

CH-FC

C-F

693

1

DESARROLLO Y CONSTRUCCION DE DETECTORES
MINIATURA PARA USO BIO-MEDICO

FRANCISCO LI ARAVENA

Marzo de 1976.

Trabajo presentado en cumplimiento
de los requisitos para optar al grado
de Licenciado en Ciencias con mención
en Física.

Facultad de Ciencias, U. de Chile.

Prof. Guía Dr. LIPO BIRSTEIN F.



Dedicado a:

Tomás Li Bravo y Edith Aravena Olivares

AGRADECIMIENTOS

Agradezco sinceramente a mi amigo y profesor Dr. Lipo Birstein F. quien contribuyó a mi formación profesional y bajo cuya dirección realicé el presente trabajo.

A la Comisión Chilena de Energía Nuclear, que facilitó los medios y equipos para llevar a feliz término esta tesis.

A Miriam le agradezco todo el apoyo y comprensión que me ha dado en todo momento.

INDICE

Introducción	1
1. Detectores en medicina nuclear	3
1.1 Detectores de centelleo	3
1.2 Detectores de estado sólido	4
1.3 Juntura p-n	5
1.4 Detectores semiconductores compensados con litio	6
2. Sondas miniatura	8
2.1 Requisitos para su fabricación	9
3. Teoría de la construcción de un detector	10
3.1 Difusión	11
3.2 Proceso de migración	15
3.3 Problema del embalamiento térmico	18
3.4 Clean-up	19
3.5 Efectos secundarios en el proceso de migración	21
4. Construcción de la sonda miniatura	23
4.1 Detector de Si(Li)	23
4.2 Proceso de corte	24
4.3 Montaje de los detectores	24
5. Resultados	28
6. Conclusiones	31
Referencias	32

INTRODUCCION

El uso de radiación en el diagnóstico y la terapia del cáncer, y el uso de radioisótopos en la investigación de la asimilación de varios materiales en sitios particulares del cuerpo es de gran importancia.

cuando se sospecha la presencia de un tumor, o se quiere determinar la estructura y funcionamiento de un órgano o de un grupo de órganos se hace el diagnóstico con un trazador de vida media biológica corta para evitar riesgos innecesarios en el paciente. A partir de una imagen de la distribución de la emisión radiactiva se puede distinguir el tejido sano del tumoral por las diferencias de intensidades.

En algunos tratamientos, se necesita ubicar la lesión en forma muy precisa, así por ejemplo, en el caso de un tumor ocular hay que delimitarlo en forma exacta para que al extirparlo el daño en el tejido sano adyacente sea mínimo. En este caso el radioisótopo indicado es ^{32}P , pues emite de alta energía y los tejidos metabólicamente activos (tumores) incorporan un alto porcentaje de P en relación al tejido normal adyacente. El instrumento que se usa es una sonda ocular que contiene un detector de β

de estado sólido.

Para los diagnósticos, el método usual es el de introducir el trazador en el organismo, esperar un período de fijación (± 24 hrs.) y hacer enseguida un barrido total del órgano a examinar con un detector de centelleo o de estado sólido. Los datos son acumulados y procesados por un computador, el cual genera una imagen en una pantalla de rayos catódicos. Con esa imagen se determina el porcentaje de la dosis acumulada y se compara con ciertos promedios preestablecidos para cada órgano en particular.

Algunas enfermedades mentales se originan por tumores cerebrales. Su presencia se puede descubrir por medio de la medición del flujo cerebral. Este flujo se determina inyectando en la arteria carótida una dosis de fósforo radiactivo midiendo su paso después en la vena yugular por medio de un detector de β de tipo aguja.

El presente trabajo tiene por objetivo el diseño y construcción de ese tipo de aguja para ser usado primero en animales de laboratorio y posteriormente de ser posible, en seres humanos.

1. DETECTORES EN MEDICINA NUCLEAR

Actualmente, en Medicina Nuclear se usan detectores de centelleo y semiconductores. Por tal motivo se dará una descripción de ambos tipos.

1.1. Detectores de Centelleo

Un detector de centelleo consta básicamente de un cristal centellador, un fotomultiplicador y la electrónica asociada.

