}$ ,  $E_{\beta^-_{promedio}} \approx 50 \text{ keV}$  y  $^{13}\text{N}$ ,  $E_{\beta^+_{max}} \approx 1.2 \text{ MeV}$ .
- Es reutilizable (1000 veces).

El equipo lector de la marca PerkinElmer® es un sistema de autorradiografía compuesto de un láser, un instrumento óptico de detección que se encarga del escaneo de la película. El sistema cuenta con un software de análisis de imagen OptiQuant™ que permite examinar la imagen digital con respecto a su localización y cantidad de emisiones detectadas.

#### \* Accesorios y especificaciones

Las tablas 4.1 y 4.2 muestran las características, dimensiones físicas, y desempeño del sistema de adquisición de imágenes.

ESPECIFICACIONES FÍSICAS	
<i>escáner</i>	<i>Dimensiones</i>
Altura	27.9 cm
Ancho	43.2 cm
Profundidad	25.4 cm
Peso	17 kg
Películas	12.5 x 25.2 cm

CONDICIONES ELÉCTRICAS	
Voltaje	100 a 240 Volts, 50 o 60 Hz
Corriente	0.9 A en 100-130 Volts 0.6 A en 200-240 Volts
Potencia	100 Watts

DESEMPEÑO DEL EQUIPO	
*sensibilidad	3 - 120 kBq
Tamaño de pixel	600 dpi = 42 $\mu m$ 300 dpi = 85 $\mu m$ 200 dpi = 127 $\mu m$ 150 dpi = 170 $\mu m$
*Resolucion espacial	
película MS	(0.91 $\pm$ 0.005) mm
película SR	(1.52 $\pm$ 0.005) mm
Rango dinámico lineal	(1 - 1 x 10 <sup>5</sup> $\pm$ 5% ) DLU
Tiempo de escaneo (adquisición de imagen)	~ 9 min a 600dpi ~ 5 min a 300 dpi ~ 4 min a 200 dpi ~ 3 min a 150 dpi
*Tiempo de borrado de la película	25 - 30 min

Tabla 4.2: Especificaciones requeridas para el equipo lector de la marca PerkinElmer. \* Datos obtenidos experimentalmente.

#### 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

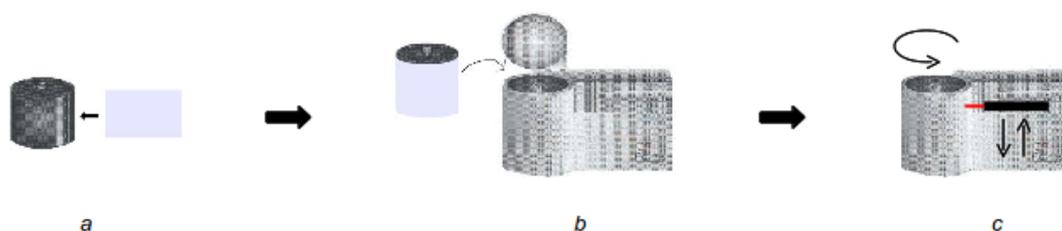


Figura 4.1.1: a) Montaje de la película en el carrusel de escaneo y b) en el equipo lector. c) barrido del láser sobre la película.

#### ✳ Almacenamiento de imagen

El propósito del sistema es localizar y medir la actividad en una muestra. Estas pueden ser desde gotas, geles, filtros, pequeñas secciones de tejido, o bien, cualquier otra superficie plana que contenga radiactividad. La muestra debe colocarse sobre la superficie de la película sensible a la radiación, de esta manera una imagen latente es almacenada en ella. Posteriormente debe tomarse lectura de la placa con el escáner para digitalizarla. Finalmente, el software permitirá examinar y cuantificar la distribución de actividad en la muestra colocando regiones de interés (ROI) en la imagen adquirida.

Para escanear la película, primero debe colocarse en el carrusel con la capa que fue expuesta a la radiación viendo hacia afuera, figura 4.1.1.a, luego el carrusel se introduce al equipo lector. El láser barre de arriba hacia abajo a la película al mismo tiempo en que el carrusel presenta un movimiento giratorio dentro del escaner, fig. 4.1.1.c. Así, es posible obtener la información grabada en la placa en unos cuantos minutos dependiendo de la cantidad de actividad en la muestra y la resolución utilizada en la adquisición de la imagen digital.

Una vez escaneada la placa, la imagen puede ser analizada y archivada en la computadora para posteriores referencias.

#### § Películas de BaFBr:Eu<sup>+2</sup>

Como se describió en el capítulo anterior (sección 3.1.1), las películas están fabricadas de un material delgado y flexible. De un lado tienen una capa de cristales de fluorobromo de bario con impurezas de europio (BaFBr:Eu<sup>+2</sup>). Las películas no contienen sustancias radiactivas; sin embargo, se contaminan si han estado en contacto con algún material de este tipo.

Los cristales absorben la energía de las partículas emitidas por la muestra radiactiva<sup>1</sup>, y después es reemitida como fotones de luz azul (390 nm) al incidir el haz del láser sobre la película. La intensidad de luz debida a la energía almacenada es proporcional a la cantidad de emisiones detectadas por los cristales de la película debido a la exposición de ésta sobre la muestra radiactiva.

### ✱ Descripción de las películas

Sin tomar en cuenta el tamaño y tipo de película, todas tienen características similares. Uno de los lados es sensible a la radiación ionizante, y debe ser protegido de la luz, polvo, humedad y manejo brusco. Así mismo deben protegerse de solventes orgánicos y soluciones alcalinas, ya que éstas pueden neutralizar las películas impidiendo que se realice adecuadamente el proceso de irradiación. El lado sensible es de color blanco o azul (dependiendo de la película), mientras que el otro lado es de color negro. Existen diferentes tipos de películas y la selección de ésta se hará de acuerdo con el tipo de muestra por exponer con el radionúclido utilizado. A continuación se describen cuatro tipos de películas.

### Tipos de películas

- Película MP (Multiusos).

Este tipo de película presenta una alta sensibilidad y una resolución comparable con las películas Kodak<sup>®</sup> (CareStream Kodak Xray Film. \* MXG Green Sensitive \* MXB Blue Sensitive), es resistente a la humedad lo que proporciona una mayor durabilidad. Se recomienda su uso para muestras radiactivas en las que las partículas emitidas son de alta energía (comparada con las de  $^{14}\text{C}$ ,  $E_{\beta^-_{promedio}} \approx 50 \text{ keV}$ ).

- Película MS (Multisensible).

Presenta la mejor sensibilidad respecto a las demás películas. Da una resolución suficiente en aplicaciones con muestras que involucran manchas y bandas bien separadas. Detecta una mayor señal, exhibe un fondo bajo que permite medir bajas actividades

---

<sup>1</sup>El tipo de radiación utilizada en las muestras del desarrollo experimental involucra únicamente radionúclidos emisores  $\beta^+$ . Cabe mencionar que las placas son sensibles a partículas cargadas ( $\alpha$ ,  $\beta^-$ ,  $\beta^+$ ) y fotones, [Kenji].

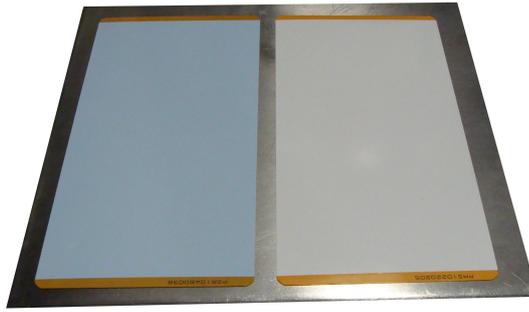


Figura 4.1.2: Películas de alta resolución y multisensible.

fácilmente, y un cociente señal-ruido mayor respecto a las otras películas.

- Película SR (Super resolución).

Al igual que la película MP, es resistente a la humedad, contiene un grano muy fino ( $\sim 5\mu m$ ) que proporciona una mayor resolución; por ello este tipo de películas se recomienda para estudios de autorradiografía en secciones de tejido.

- Película TR ("Tritium Sensitive").

Se recomienda su uso únicamente para muestras con  $^3\text{H}$ . La sensibilidad de las películas TR disminuye con la humedad por lo que deben utilizarse tan pronto se saquen de su empaque. Ahora bien, si la película TR es reutilizada no es posible garantizar la cuantificación de la señal medida, pues la película no se puede limpiar si es contaminada.

De acuerdo con las características descritas para cada película, y con base en los objetivos que se quieren estudiar en este proyecto de tesis, la calibración del equipo se llevará a cabo utilizando las películas SR y MS mostradas en la figura 4.1.2.

#### \* **Uso y manejo de las películas**

Las películas son sensibles a la luz, ya que al exponerlas durante un minuto a luz blanca o a la luz fluorescente, la señal almacenada en ellas se borra hasta en un 15 %; la luz ultravioleta las carga eléctricamente, disminuyendo así la interacción de los átomos en los cristales de  $\text{BaFBr:Eu}^{+2}$  con la radiación ionizante de las muestras

radiactivas.

Cuando se coloca la película irradiada (película expuesta a la muestra radiactiva) en el carrusel o de éste al escáner, es preferible trabajar con la menor luz posible para evitar que parte de la señal latente en la película sea eliminada. Otra forma de proteger la película ante la luz es utilizando el casete de exposición para transportarla de un lado a otro, durante y después de las exposiciones. Los daños físicos a las películas como rasgaduras, dobleces y exponerlas a humedad, pueden provocar que quede inservible en el área dañada, y así la eficiencia de detección a la radiación ionizante puede verse afectada.

A continuación se enuncian algunas recomendaciones en el uso y manejo de las películas.

- No aplicar presión sobre la superficie de las películas.
- Guardarlas alejadas de humedad.
- No exponerlas a la luz solar, ni a los rayos UV.
- No exponer la película irradiada a la luz blanca antes de ser escaneada.
- Transportar las películas en el casete de exposición para prevenir daños o que sea contaminada.

### \* **Eliminación de la señal en la película**

Para limpiar o eliminar una imagen latente en las películas es necesario colocarla sobre una fuente de luz blanca durante un tiempo determinado, con la cara expuesta a la radiación sobre la fuente. El manual del fabricante indica que el tiempo de borrado de las películas es de 1 a 5 minutos, pero en los estudios preliminares (sección 4.2) se determinó experimentalmente que el tiempo necesario es de 25 a 30 min, aunque también depende de la intensidad de la fuente de luminosa.

### \* **Mantenimiento de películas**

Para proteger las películas de polvo, o evitar dejar impresas las huellas de los dedos sobre la capa sensible, las placas pueden envolverse con un plástico transparente. Considerando el alcance promedio de los positrones en agua para los radionúclidos

mostrados en la tabla 2.3, éste no se verá afectado por el plástico utilizado, pues su espesor es de micras. Para determinar si una película está contaminada con radiactividad se debe colocar en el escáner y tomar lectura de ella, si aparece una imagen quiere decir que la película se contaminó con un radionúclido. Por tanto, se recomienda colocar las películas sobre la fuente de luz antes y después de exponerlas a muestras radiactivas. Respecto al mantenimiento del equipo consúltese el manual del fabricante.

## § Exposición de las películas a muestras radiactivas

### ※ Tiempo de exposición

A pesar de que las películas fotoestimulables tienen un rango dinámico lineal de 5 órdenes de magnitud, las placas pueden llegar a saturarse. Por ello, es importante determinar los tiempos necesarios para realizar las exposiciones de las muestras radiactivas sobre las películas, procurando registrar la mayor cantidad de señal en las placas sin que se saturen. Así, el tiempo de exposición dependerá de los siguientes factores:

- Actividad en la muestra.
- Sensibilidad de la película utilizada.

*Nota: Las películas son sensibles a la radiación de fondo, por tanto es necesario hacer la corrección de la señal registrada en la imagen restando la contribución debida a este tipo de radiación. Más adelante se describe la forma en que esto debe realizarse.*

### ※ Uso del casete de exposición

El casete de exposición es un dispositivo que protege a la película de contaminantes, de la luz o que la muestra se mueva durante el proceso de exposición. La muestra radiactiva debe colocarse dentro del casete verificando que quede totalmente plana sobre la base, posteriormente se coloca la película con el lado sensible a la radiación hacia abajo, ver figura 4.1.3. Por último se cierra el casete hasta que trascurra el



Figura 4.1.3: a) Casete de exposición mediano, b) Colocación de la muestra en el casete y exposición de la película sobre la muestra radiactiva.

tiempo de irradiación de la película. El tiempo de exposición comienza desde que la película entra en contacto con la muestra y cualquier movimiento entre ellas (por mínimo que sea) puede generar una imagen errónea, pues la actividad en la muestra va decayendo con el tiempo.

Las películas tienen una marca en el lado inferior derecho que sirve de referencia para saber en qué lugar ha sido irradiada, ya que después de la exposición no se observa ningún cambio en la película (imagen latente invisible), contrario a lo que sucede con las películas de tinte radiocrómico en las que, de acuerdo con la cantidad de radiación absorbida, las películas se pintan de otro color [McLaughlin W. L]. Así, la intensidad en el tono del color será mayor o menor dependiendo de la tasa de exposición.

## § Escaneo de películas

### \* Lectura de películas irradiadas

Una vez que la película ha sido irradiada es recomendable que sea leída, pues la señal puede desvanecerse si entra en contacto con la luz, particularmente si se está trabajando con bajas actividades. Por ello debe apagarse la luz antes de sacar la película del casete de exposición y colocarla en el carrusel para tener una mayor sensibilidad y cuantificación de la señal.

Es importante no abrir la tapa del escáner durante el proceso de lectura de la película; ya que, físicamente el láser libera a los electrones excitados que se encuentran atrapados en los centros-F del europio, pasando de un estado  $\text{Eu}^{+3} \rightarrow \text{Eu}^{+2}$

provocando que parte de la imagen latente se borre. En caso de que ésto suceda, se debe abortar la operación, extraer el carrusel, quitar la película y limpiarla antes de ser utilizada nuevamente.

##### ✱ **Adquisición de datos**

Desde el menú de inicio de la PC se despliega la opción del software OptiQuant™. Una vez abierta la ventana se escoge la opción *Instrument-Start*, que permitirá definir un protocolo de adquisición de datos para la imagen que se vaya a escanear. El protocolo determina parámetros como: tamaño de la película, resolución de imagen (150, 200, 300 y 600 dpi) y área de escaneo. Dependiendo de la configuración de los parámetros, el tiempo de adquisición será de 3 a 9 minutos. Ver desempeño del equipo, tabla 4.3.

#### **4.1.2. Caracterización del equipo**

Para la caracterización del equipo "Cyclone Plus Storage Phospor System", se realizaron varios experimentos. Para ello se utilizaron dos películas de fluorobromo de bario con impurezas de europio, BaFBr:Eu<sup>+2</sup>: una de alta sensibilidad (MS), y otra de alta resolución (SR). Las películas fueron expuestas a muestras de <sup>18</sup>F, <sup>11</sup>C y <sup>13</sup>N, posteriormente se tomó lectura de las placas en el equipo. Las imágenes fueron digitalizadas y analizadas con el software OptiQuant™. Finalmente, con los datos obtenidos se realizó un estudio detallado sobre la sensibilidad, linealidad de respuesta, cociente señal ruido ( $\frac{S}{R}$ ), señal en función de la energía de los positrones y la función de transferencia de contraste (CTF). Este último estudio permitió cuantificar la resolución espacial del equipo.

Tabla 4.3: Concentraciones de actividad utilizadas en los estudios preliminares. \*Cálculo de incertidumbres por propagación.

MUESTRA	* ACTIVIDAD ( $A \pm \delta A$ ) kBq
1	$1244.0 \pm 161.72$
2	$615.7 \pm 83.31$
3	$407.7 \pm 55.74$
4	$304.2 \pm 51.13$
5	$242.3 \pm 43.90$

## 4.2. Desarrollo experimental

### Estudios preliminares

A modo de prueba, se realizaron exposiciones sobre una de las películas (MS) para saber qué respuesta tiene al interactuar con la radiación ionizante; en particular a los positrones. El experimento consistió en exponer la película a muestras de  $^{18}\text{F}$  de un mismo volumen ( $2 \mu\text{l}$ ) y diferentes actividades, ver tabla 4.3.

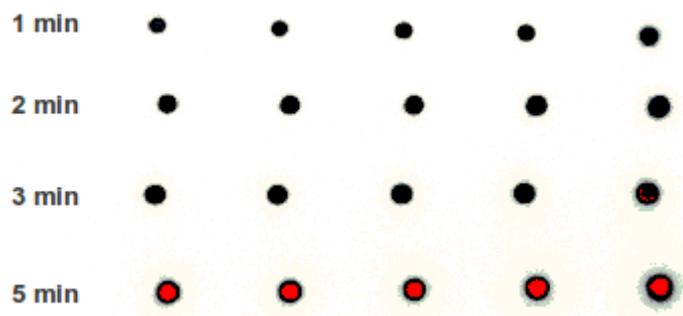
Con la pipeta se depositaron las 5 muestras de material radiactivo sobre la tira de sílica. La tira se dejó secar un par de minutos, e inmediatamente después la película fue expuesta durante tiempos de 1, 2, 3 y 5 min dentro del casete de exposición.

Después de la irradiación, a simple vista no se observaba nada sobre la superficie de la película. Para saber qué le sucedió a la placa, se tomó lectura de ésta en el equipo a una resolución de 300 dpi en escala de grises, obteniéndose la imagen mostrada en la figura 4.2.1.

En la figura 4.2.1 se observa la imagen formada por la interacción de los positrones con la película. De la misma figura se puede apreciar que para tiempos de exposición de 3 y 5 min la señal sobre la placa se saturó; es decir, excedió el número de unidades de luz digital que el sistema puede registrar, ver sección 4.1.1. Por tanto no es posible hacer un estudio cuantitativo de la señal para estos tiempos de irradiación.

Posteriormente, la película se colocó sobre la fuente de luz blanca durante 10 min, como se muestra en la figura 4.2.2. Después de eliminar la señal en la placa, se realizó nuevamente la exposición de la película para tiempos de irradiación de 1, 2, y 3 min.

#### 4 Descripción y caracterización del equipo experimental



*Figura 4.2.1: Autorradiografía obtenida para diferentes tiempos de exposición de la muestra radiactiva sobre la película MS. La región roja indica que la película ha sido irradiada en exceso (saturada).*



*Figura 4.2.2: Exposición de las películas MS y SR a la fuente de luz blanca.*

El resultado de la adquisición (fig, 4.2.3) fue que la señal correspondiente a la primera exposición seguía latente (imagen fastasma), la razón de esto es que aún quedaban electrones atrapados en los centros-F y al hacer el barrido con el láser fueron liberados, teniendo así emisión de fotones de luz azul que formarían nuevamente una imagen digital al ser detectados por el PMT.

Según el manual del fabricante, las películas deben exponerse a una fuente de luz blanca de 1 a 5 min para eliminar cualquier residuo de señal en las placas, pero esto no es del todo cierto; ya que se realizaron pruebas de borrado y escaneo de la película después de irradiarla, obteniéndose que la imagen latente en la placa se elimina completamente cuando es expuesta durante 25 min a la fuente de luz. Por lo tanto, éste fue el tiempo asignado para el borrado de las películas MS y SR antes y después de utilizarlas.

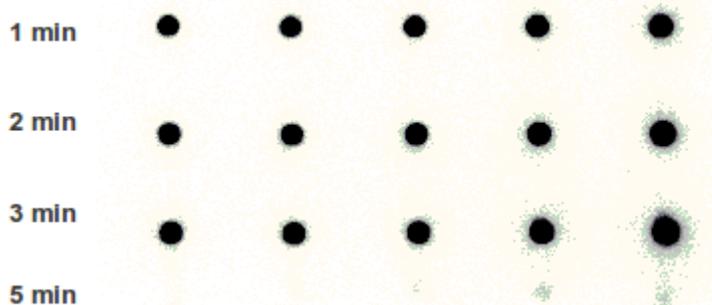


Figura 4.2.3: Lectura de la película MS después de exponerla a la fuente de luz blanca e irradiarla a tres diferentes tiempos. Del lado derecho de la imagen se observan residuos de imagen correspondiente a la primera exposición.

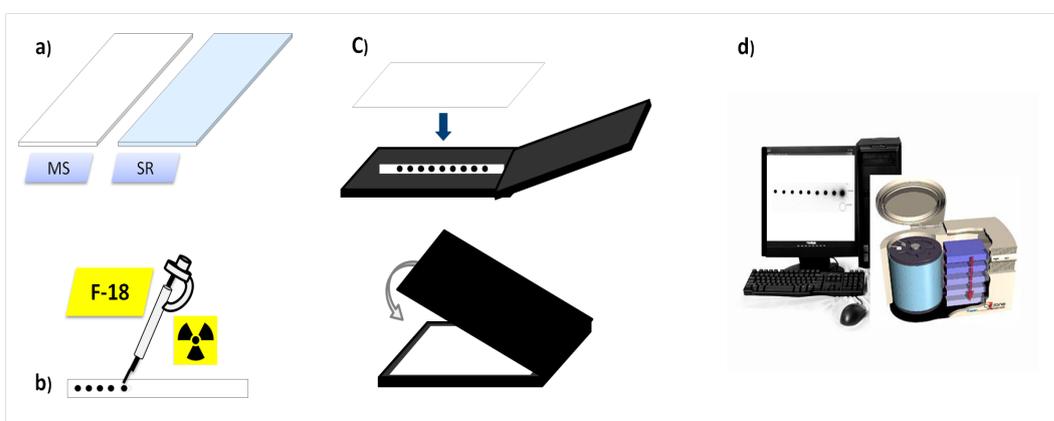


Figura 4.2.4: a) Películas MS y SR. b) Depósito de muestras radiactivas. c) Exposición de las películas fotoestimulables. d) Digitalización y procesamiento de imágenes.

#### 4.2.1. Sensibilidad de las películas fotoestimulables

El primer estudio realizado con ambas películas fue el de la sensibilidad que presenta una respecto a la otra al ser irradiadas durante tiempos de exposición iguales. Se utilizaron 148 MBq de  $^{18}\text{F}$  diluidos en  $125 \mu\text{l}$  de agua, colocándose muestras de 1 hasta  $10 \mu\text{l}$  en la tira de sílica (fig. 4.2.4b). La contribución de la radiación de fondo fue medida con el activímetro<sup>2</sup>. Se realizó la primera exposición de la película MS sobre las muestras durante 1 min. Inmediatamente después se expuso la siguiente película sobre la misma sílica. Finalmente se colocaron las placas irradiadas (una por una) en el equipo y se tomó lectura de la señal.

<sup>2</sup> En todos los experimentos fue importante medir la radiación fondo debida a contaminación superficial por radionúclidos y a fotones, esto porque las películas son sensibles a este tipo de radiación [J. Raccio]. El valor umbral detectado por las películas fue de 11.1 kBq.

## 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

Tabla 4.4: Actividades utilizadas en el experimento 4.2.3.

\*Cálculo de incertidumbres por propagación.

MUESTRA	* ACTIVIDAD ( $A \pm \delta A$ ) kBq
1	$117.0 \pm 15.14$
2	$43.3 \pm 5.14$
3	$26.6 \pm 2.12$
4	$19.0 \pm 1.33$
5	$9.6 \pm 0.52$
6	$6.3 \pm 0.24$
7	$4.8 \pm 0.17$
8	$3.7 \pm 0.08$
9	$3.2 \pm 0.06$

### 4.2.2. Disminución de la señal en función del número de lectura

Se repitió el estudio anterior con la finalidad de cuantificar qué tanto disminuye la señal en las películas irradiadas al ser leídas una y otra vez por el escáner. Se realizó el depósito de las muestras en dos tiras de sílica. Una vez que éstas se secaron, las películas fueron expuestas (una en cada tira) simultáneamente durante 3 min.

Transcurrido el tiempo de exposición se tomó lectura de la película MS, una vez adquirida la primera imagen, se volvió a leer la misma película en 10 ocasiones. Posteriormente se colocó la película SR dentro del escáner y se repitió el proceso de lectura como en la placa anterior. Dado que la imagen latente en las placas fotoestimulables no se elimina a menos que sea leída o que se exponga directamente a la luz; mientras se tomaba lectura de una placa, la otra se dejó dentro del casete de exposición.