El cristal es un dieléctrico (ej. NaI) con un dopante activador, el cual tiene por objeto introducir niveles de energía permitidos a los electrones en una banda de energía que de otra manera les estaría prohibida. Así cada electrón que es excitado tiende a ocupar esos niveles de energía inducida. Al volver a su estado original, emite un fotón con energía equivalente a la diferencia entre el nivel de impurezas y la banda de valencia.

Con una adecuada selección del cristal y la impureza, los fotones emitidos caen en el rango de la luz visible; esta luz es recibida por el fotocátodo del multiplicador y ocasiona la emisión de fotoelectrones que son acelerados por la estructura del tubo. El diseño del tubo está hecho de tal modo que los electrones chocan con un número determi-

nado de placas o dinodos, produciéndose una multiplicación por emisión de electrones secundarios. El pulso es proporcional a la luz producida por la radiación y da una medida de la energía de la partícula incidente debido a la conversión que ocurre en el cristal.

El proceso de centelleo, colección de luz y fotoemisión del fotomultiplicador da como resultado fluctuaciones estadísticas apreciables en el número de fotoelectrones emitidos por el fotocátodo para una cantidad dada de energía absorbida en el cristal de centelleo. El resultado es una limitación en la exactitud de las medidas de energía. Así por ejemplo, la resolución en energía para γ de 100 keV es de unos 20 keV, y para γ de 1 MeV es de 60 keV en comparación a un detector de germanio que es de 3 keV para γ de 1 MeV y 0,75 keV para γ de 100 keV.

1.2. Detectores de Estado Sólido

Para describir el funcionamiento de un detector de estado sólido supóngase un bloque de material homogéneo libre de portadores mayoritarios, con un par de electrodos colocados en las caras opuestas del bloque que no perturben un campo eléctrico aplicado o la concentración de portadores del material. Al penetrar la radiación ionizante en el bloque, genera pares electrón-agujero que son colectados

por los respectivos electrodos, generandose un pulso de carga en el circuito externo, proporcional a la energía de la radiación incidente.

1.3. Juntura p-n

En la práctica todas las aplicaciones de semiconductores a detectores y otros dispositivos se relacionan con discontinuidades entre regiones del semiconductor que tienen diferentes propiedades, siendo la más importante la que existe entre las regiones p y n.

A temperaturas mayores que el cero absoluto, los huecos y electrones mayoritarios, de la zona p y n respectivamente se difunden a través de la juntura. El resultado es una capa de carga bipolar, la cual produce una distribución de potencial que a su vez establece una barrera para los portadores mayoritarios; se crea una zona en la cual no hay transferencia neta de portadores de carga llamada zona depletada (depletion layer), fig. 1 a. La altura de la barrera de potencial, depende de la temperatura, de los niveles de donantes etc. y se la puede variar aplicando un voltaje externo a la juntura. Fig. 1 b.

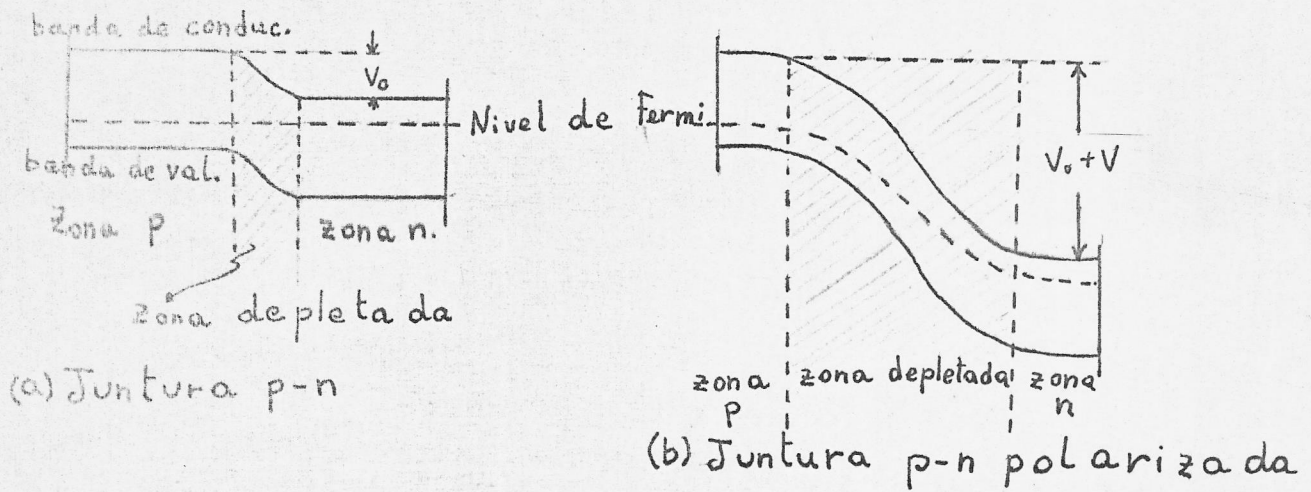


Figura 1. Diagrama de niveles de una juntura p-n.

1.4. Detectores de Semiconductores compensados con Litio

En la tecnología de detectores importa sólo la operación de junturas polarizadas en forma inversa, pues de ese modo aumenta el espesor de la zona de detección (zona depleta da). La anchura máxima de esa zona que se puede lograr en un detector de barrera superficial es del orden de 1 mm por lo que su uso se limita a la detección de partículas α , β de más de 500 keV y fragmentos de fisión.

Para la radiación β y γ , generalmente se necesita una zona de detección de espesor del orden de varios mm. para frenarla. Para obtener una zona de detección ancha, se re-

curre a la técnica de compensación por iones de litio, debido a que se comporta como una impureza donora en el silicio y el germanio tipos p. En los detectores de Ge(Li) la concentración del donor para una adecuada compensación sobrepasa el límite de solubilidad del litio en el semiconductor en equilibrio térmico a temperatura ambiente. Por tal motivo, para evitar la precipitación, se debe mantener a esos detectores a temperaturas bajas (77°K). Así si un Ge(Li) alcanza la temperatura ambiente, aunque sea por unas pocas horas (≈ 6), pierde la compensación destruyéndose en forma casi irrecuperable. Por tal motivo, esos detectores se usan en muy pocos centros de medicina nuclear, en comparación a los de centelleo que a pesar de su pobre resolución se usan en la mayoría de los hospitales. Además, el costo y mantención de un detector de centelleo es mucho menor que un Ge(Li).

Hay detectores de silicio compensado que trabajan a temperatura ambiente, entre cuyas aplicaciones está la espectrometría β . Por lo tanto, se construirá detectores de ese tipo para aplicaciones bio-médicas.

2. SONDAS MINIAURAS

Hay ocasiones en que se necesita información de un órgano en el cual los métodos convencionales externos fracasan

por no dar una localización exacta de la lesión; se acostumbra a hacer una detección interna por medio de una sonda

de miniatura, el tamaño usual es $< 10 \text{ mm}^2$.

Las sondas de detección, además de su tamaño, deben ser

intensivas al tejido vivo y tener una sensibilidad adecuada

Se usan en estudios de circulación, detección de tumores, etc.

Se han construido anteriormente, sondas miniatura con detectores tipo Geiger-Müller con un éxito relativo, pues su

sensibilidad está restringida a β de alta energía, su voltaje de operación es alto y debido a su tamaño tienen un

tiempo de vida corto.

Don los detectores de estado sólido se superan esas desventajas, pues son más sensibles por unidad de volumen a la radiación ionizante que los tubos Geiger-Müller; se pueden

hacer en una gran variedad de formas y tamaños; se operan a bajos voltajes ($\sim 50 \text{ V}$) y su tiempo de vida es práctica-

mente ilimitado.

El presente trabajo tiene por objeto desarrollar y construir detectores miniatura usando como elemento sensible un Si(Li) introducido en una aguja hipodérmica. Se pretende medir flujos circulatorios en un futuro inmediato y la ubicación de tumores cerebrales en un futuro menos inmediato.