### 4.2.3. Respuesta de las películas ante un amplio intervalo de actividades

El objetivo de este estudio fue determinar qué tipo de comportamiento presentan las películas fotoestimulables al considerar un amplio intervalo de actividades en las muestras depositadas sobre las tiras de sílica. Para realizar el experimento se utilizaron 45.2 MBq de  $^{18}\text{F}$ , diluidos en un volumen de 100  $\mu\text{l}$  de agua. Se realizaron las diluciones correspondientes para obtener las actividades mostradas en la tabla 4.4.

Finalmente, las películas se colocaron dentro del casete de exposición y se realizó la irradiación durante 2 min. Posteriormente se tomó lectura de ambas películas con el equipo lector, y las imágenes digitales fueron analizadas con el software OptiQuant™.

#### 4.2.4. Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos

Con lo estudiado hasta este momento es posible realizar una curva de calibración de la señal en función de la actividad para un tiempo de exposición de 2 minutos, aunque la desventaja que tiene esta curva es que sirve exclusivamente para ese tiempo de exposición. La generalización de esta gráfica es obtener una curva de calibración (para cada película) de la señal en función del número de decaimientos.

Para ello considérese una muestra radiactiva. Si se grafica la actividad  $A(t)$  en función del tiempo (figura 4.2.5), la integral bajo la curva de un tiempo  $t_0$  a  $t_1$  da como resultado el número de decaimientos  $D$  en la muestra en ese intervalo de tiempo. Matemáticamente se expresa<sup>3</sup>:

$$D = \int_{t_0}^{t_1} A(t) dt \quad (4.2.1)$$

Ahora bien, supóngase que se realizan  $n$  exposiciones de las películas fotoestimulables sobre la muestra radiactiva transcurriendo entre una y otra irradiación un tiempo  $T$ . Entonces, si quisiera tener el mismo número de decaimientos en la muestra a la hora en que se hagan cada una de las exposiciones, los tiempos de irradiación deben ir aumentando respecto del primero, pues la actividad en la muestra va decayendo con el tiempo. El cálculo de estos tiempos se describe a continuación.

---

<sup>3</sup>Formalmente la ecuación 4.2.1, es la definición de actividad acumulada [Harvey], pero como las películas fotoestimulables no están acumulando actividad, se le llamará únicamente número de decaimientos.

#### 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

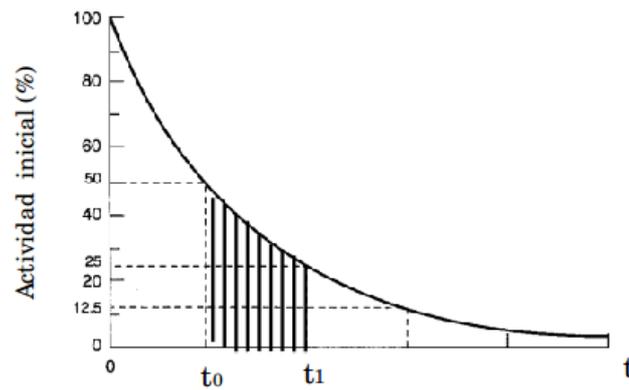


Figura 4.2.5: Actividad en función del tiempo. El área bajo la curva representa el número de decaimientos de un radionúclido de un tiempo  $t_0$  a  $t_1$ .

#### Determinación de los tiempos de exposición

Sea  $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$  la actividad en la muestra al tiempo  $t$ . Al sustituir  $A(t)$  en la ecuación 4.2.1, y resolviendo la integral se tiene:

$$D = \left(\frac{A_0}{-\lambda}\right)[e^{-\lambda t_1} - e^{-\lambda t_0}] \quad (4.2.2)$$

evaluando en el tiempo  $t_0 = 0$  (tiempo en el que se realiza la primera exposición), se obtiene:

$$D = \left(\frac{A_0}{\lambda}\right)[1 - e^{-\lambda t}] \quad (4.2.3)$$

Siendo  $D$  el número de transformaciones en la muestra radiactiva, cuya constante de decaimiento es  $\lambda$ , actividad a la hora de la exposición  $A_0$ , para un tiempo de irradiación  $t$ . Finalmente, la  $D$  obtenida para la primera exposición se utiliza como dato para el cálculo de los tiempos de exposición siguientes. Así, al despejar  $t$  de la ecuación 4.2.3, se tiene:

$$t = -\frac{\ln\left(1 - \frac{D\lambda}{A_0}\right)}{\lambda} \quad (4.2.4)$$

Esta ecuación determina los tiempos que deben exponerse las películas sobre las muestras con actividad  $A_0$  (corregida por decaimiento con  $A(t)$  en el momento en que se realizó la exposición) para obtener siempre el mismo número de transformaciones.

### El experimento

Para llevar a cabo este estudio se tomaron 22 MBq de  $^{18}\text{F}$  en 1 ml de agua. Se colocaron volúmenes de 1, 1.5 y 2  $\mu\text{l}$  de  $^{18}\text{F}$  en cada una de las tiras de sílica. Después de exponer las placas a la fuente de luz blanca, se les colocó una capa de plástico de  $43.4 \pm 0.05 \mu\text{m}$ , de tal forma que la luz proveniente del laboratorio afectara lo menos posible al proceso de irradiación, pues se realizaron 9 exposiciones en cada placa y luego se tomó lectura de ellas en el equipo.

#### 4.2.5. Señal en función de la energía de los positrones

Como se mostró en la tabla 2.3, la energía máxima de los positrones ( $E_{\beta^+ \text{ máx}}$ ) para el  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$  es de 0.633, 0.959 y 1.197 MeV, respectivamente. Para comparar la señal que se obtiene al irradiar las películas con cada uno de estos radionúclidos, se realizó un estudio en el que se calcularon los tiempos de exposición necesarios para que se tuvieran el mismo número de decaimientos en una muestra radiactiva correspondiente a cada radionúclido.

Se utilizaron 101 MBq de  $^{11}\text{C}$  diluidos en 100  $\mu\text{l}$  de agua, se depositaron muestras de 1, 2 y 3  $\mu\text{l}$  sobre las dos tiras de sílica, luego se colocó un plástico negro que sirvió como blindaje ante la luz blanca del laboratorio. Posteriormente se expusieron las placas sobre las muestras durante 2.5 min. La figura 4.2.6 ilustra el desarrollo experimental.

Se realizó el cálculo del número de decaimientos en la muestra de 1  $\mu\text{l}$  (ecuación 4.2.3) con la respectiva corrección de actividad en el momento de la exposición. Este dato

#### 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

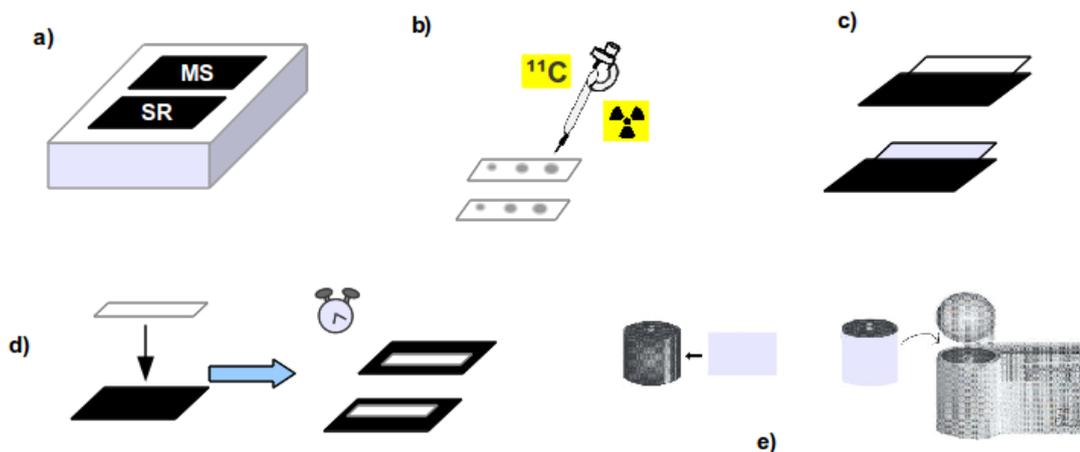


Figura 4.2.6: a) Exposición de las películas fotoestimulables a la fuente de luz blanca, b) Depósito de muestras radiactivas, c) Blindaje ante la luz blanca, d) Proceso de irradiación, e) Lectura y digitalización de las placas.

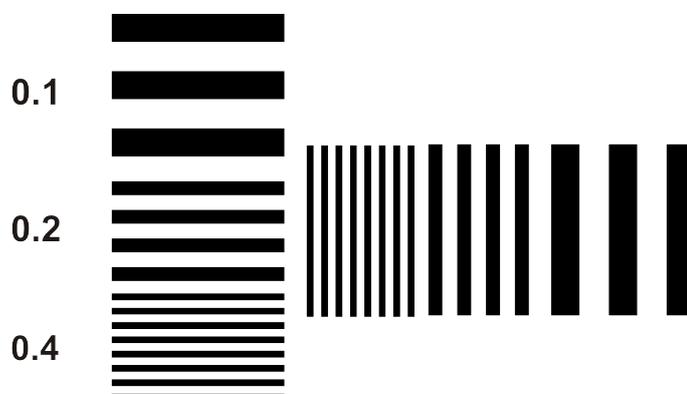


Figura 4.2.7: Patrón lineal correspondiente a 0.1, 0.2, 0.4 PL/mm.

se utilizó en la ecuación 4.2.4 junto con los valores de la actividad para muestras de  $^{18}\text{F}$  y  $^{13}\text{N}$  para determinar los tiempos de irradiación con los que se tuvieron el mismo número de decaimientos en las tres muestras radiactivas.

#### 4.2.6. Función de Transferencia de Contraste (CTF)

Para el estudio de resolución espacial se elaboró un patrón de pares de líneas que va desde 0.1 a 0.4 PL/mm, como el mostrado en la figura 4.2.7. El experimento se realizó con  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$  como se describe a continuación:

Se tomaron 51.43 MBq de  $^{18}\text{F}$  diluidos en 300  $\mu\text{l}$  de agua y se mezclaron con 3.5 ml de tinta negra en un vial de 5 ml, ver figura 4.2.8. La tinta radiactiva se inyectó dentro del cartucho (vacío) y se colocó en el equipo Lexmark. Se imprimieron varias

muestras del patrón lineal y una vez que éstas se secaron, se les midió la actividad con el activímetro introduciendo una por una dentro de éste, y colocándolas en la misma geometría.

Se tomaron dos de las muestras que tenían la misma actividad<sup>4</sup>  $1050.4 \pm 0.05$  kBq, y se realizaron las exposiciones en cada película durante 10 minutos. Finalmente, se tomó lectura de las placas en el escáner.

Para el estudio con  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$  se utilizó la misma actividad (318.20 MBq) diluida en 1 ml y 2 ml de agua, respectivamente. Cada una de las concentraciones de actividad se mezclaron en 5 ml de tinta negra. Ahora bien, para realizar el experimento con estos dos radionúclidos se calculó el número de decaimientos en las muestras de  $^{18}\text{F}$  a un tiempo de exposición de 10 min (ecuación 4.2.3). Esto permitió determinar los tiempos de exposición necesarios para tener el mismo número de decaimientos en las muestras correspondientes a  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$ .

---

<sup>4</sup>La actividad en las muestras radiactivas no era exactamente la misma, esto debido a que no era homogénea la concentración de actividad en la impresión del patrón lineal. La variación de la actividad en las muestras fue de 2-5 %.