2.1. Requisitos para su Fabricación

La sonda para uso biomédico es una aguja hipodérmica, tipo trocar de 1.4 mm de diámetro interno, en cuyo extremo hay un detector de silicio compensado. Debido a que esta sonda se introducirá en seres vivos, tiene que cumplir con una serie de requisitos, entre los cuales se puede mencionar:

- Buen funcionamiento en la sangre o jugos gástricos sin deteriorarse.
- La temperatura de trabajo debe ser de alrededor de 40° C.
- Su volumen debe ser pequeño, para que cause un daño mínimo al ser introducido en el cuerpo. Se debe llegar a un compromiso entre el tamaño y la eficiencia de detección.
- La curvatura o flexión del cable de señal no debe causar ruido eléctrico.
- La superficie de los materiales de la sonda no debe contener sustancias coagulantes o tóxicas.

- El voltaje de operación del detector no debe ser mayor de 40 V, así se minimiza el peligro potencial para el paciente en caso de contacto con la guía de voltaje.

Puesto que se deben llenar todos esos requisitos, el resultado es una pérdida de eficiencia en la colección de la carga y una menor resolución de la energía. Para propósitos biomédicos esto es secundario, pues interesa la velocidad de conteo de los β , ya que indica la distribución relativa y la dilución del radioisótopo.

3. TEORÍA DE LA CONSTRUCCIÓN DE UN DETECTOR

El detector es un diodo de silicio, del tipo p-i-n de un área aproximada de 1 mm^2 y 5 mm de longitud.

La parte intrínseca se forma compensando los iones aceptores de un cristal de silicio tipo p con impurezas donoras. Para compensar se usa litio, pues es un rápido difusor intrínseco tipo n en el silicio.

El proceso total de fabricación de un Si(Li) se divide en:

- Difusión donde se produce una aleación superficial de silicio - litio que actúa como fuente de iones de Li.
- Migración (drift) o desplazamiento iónico que permite la compensación total o parcial del monocristal según

la necesidad.

-- Clean-up es la corrección de defectos debido a la distribución de la carga espacial de portadores creados en el proceso de migración

3.1. Difusión

Se elige litio como elemento para compensar el silicio, pues tiene una alta movilidad en este tipo de cristales, combinado con el hecho de que los iones de litio actúan como un átomo intersticial donador con carga 1 de baja energía de ionización ($3,3 \times 10^{-2}$ eV). Como el litio se ioniza a temperatura ambiente y tiene un radio iónico pequeño ($0,60 \text{ \AA}$) comparado con las distancias interatómicas en la red de silicio ($5,42 \text{ \AA}$), al aplicarle un campo eléctrico, migra rápidamente a través de la red como un ión intersticial.

Hay otros materiales (Cu,Au) que tienen la misma constante de difusión que el litio, pero su comportamiento es más complejo y exhiben una precipitación muy rápida, por lo que no se usan para compensar semiconductores.

Los coeficientes de difusión del litio en silicio varían con la temperatura de acuerdo con la siguiente relación:

$$D = A \cdot \exp(-B/kT)$$

válida para temperaturas que van de 380°C - 860°C

Las constantes A y B también varían con la temperatura según ref.4 pag.33 :

$$\left. \begin{array}{l} A = 2,65 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{seg} \\ B = 14.500 \text{ calorías} \end{array} \right\} 400^\circ\text{C} - 500^\circ\text{C}$$

La difusión se hace cubriendo una cara del cristal de silicio tipo p con litio por evaporación en vacío procediéndose inmediatamente a su difusión a una temperatura de $400^\circ\text{C} (\pm 5^\circ\text{C})$ durante 10 minutos. Para evitar la oxidación de la capa de litio se le evapora y difunde en el mismo sistema de vacío.

La concentración de átomos donores de litio, N_d , varía con la distancia de acuerdo a la ley que se desarrollará a continuación :

Flujo de iones de litio : $j = -D \frac{\partial N_d}{\partial x}$ D : cte. de difusión

Ecuación de continuidad : $\nabla \cdot j = -\frac{\partial N_d}{\partial t}$ t : tiempo de difus.

Combinando ambas ecuaciones se llega a la ecuación de difusión que regula el flujo de un fluido material dentro de otro medio también material.