#### 4 Descripción y caracterización del equipo experimental

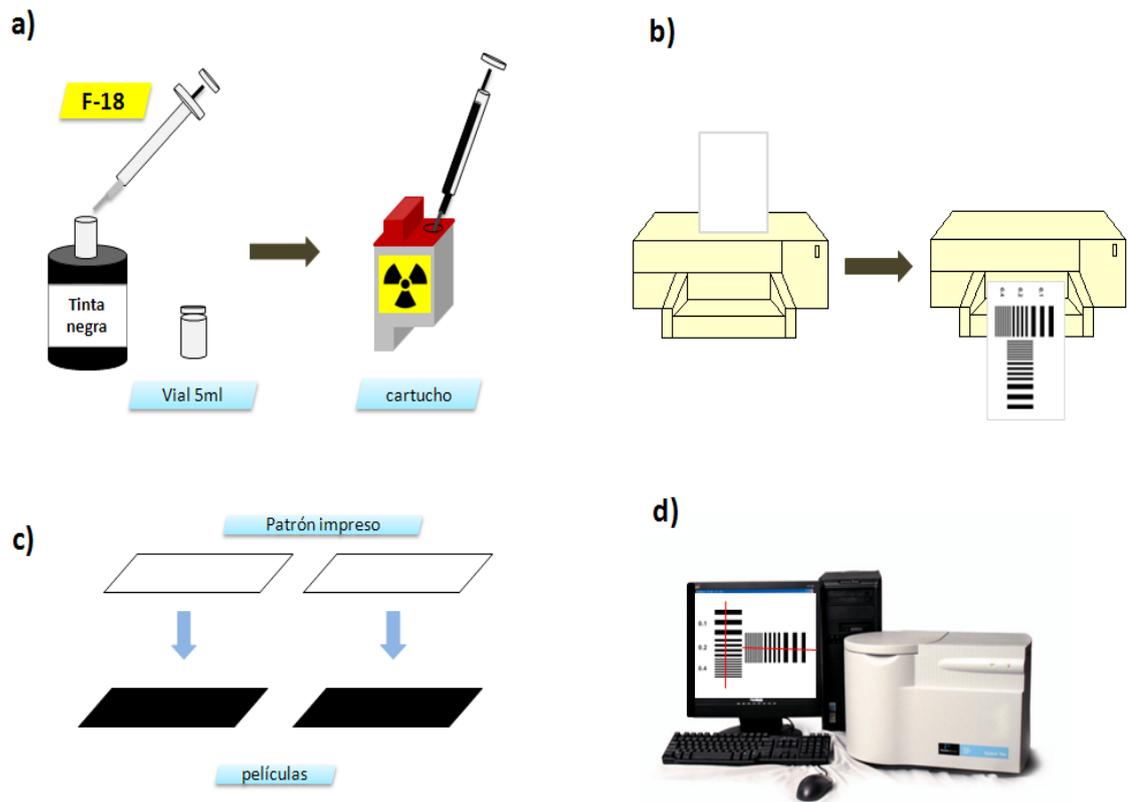


Figura 4.2.8: Diagrama esquemático del experimento con tinta radiactiva. a) Mezcla de tinta con F-18 y depósito en el cartucho, b) Impresión del patrón lineal, c) Exposición y d) Lectura de las películas.

# 5 Resultados y discusión

## 5.1. Sensibilidad de las películas MS y SR

La figura 5.1.1 muestra las imágenes adquiridas con el escáner, correspondientes al experimento de la sección 4.2.1. Como puede observarse, la película MS se saturó en la mayoría de los volúmenes depositados, excepto para el de  $1 \mu\text{l}$ .

A consecuencia de la saturación en la señal no fue posible hacer una comparación de lectura en ambas películas. Un factor que debe tomarse en cuenta es que, los tiempos de exposición de las películas sobre la muestra radiactiva sean al mismo tiempo, ya que no es igual irradiar una película y 5 minutos después irradiar la segunda, pues la actividad en la muestra no será la misma. Para corregir este detalle hay varios caminos:

1. Normalizar la señal respecto a la actividad que se tenía en el momento de la exposición.
2. Ajustar los tiempos de exposición de la película sobre la muestra radiactiva para tener el mismo número de decaimientos (método utilizado en la sección 5.5).
3. Realizar las exposiciones en ambas películas de manera simultánea.

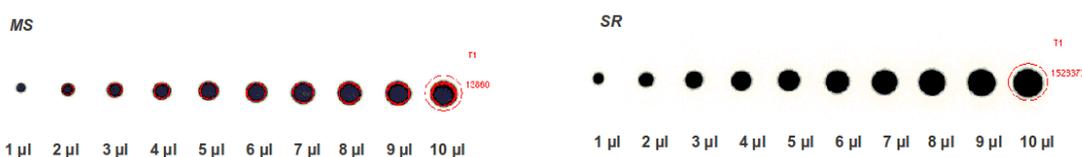


Figura 5.1.1: Para 1 min de irradiación en cada película, se observa que la MS es más sensible a la radiación, pues en casi todos los volúmenes depositados hubo saturación de la señal; contrario a lo que sucedió en la película SR. El contorno que encierra los volúmenes de 10  $\mu\text{l}$  en cada imagen, es una región de interés que permite cuantificar la señal en unidades de luz digital.

Este factor no afecta de manera considerable si se utiliza  $^{18}\text{F}$  ( $t_{\frac{1}{2}} = 109.8 \text{ min}$ ), pues el proceso irradiación y lectura entre una y otra película es de 5 a 7 min aproximadamente; sin embargo, la medición sí se ve afectada en la actividad de una muestra con radionúclidos de vida media más corta,  $^{13}\text{N}$  ( $t_{\frac{1}{2}} = 9.96 \text{ min}$ ), por ejemplo. Por ello, en los estudios posteriores se utilizaron dos tiras de sílica para realizar las exposiciones de las películas sobre cada muestra radiactiva durante el mismo tiempo de irradiación y de manera simultánea. Además para obtener la máxima señal en las películas sin llegar a saturarlas se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Concentración de actividad en las muestras
- Tiempo de exposición de las películas sobre la muestra

### 5.2. Disminución de la señal en función del número de lectura

Como las concentraciones de actividad en las muestras de este experimento fueron menores, comparadas a las de la sección 4.2.1, las imágenes adquiridas con el escáner no se saturaron. De las 10 lecturas realizadas (para cada película), se eligió un volumen al que se le colocó una ROI que permitió cuantificar la señal en las muestras.

Los datos en la figura 5.2.1, describen cómo disminuye la señal en las películas a medida que son leídas una y otra vez en el escáner. La señal en la película MS disminuye un 74 % de la primera a la segunda lectura, ocurriendo una disminución del 50 % para la película de alta resolución. Después de la tercera lectura la señal detectada por el sistema óptico del escáner disminuye de manera exponencial, tal y como puede apreciarse en el ajuste de datos mostrado en la misma figura.

### 5.3. Linealidad de respuesta

Después de exponer cada película durante 2 min (sección 4.2.3) se tomó lectura de la película MS e inmediatamente después se escaneó la película de alta resolución. La figura 5.3.1 muestra las imágenes digitales adquiridas con el equipo. La cuantificación de la señal en cada una de ellas se realizó de la siguiente manera:

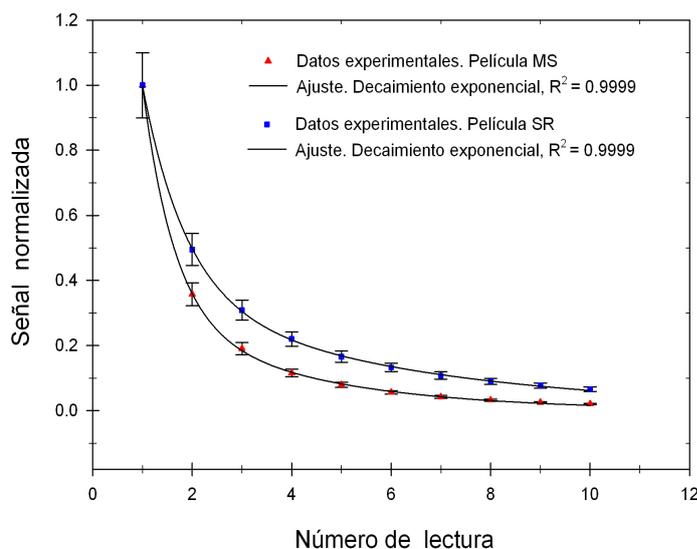


Figura 5.2.1: Señal normalizada en función del número de lectura. Cuando una de las películas irradiadas es escaneada por varias ocasiones, físicamente hay un desvanecimiento de señal entre una y otra lectura, tal y como se describió en la sección 3.1.2. Es importante aclarar que la película no contiene actividad, pues el lector puede confundirse pensando que este comportamiento se debe a que hay actividad en la placa y va disminuyendo con el tiempo.

- Se colocó una ROI en cada volumen que indica la señal detectada por el PMT en la muestra en unidades DLU.
- Se colocó la ROI correspondiente a cada volumen en una región donde se midiera el fondo detectado por la película.

Una vez corregidas las actividades de las muestras por decaimiento al momento en que se realizaron las exposiciones, se obtuvieron las curvas de calibración mostradas en la figura 5.3.2.

La gráfica ilustra que conforme aumenta la actividad en cada volumen de las muestras, la señal se incrementa de manera lineal. De igual forma se puede apreciar que la película MS registra una señal mayor que la SR, para muestras con la misma concentración de actividad; es decir, que la película MS es más sensible a la radiación que la película SR. Con este experimento se logró cubrir un intervalo de actividades que va desde los  $3.2 \pm 0.06$  kBq hasta los  $117.0 \pm 15.14$  kBq. Ver tabla 4.4.

## 5 Resultados y discusión

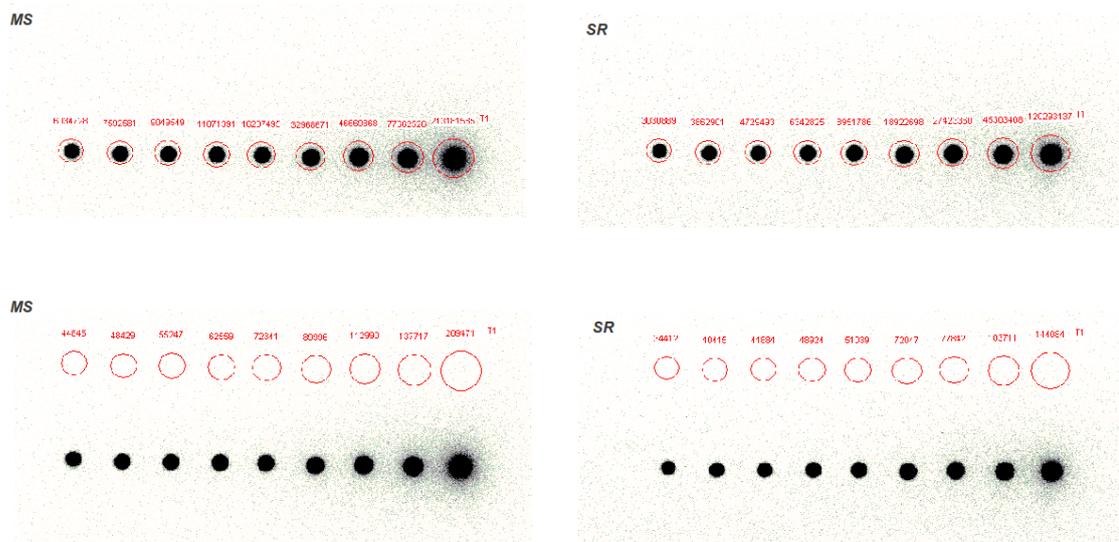


Figura 5.3.1: Autorradiografía de las películas MS y SR para un tiempo de exposición de 2 min. Como se mencionó en la sección 4.2.1, la señal se ve afectada por la radiación de fondo; por ello la ROI colocada en cada volumen se movió a una región sobre la misma imagen para quitar la contribución de este tipo de radiación en la señal debida a la interacción de los positrones con la película fotoestimulable.

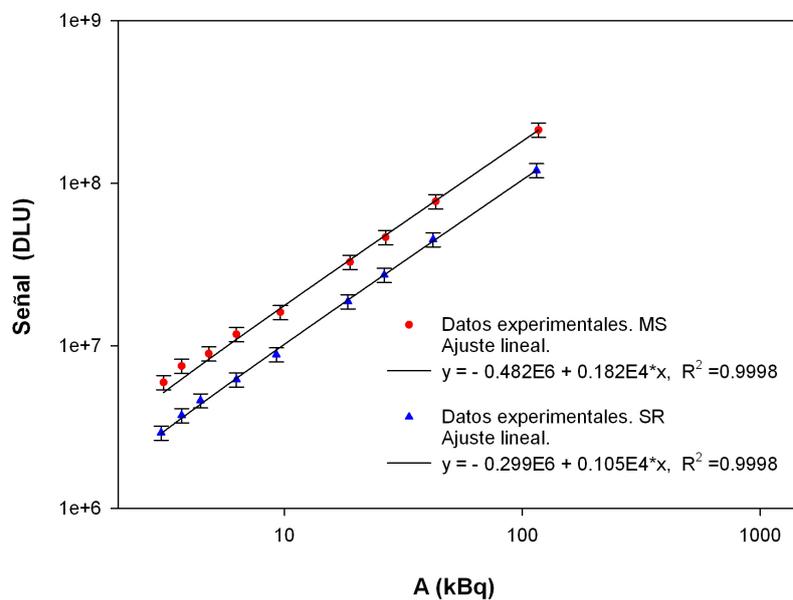


Figura 5.3.2: Curva de calibración de la señal en función de la actividad para un tiempo de exposición de dos minutos.

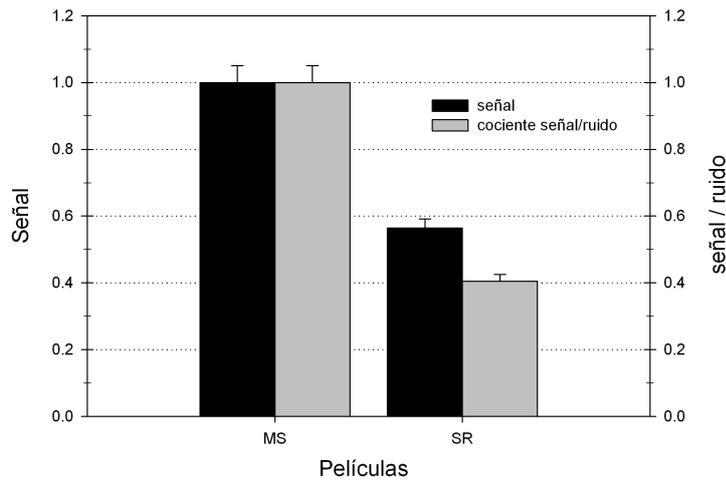


Figura 5.4.1: Representación gráfica de la señal y cociente señal-ruido (normalizados respecto a la película Multisensible) para las películas MS y SR.

## 5.4. Cociente señal-ruido

Ahora bien, para cuantificar qué porcentaje de señal<sup>1</sup> registra una placa con respecto a la otra, se comparó la acumulación de señal y el cociente señal-ruido<sup>2</sup> de ambas películas. El cociente señal-ruido proporciona una mejor medida de la sensibilidad y la capacidad de detectar muestras con bajas actividades, ya que toma en cuenta la acumulación de la señal debida al fondo y la variación que existe en el mismo.

En la figura 5.4.1, se observa que la película MS registra una señal y cociente señal-ruido de 1.8 y 2.5 veces mayores respecto a la película SR. En la práctica esta gran diferencia en cuanto a detección de señal, permitirá cuantificar bajas actividades del orden de 3 KBq (tabla 4.4).

## 5.5. Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos

La figura 5.5.1, muestra los resultados obtenidos en el experimento 4.2.4. Lo que se esperaba observar en las gráficas era que los picos tuvieran la misma altura.

<sup>1</sup>El porcentaje de señal se refiere a la señal normalizada respecto a una de las películas (MS).

<sup>2</sup>El cociente señal-ruido se determinó como se indicó en la sección 3.5.4; es decir, se tomó el promedio del fondo medido con  $N$  regiones de interés para calcular el ruido con la ecuación 3.5.2.

## 5 Resultados y discusión

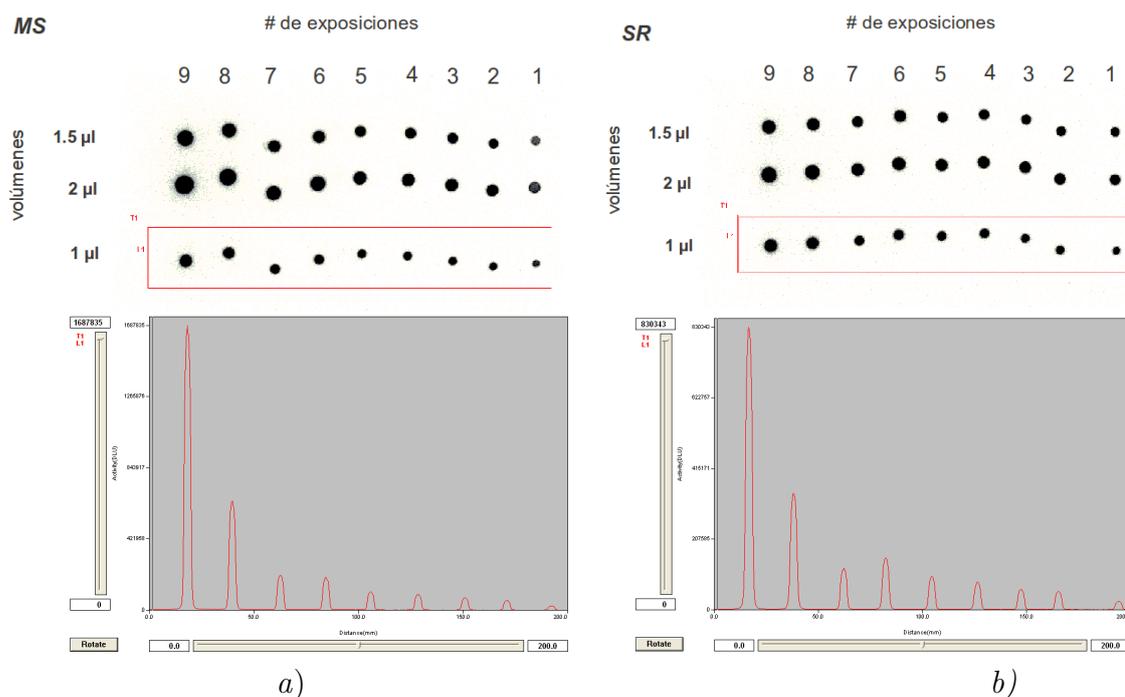


Figura 5.5.1: Las gráficas a) y b) se obtuvieron con el software OptiQuant al colocar una línea perfil en la autorradiografía de cada película. Las gráficas relacionan la señal medida en cada muestra a diferentes tiempos de exposición. El pico más grande corresponde a la última exposición realizada antes de leer la película, y el más bajo a la primera irradiación. En la imagen b) se aprecia que el sexto pico (contando de derecha a izquierda) es mayor que el séptimo, esto pudo deberse a un error experimental; es decir, que la muestra se expuso un tiempo menor al que debía ser, así la señal registrada en la placa fue menor y el desvanecimiento de señal fue mayor que en la sexta irradiación.

Es decir, que la señal medida en cada volumen fuera aproximadamente igual, pues se realizó el cálculo de los tiempos de irradiación (ecuación 4.2.4) para que se tuviera el mismo número de decaimientos en las muestras al exponerlas sobre las películas.

El que los picos de la figura 5.5.1, no alcancen la misma altura pudo deberse a dos factores: El primero es que durante el proceso de irradiación (poco más de 4 horas), la luz blanca de las lámparas del laboratorio haya eliminado parte de la señal latente en las placas. El segundo es que la señal grabada en las películas se haya desvanecido con el tiempo.

## 5.5 Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos

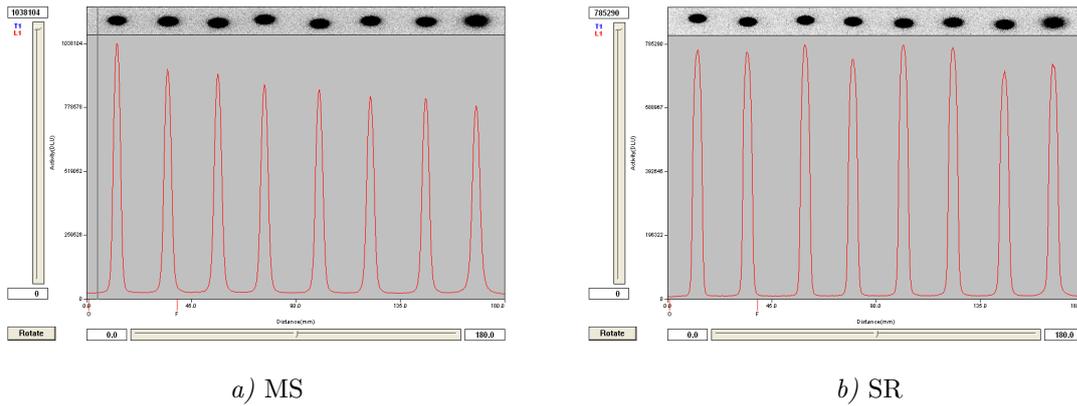


Figura 5.5.2: Señal en función del tiempo de exposición. En la película MS sigue habiendo desvanecimiento de la señal; mientras que en la SR se observa que la señal permanece latente en la placa, pues al transcurrir más de 4 horas entre la primera y última exposición se cuantificaron señales del mismo orden.

Para determinar cuál de estos factores afectó la lectura de la señal, se realizaron tres exposiciones en cada placa durante 5, 11 y 24 min,<sup>3</sup> pero en este caso, después de cada irradiación se tomó lectura de la película en el escáner, obteniéndose una variación en la señal menor al 5%. Por lo tanto, el desvanecimiento de la señal se debe a la exposición de la placa a luz proveniente del laboratorio, y el motivo por el que las primeras irradiaciones tengan una mayor pérdida de señal es que, si se realizaron  $n$  exposiciones sobre la placa, la primer irradiación estuvo expuesta a la luz ( $n - 1$ ) veces, la segunda ( $n - 2$ ) veces, y así sucesivamente. Entonces al estar colocando y quitando la muestra durante cada exposición sobre la película, la luz del laboratorio fue eliminando parte de la señal que se encontraba registrada en la placa, y en consecuencia, la señal detectada por el escáner en las primeras exposiciones fue menor que la registrada en la última irradiación.

Se realizó nuevamente el experimento, pero se utilizó un plástico negro para envolver cada película durante las exposiciones. De esta manera se evitaría que la luz blanca estuviera borrando la señal latente en las películas, pues éstas se irradiaron cada media hora y al final de las exposiciones se tomó lectura de las placas.

Al proteger las películas fotoestimulables con el plástico negro se observó una diferencia considerable en la cuantificación de la señal (figura 5.5.2) comparada con

<sup>3</sup>Estos son los tiempos de exposición requeridos para tener el mismo número de decaimientos en la muestra al momento de llevar a cabo las irradiaciones.

## 5 Resultados y discusión

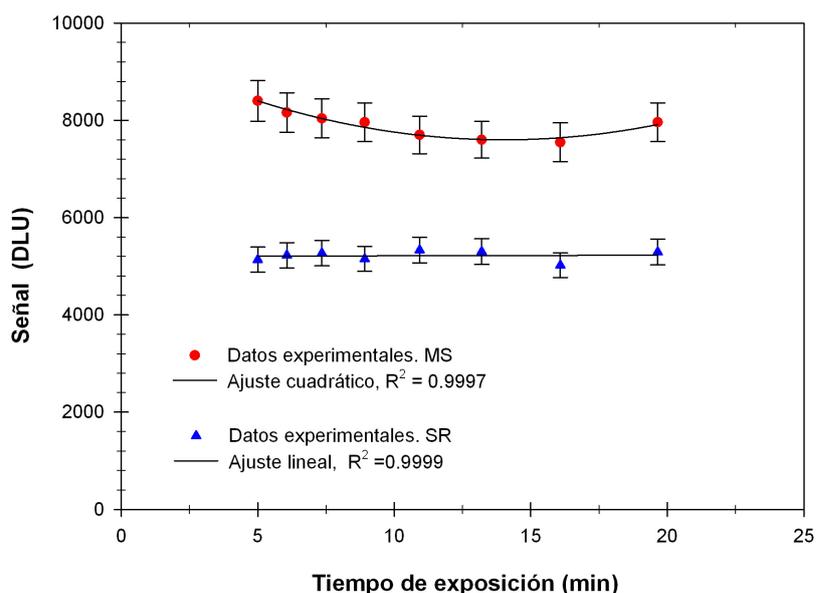


Figura 5.5.3: Comportamiento de la señal en función del tiempo de exposición para un mismo número de decaimientos. Como puede apreciarse en la gráfica la señal en la película SR es casi la misma, a diferencia de lo que se midió en la película MS en la que sigue habiendo pérdida de señal. Las incertidumbres corresponden al  $\pm 5\%$  de la señal registrada por el equipo de autorradiografía.

las gráficas mostradas en la figura 5.5.1. Con este resultado se obtuvo una gráfica de la señal en función del tiempo de exposición para un mismo número de decaimientos para cada película, figura 5.5.3.