Ecuación de difusión :

$$\frac{\partial N_d}{\partial t} = D \frac{\partial^2 N_d}{\partial x^2}$$

La solución de la ec. de difusión por transformadas de Laplace da la concentración de donores N_d a una distancia x medida desde la superficie. Fig. 2.

$$N_d = N_0 \left[1 - \operatorname{erf}\left(\frac{x}{2(D \cdot t)^{1/2}}\right) \right]$$

con N_d = concentración a la profundidad x medida desde la superficie

N_0 = concentración superficial de litio.

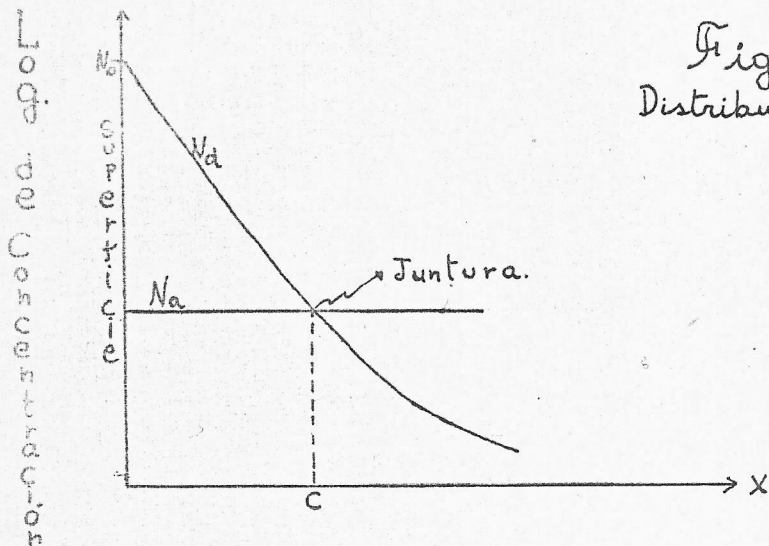


Figura 2.
Distribución de impurezas.

Para calcular la distancia $x=c$ desde la superficie donde se forma la junta p-n, se considera el litio depositado en la superficie como una fuente infinita de dopante que mantiene la concentración en la superficie a un valor $N_0 \gg N_a$, con N_a = concentración de aceptores del material base. El valor de N_0 está determinado por la solubilidad máxima del litio a la temperatura de difusión ($\approx 400^\circ\text{C}$)

y es del orden de 10^{18} at./cm³

En $x=0$ esta localizada la juntura p-n y allí $N_d = N_a$ i.e. la juntura se ubica en el lugar donde la concentración de aceptores del material base se iguala a la concentración de donores. En estas condiciones, x tiene el valor:

$$x = 2(D \cdot t)^{1/2} \operatorname{erf}^{-1}(1 - N_a/N_d)$$

Así por ejemplo, para un cristal de silicio de $1000 \Omega\text{cm}$, una temperatura de 400°C y un tiempo de 10 minutos, la profundidad de difusión es de unos 130μ .

Se calculará enseguida la cantidad tope Q máxima de dopante donador introducida en el cristal para relacionarla con el número de átomos necesarios para compensar un espesor dado.

El flujo en la superficie de difusión es:

$$j(x,t) \Big|_{x=0} = -D \frac{\partial N(x,t)}{\partial x} \Big|_{x=0} = N_0 (D/\pi t)^{1/2}$$

luego:

$$Q = \int_0^t j(x,t) \Big|_{x=0} dt = N_0 2(Dt/\pi)^{1/2}$$

Por ej. para un area de 3 cm^2 : $\bar{Q} = A \cdot Q = 3 \cdot 10^{16}$ atomos

Atomos requeridos para compensar $x \approx 10 \text{ mm}$.

$$N_a \cdot A \cdot x \approx 3 \cdot 10^{14} \text{ atomos}$$

La técnica de migración, produce una región intrínseca altamente compensada y consiste en polarizar en forma inversa el diodo formado en el proceso de difusión. El campo eléctrico producido moverá los iones de litio positivamente cargados del lado n de la junta que es la parte rica en litio, hacia el lado p donde compensarán los átomos aceptores de esa región. Una movilidad lo suficientemente grande como para compensar un volumen dado de material p, se obtiene elevando la temperatura; como ejemplo, con 110°C se compensan 2,5 mm de material en un tiempo aproximado de 10 días.