La gráfica mostrada en la figura 5.5.3, ilustra un resultado sumamente importante, ya que es posible obtener una curva de calibración de la señal en función del número de decaimientos sin importar la concentración de actividad en la muestra, ni el tiempo de exposición, simplemente deben hacerse los cálculos (ecuación 4.2.3) para tener el mismo número de desintegraciones de la muestra sobre la placa. Con este resultado fue posible generalizar la gráfica de la figura 5.3.2, como una curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos. Ver figura 5.5.4.

Por último, con la finalidad de conocer qué tanto afecta la luz a la señal latente en las placas al sacarlas de las envolturas y colocarlas dentro del escáner teniendo la luz del laboratorio prendida, se realizó otro experimento en el que se hicieron únicamente 2 exposiciones (para cada placa): una con la luz encendida al tomar lectura de las películas y otra con la luz apagada. Al analizar los datos se obtuvo que la películas

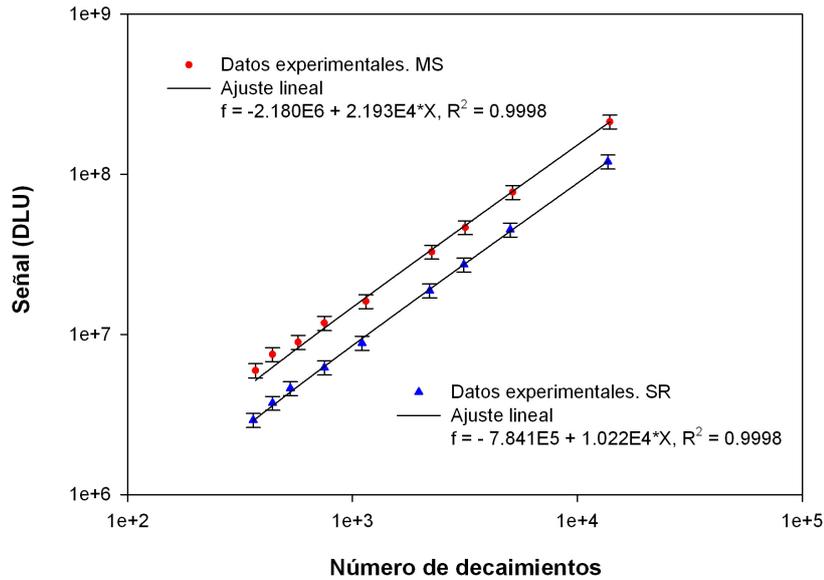


Figura 5.5.4: Curva de calibración para la señal en función del número de decaimientos.

MS y SR tienen una pérdida de señal del 15 % y 10 %, respectivamente cuando son cargadas en el carrusel de exposición con la luz encendida.

## 5.6. Señal en función de la energía de los positrones

En la gráfica de la figura 5.6.1 se observa que para un mismo número de decaimientos con las muestras de  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$ , entre más energéticos son los positrones mayor es la señal detectada por el escáner. Físicamente, cuando los positrones interactúan con el material de las películas fotoestimulables, las partículas más energéticas excitan una mayor cantidad de átomos de europio ( $E_b = 5.67 \text{ eV}$ ), hasta que depositan toda su energía en el medio, teniendo así la aniquilación del positrón con un electrón emitiendo dos fotones de aniquilación de 511 keV, (sección 2.6.7). De esta manera se obtuvo una mayor cantidad de electrones atrapados en los centros-F que fueron liberados al tomar lectura de las placas con el láser (del escáner).

## 5.7. Resolución espacial

La figura 5.7.1 muestra las imágenes del patrón lineal adquiridas para cada película utilizando  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$ . Cualitativamente se observa una mejor resolución en la película MS, lo cual es lo contrario a lo que se esperaba experimentalmente.

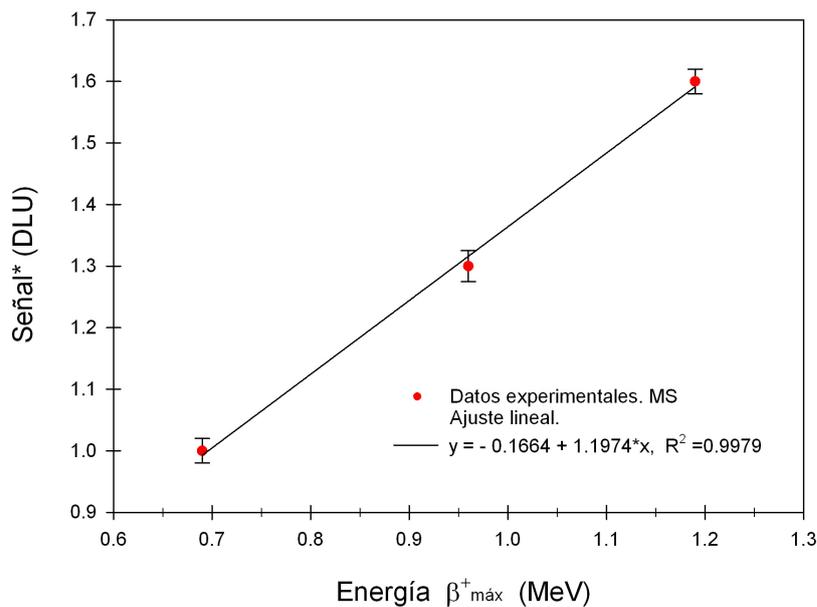


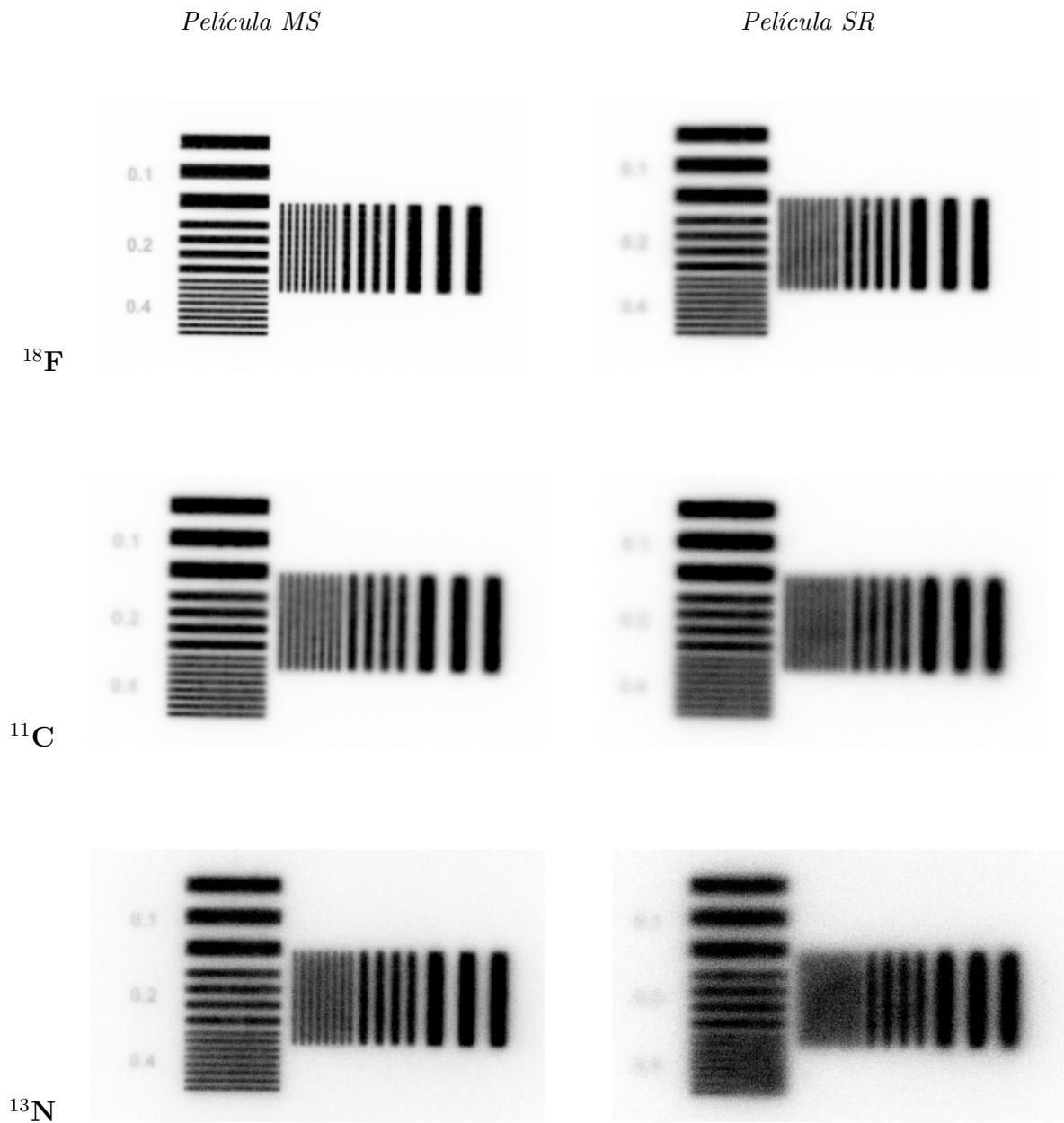
Figura 5.6.1: Señal en función de la energía de los positrones para el mismo número de decaimientos. \* señal normalizada respecto al  $^{18}\text{F}$ .

Para cuantificar este resultado se realizó el análisis de imágenes con el software OptiQuant, colocando sobre la autorradiografía de los patrones una línea perfil de un pixel<sup>4</sup> en cada dirección. Ver figura 5.7.2

Los valores correspondientes a los máximos y mínimos de las gráficas mostradas en la figura 5.7.2, se utilizaron para calcular el valor del CTF (ecuación 3.5.1) para cada par de líneas. Con ello se graficó el valor del CTF en función de pares de líneas por milímetro, figura 5.7.3.

Para comparar lo obtenido experimentalmente con  $^{18}\text{F}$  y los datos del fabricante con  $^{14}\text{C}$ , se graficó el CTF en función de pares de líneas por milímetro para ambas películas, figura 5.7.4. Lo que se observa a bajas energías (como las del  $^{14}\text{C}$ ), es una resolución espacial de  $250\ \mu\text{m}$ , y para energías altas, como las del  $^{18}\text{F}$ , la resolución se ve afectada teniendo únicamente 1 mm de resolución (0.5 PL/mm). En otras palabras, conforme la energía de las partículas aumenta la resolución espacial disminuye. Esto implica una dependencia de la resolución espacial con la energía de las partículas.

<sup>4</sup>La resolución utilizada en la adquisición de las imágenes con el escáner fue de 300 y 600 dpi, esto implica que el ancho de la línea perfil equivalente a un pixel es de  $\sim 85$  y  $42\ \mu\text{m}$ , respectivamente.



*Figura 5.7.1: Autorradiografía del patrón lineal utilizando diferentes radionúclidos emisores de positrones. Obsérvese que conforme aumenta la energía de los positrones la imagen en cada una de las películas tiene una menor resolución.*

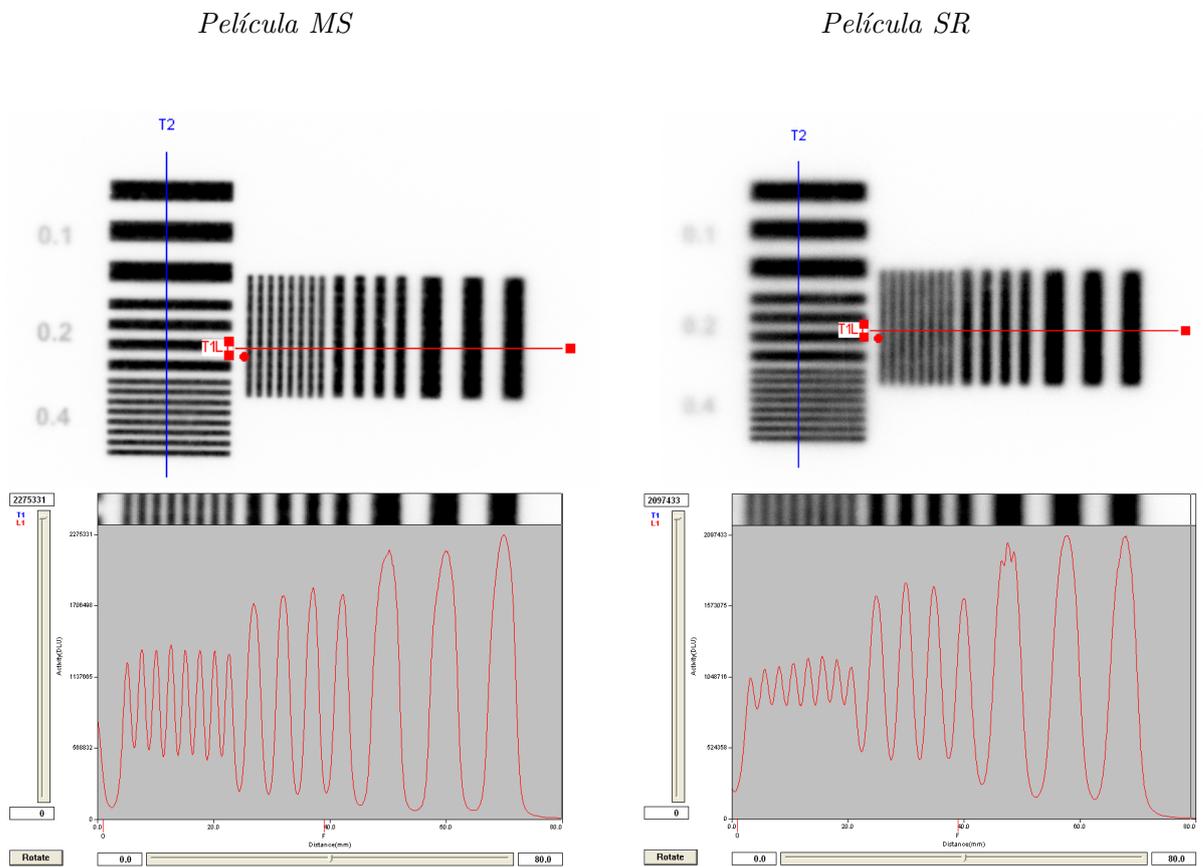


Figura 5.7.2: Análisis de los patrones correspondientes a  $^{18}\text{F}$ . Los perfiles son generados por las líneas paralelas y espacios de la misma anchura en cada uno de los patrones. Para 0.2 y 0.4 PL/mm se hace más notoria la diferencia en los valores entre valles y crestas, con esto se tiene una menor resolución espacial resoluble en la película SR. Cabe mencionar que los estudios se realizaron colocando la línea perfil en ambas direcciones (x,y), y se determinaron las mismas cuantificaciones en ambos ejes.

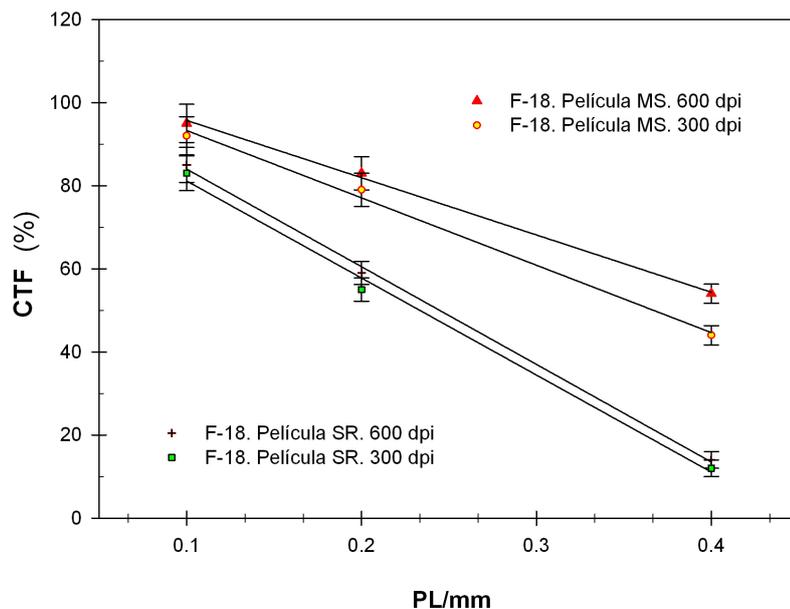


Figura 5.7.3: CTF en función de PL/mm. En la gráfica se observa que la película MS presenta una mejor resolución comparada con la película SR. La adquisición de las imágenes a 600 dpi presenta un coeficiente de transferencia de contraste 5% mayor que al adquirirlas a 300 dpi. Esto implica que hay una mejor distinción entre los pares de líneas de la autorradiografía del patrón en las imágenes adquiridas a 600 dpi.

Para ilustrar esto, se calcularon los valores del CTF correspondientes a los estudios con  $^{11}\text{C}$  y  $^{13}\text{N}$  en ambas películas, y se graficaron en función de la energía promedio de los positrones, tal y como se observa en la figura 5.7.5.

La interpretación física que se da al hecho de que la resolución espacial de las películas se invierta al irradiar las placas con energías 4 veces mayores, respecto a las  $\beta^-$  del  $^{14}\text{C}$ , se debe a que hay un mayor depósito de energía de los positrones al interactuar con los granos de  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  de la película MS, pues éstos tienen un tamaño del orden de  $10\ \mu\text{m}$ ; mientras que los granos de la película de "alta resolución" son del orden de  $5\ \mu\text{m}$ . Con ello el alcance de los positrones en la placa MS es menor que el alcance en la película SR, lo que se traduce a una adquisición de imagen digital con una mayor resolución espacial en la película Multisensible.

Para determinar si efectivamente la resolución espacial del escáner es igual a un 1 mm, se llevó a cabo un último estudio con un nuevo patrón lineal (en este patrón las líneas se encuentran más espaciadas y cada una de diferente grosor), ver figura 5.7.6.

## 5 Resultados y discusión

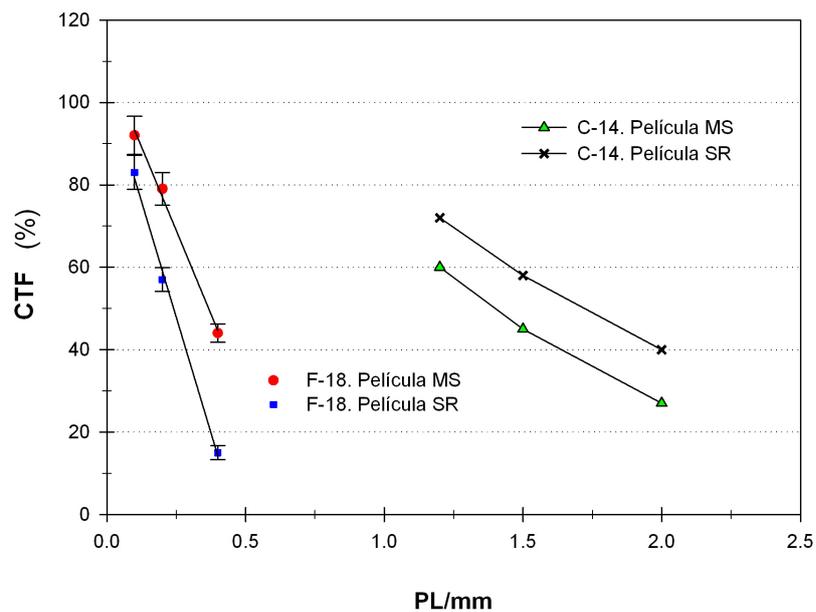


Figura 5.7.4: Comparación de la resolución espacial con  $^{14}\text{C}$  y  $^{18}\text{F}$ . La película SR presenta una mejor resolución que la MS al irradiar ambas placas con  $^{14}\text{C}$  (emisor de partículas  $\beta^-$ ,  $E_{\text{promedio}} = 49 \text{ keV}$ ); mientras que para las energías de los positrones del  $^{18}\text{F}$  ( $E_{\text{promedio}} = 202 \text{ keV}$ ), el comportamiento de las películas fotoestimulables se invierte.

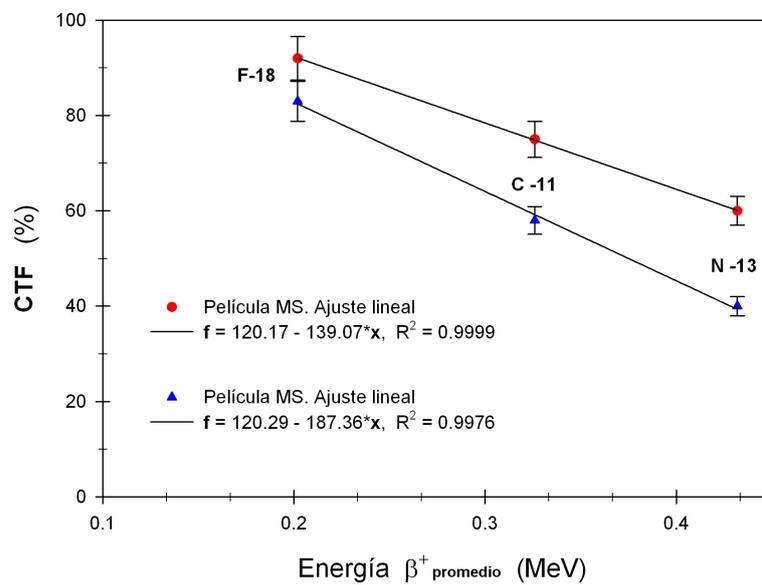
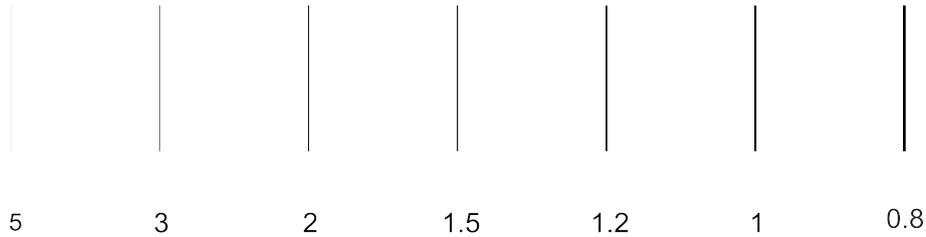


Figura 5.7.5: CTF en función de la energía de los positrones.



*Figura 5.7.6: Patrón de líneas utilizado en el estudio de la función de respuesta a una línea (LSF). Los números indican el grosor equivalente en pares de línea por milímetro. Por ejemplo: 2 PL/mm equivale a un grosor de la línea impresa de 0.25 mm. Cabe mencionar que aquí también entra en juego la resolución espacial de la impresora; es decir que posiblemente el grosor de la línea impresa en el patrón no es del tamaño que debe ser.*

Después de realizar el experimento con los tres radionúclidos emisores de positrones, y adquirir las imágenes con el escáner a 600 dpi, se llevó a cabo el análisis de las autorradiografías con la función de respuesta a una línea (LSF, sección 3.5.2) utilizando el software Image J y sigmaplot. De esta manera se obtuvieron las gráficas de la figura 5.7.7, donde se muestra el valor del FWHM (ancho de pico a media altura) en función de PL/mm para el  $^{18}\text{F}$  y el valor del FWHM en función de la energía de los positrones.

En la gráfica 5.7.7 se tiene la comparación del grosor de las líneas que forman el patrón de la figura 5.7.6, y el tamaño que el equipo es capaz de resolver (valor del FWHM). De la misma gráfica puede verse que una línea de un grosor de 0.1 mm (equivalente a 5 PL/mm), el equipo la detecta con un grosor de 0.74 mm; mientras que para una línea de 0.625 mm (0.8 PL/mm), el equipo detecta un grosor de 1.23 mm.

Es importante aclarar que el ancho de las líneas obtenidas en la autorradiografía está directamente relacionado con el alcance de los positrones del  $^{18}\text{F}$  hasta que se aniquilan. Si esta hipótesis es cierta, el ancho de una misma línea obtenida con los diferentes radionúclidos debe ser mayor conforme la energía de los positrones aumenta, y justo ese fue el resultado obtenido experimentalmente (fig, 5.7.8) para una línea de 0.333 mm de grosor (ancho equivalente a 1.5 PL/mm). Finalmente, en las dos últimas gráficas se verifica que la película SR presenta una menor resolución espacial que la película Multisensible, al calibrarlas con energías de emisores  $\beta^+$  como los utilizados en el desarrollo experimental de la tesis presente.

## 5 Resultados y discusión

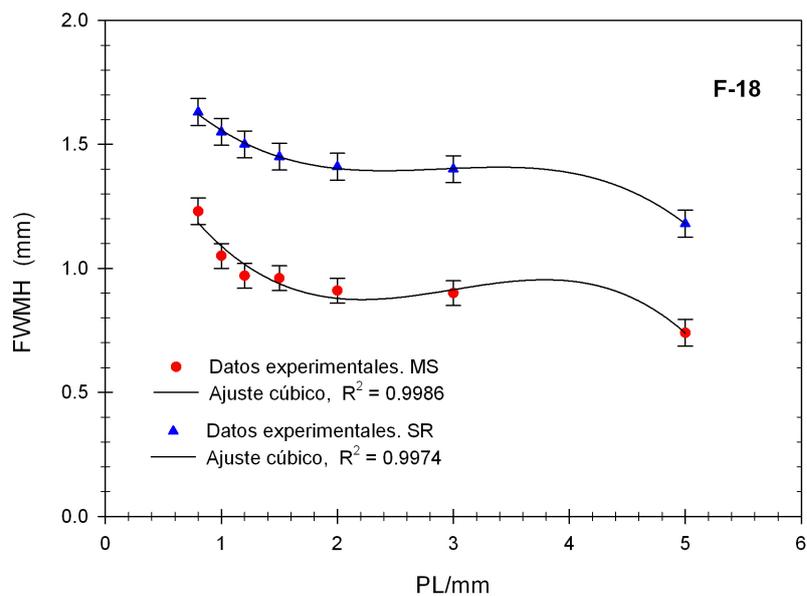


Figura 5.7.7: FWHM en función de pares de líneas por milímetro. Las incertidumbres corresponden a la desviación estándar de cada medición.

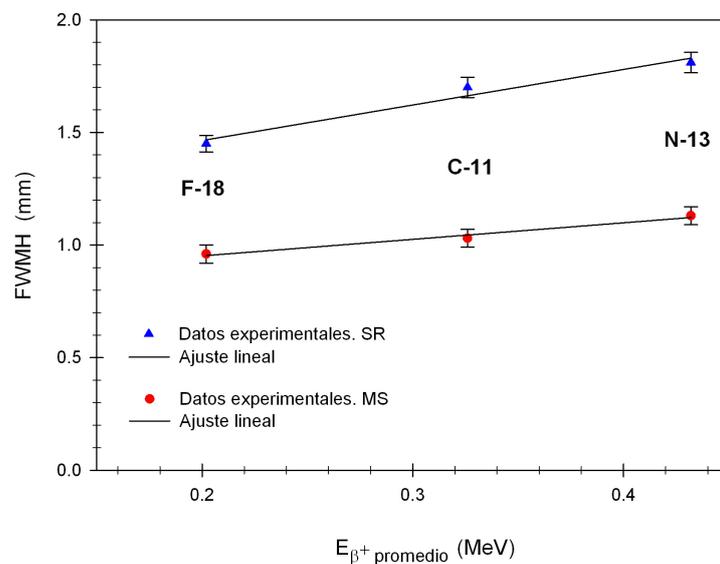


Figura 5.7.8: FWHM en función de la energía de los positrones. Al analizar el ancho que puede detectar el escáner al obtener una autorradiografía de una línea de 0.333 mm de espesor con tres radionúclidos emisores de positrones, se obtuvo que el valor del FWHM es mayor conforme aumenta la energía de los positrones. Este hecho limita la resolución espacial que puede resolver el equipo.

## 6 Conclusiones

Se caracterizó el equipo de autorradiografía Digital "Cyclone Plus Store Phosphor System" de la marca PerkinElmer®. Al estudiar los parámetros de linealidad de respuesta y sensibilidad de las películas MS y SR, fue posible cuantificar actividades de  $3.2 \pm 0.06$  kBq hasta  $117.0 \pm 15.14$  kBq, mostrando la película MS una sensibilidad y cociente señal-ruido de 1.8 y 2.5 veces mayores que la película SR, respectivamente.

En los estudios de resolución espacial se determinó que la película de alta resolución (SR), puede resolver objetos del orden de  $1.52 \pm 0.005$  mm, mientras que la película Multisensible presenta una resolución del orden de  $0.91 \pm 0.005$  mm para positrones con energía  $E_{\beta^+ \text{ promedio}} = 0.202$  MeV. De acuerdo a los resultados es preferible trabajar únicamente con la película Multisensible, ya que en todos los parámetros estudiados durante la caracterización del equipo, este tipo de película mostró siempre mejores resultados que la película SR. Así mismo, se recomienda utilizar el equipo en un cuarto oscuro, principalmente durante el proceso de irradiación de la placa, pues la cuantificación de la señal puede verse afectada hasta en un 15% (para la película MS) por la luz ambiental. De igual manera, se recomienda realizar las adquisiciones de imagen a 600 dpi en el caso en que se requiera hacer un análisis cualitativo y cuantitativo de la autorradiografía digital obtenida con el equipo.

Se obtuvieron dos curvas de calibración (una para cada película) que permitirán conocer la actividad que había en una muestra radiactiva conociendo únicamente la señal medida en el equipo; es decir, estas curvas de calibración son independientes de la actividad en la muestra y del tiempo de exposición.

## 6 Conclusiones

En los trabajos de [Ferreti], [Shalaev], [Kenji], [J. Raccio], y [Seggern], se habla de la composición química de las películas fotoestimulables, del tipo de radiación ionizante a las que son sensibles y algunas de sus aplicaciones, pero no existe ningún trabajo publicado en el que se estudie la dependencia de las películas BaFBr: Eu<sup>2+</sup> con la energía de las partículas emitidas de las muestras radiactivas; en particular la dependencia con la energía de los positrones. Por lo tanto este trabajo es completamente original.

Por otra parte, la técnica de autorradiografía digital puede alcanzar resoluciones espaciales de 100  $\mu m$  [Bushberg], pero al trabajar con radionúclidos emisores de positrones como lo son <sup>18</sup>F, <sup>11</sup>C y <sup>13</sup>N, con un intervalo de energías (promedio) que va desde los 0.202 hasta los 0.432 MeV, la resolución espacial obtenida con el equipo de la marca PerkinElmer® es similar a un equipo microPET focus, 1.4mm para [F. Trejo] y 1.75 mm para [R. Laforest]. En otras palabras, la resolución espacial del sistema de autorradiografía se ve limitada por la energía de los positrones.

En conclusión, aunque la resolución espacial resoluble por el equipo no es la que se esperaba obtener experimentalmente, el sistema quedó caracterizado para realizar estudios complementarios de autorradiografía en animales pequeños, pues el equipo permitirá analizar cortes de tejido y realizar el estudio de manera cualitativa y cuantitativa de la distribución espacial de la actividad en el mismo.

# Bibliografía

- [Attix ] Attix Frank H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons. Capítulos: 3,5, Y 7. USA, 1986.
- [Bharath] A. A. Bharath. *Introductory Medical Imaging*, Morgan & Claypool, 2009.
- [Bushberg] Bushberg, J Anthony Seibert, Edwin M.Leidholdt, Jr. *The essential physics of medical imaging*. 2nd edition, Lippincott Williams & Wilkins, USA 2002.
- [Cabrero Fraile] F.J. Cabrero Fraile. *Imagen radiológica, principios físicos e instrumentacion*. 1era edición, Masson, S.A. Barcelona (España) 2004.
- [Colín Vargas] Luis Manuel Colín Vargas. *Tiempo de estabilización del color en películas de tinte radiocrómico HD-810 y MD-55-2*. Tesis de licenciatura, Fac. de Ciencias, UNAM, México, 2005.
- [Ferreti] August Ferreti, Wilmington. *Process for spheroidal BaFCL:Eu Phosphor particles*. United States Patent. Patent number: 4,524,016. Jun. 18, 1985.
- [Harvey] Harvey A. Ziessman, Janis P. O' Malley, James H. Thrall. *Medicina nuclear*. Tercera edición, Elsevier España, 2007, pp 19.
- [IAEA] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Cyclotron Produced Radionuclides: Principles and Practice Technical Reports Series No. 465*. Vienna, 2008.
- [ICRU Report 37] ICRU Report 37, *Stopping Powers for electrons and positrons*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD (1984).

## Bibliografía

- [J. M. Acosta] J. M. Acosta. *Diccionario de Química Física*. Publicaciones I. 1era edición de la Universidad de Barcelona, 2005.
- [J. Raccio] J. Raccio and Charles J. PerkinElmer Life and Analytical Sciences. *Cyclone Plus Storage Phosphor Screen, Performance and Application Guide*. Printed in USA, ©2006 PerkinElmer, Inc.
- [Kabzinska] K. Kabzinska, "Chemical & Polish Aspects of Polonium & Radium Discovery", *Przemysł chemiczny (Industria Química)*, 77:104–7, 1998.
- [Kenji] Kenji Takahashi, Takashi Nakamura. *Radiation image recording and reproducing method*. United States Patent. Patent number: 4,535,237. Aug. 13, 1985.
- [Khan] F. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*, 4th edition. Williams & Wilkins, USA 2010.
- [F. Trejo] F. Trejo, N. Ortega, R. Ojeda y M. A. Ávila Rodríguez. *Evaluación de desempeño del micropet focus 120 con los radionúclidos  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  y  $^{18}\text{F}$* . *Revista Mexicana de Física* 56 (6) 482-488.
- [M.A.Ávila, A. Zárate] M.A.Ávila-Rodríguez, A. Zárate-Morales, A. Flores-Moreno. *Cyclotron Production of Medical radioisotopes*. AIP C.P. 1265 (2010) 371-378.
- [Manual de operación] PerkinElmer® precisely. *Cyclone Storage Phosphor System, Operation Manual*. Printed in U.S.A. Publication No. 1694155 Rev. E. © PerkinElmer, Inc., 2003.
- [McLaughlin] McLaughlin W. L., *Novel radiation dosimetry systems*, Proceedings of International Symposium, Viena, STIIPUB/846, 1988, pp 3-27.
- [MirdDecay] [http://www.nndc.bnl.gov/useroutput/14c\\_mird.html](http://www.nndc.bnl.gov/useroutput/14c_mird.html)
- [Paul Suetens] Paul Suetens. *Fundamentals of Medical Imaging*. Second Edition, Cambridge University Press, New York 2009, pp 107, 116.
- [Podgorsak] E.B. Podgorsak. *Radiation physics for medical physicists*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Germany, 2006.

- [R. Laforest] R. Laforest, D. Longford, S. Siegel, D.F. Newport and J. Yap, *IEEE Transactions on Nuclear Science* 54 (2007) 42.
- [Rickards] Jorge Rickards . *La física de las radiaciones en materia*. UNAM, México 2001.
- [Seggern] Seggern, Heinz von. *Photostimulable x-ray storage phosphors: a review of present understanding*. Braz. J. Phys. 1999, vol.29, n.2, pp. 254-268. ISSN 0103-9733.
- [Shalaev] A.A. Shalaev and E.A. Radzhabov. *Single crystal growth of BaFBr:Eu storage phosphor with alkali impurities*. Journal of Crystal Growth, Volume 275, Issues 1-2, 2005, pp 775-777.
- [Stewart] Stewart C. Bushong. *Manual de radiología para técnicos: Física, Biología y protección radiológica*. Octava edición, editorial Elsevier, España 2005.
- [Turner] Turner. *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*, third edition, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, USA 2007.
- [V. Acosta] V. Acosta, Clyde L.Cowan, B. J. Graham. *Curso de física moderna*. 1era edición, editorial Harla, México, D.F, 1975.
- [V. Shankar] Shankar Vallabhajosula. *Molecular Imaging, Radiopharmaceuticals for PET and SPECT*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2009.