En el cálculo del crecimiento de la zona intrínseca, se supone un campo eléctrico con un valor lo suficientemente alto como para despreciar la corriente de difusión térmica i.e. la corriente de Fikse debe casi completamente al campo eléctrico. Si la ubicación de la junta esta a una distancia $x = c$ en la figura 2, la concentración de iones de litio disminuye para $x < c$ y aumenta para $x > c$. En $x = c$ la concentración de donores N_d , no puede ser menor que la concentración de aceptores N_a , pues aparecería un campo eléctrico local que arrastraría los iones de litio hacia la región tipo p. En forma si-

milar el litio no se puede acumular a una distancia $x > c$ debido a que el campo local más fuerte tiende a dispersar tal exceso. Así en el lugar donde $N_a \approx N_d$, crece una región intrínseca en forma progresiva. La figura 3 muestra las concentraciones de impurezas después de un período de desplazamiento iónico.

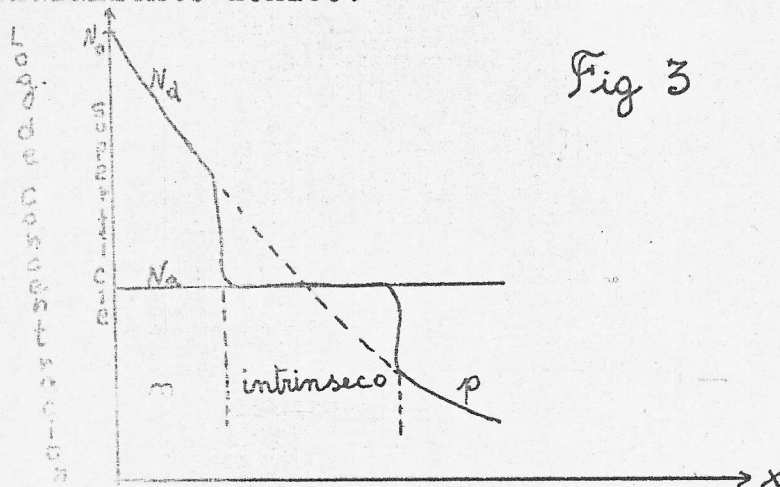


Fig 3

Distribución de impurezas después de la migración

El espesor X de la región intrínseca se calcula asumiendo que en ella $N_a \approx N_d$.

El campo eléctrico es $\mathcal{E} = V/X$ con V voltaje aplicado.

La corriente de Li^+ es:

$$J_L = \mathcal{E} \cdot \mu_L \cdot N_a = V \cdot N_a \cdot \mu_L / X \quad 3.2-1$$

donde μ_L es la movilidad de los iones de litio en el semiconductor a la temperatura de migración.

El número de aceptores que se pueden compensar en el tiempo dt es $J_L \cdot dt$ y, como la concentración de aceptores en el material no compensado es N_a , el aumento ΔX del espesor de la capa intrínseca en el tiempo dt es :

$$N_a \cdot dX = \frac{V}{X} \cdot \mu_L \cdot N_a \cdot dt \quad 3.2-2$$

de donde :

$$X = (2 \cdot \mu_L \cdot V \cdot t)^{1/2} \quad 3.2-3$$

En la práctica esta relación sirve para casi todos los calculos de migración en el detector y falla sólo cuando X es del mismo orden que el espesor de la zona difundida.

Según la ecuación 3.2-3, el crecimiento del espesor de la zona intrínseca no depende de la resistividad del material de partida, además la migración se puede incrementar al elevar la temperatura y/o al aumentar el voltaje aplicado. Los valores del voltaje aplicado dependen de los problemas de ruptura superficial del diodo. Generalmente son del orden de 500 a 1.000 volts.

La temperatura está sujeta a un límite superior sobre el cual el material deja de comportarse como diodo. Un valor razonable es de 100 a 150°C.

3.3. Problema del embalsamiento térmico.

Se ha demostrado (ref 13), que el espesor de la región com-
 pensada es proporcional a la raíz cúbica de la energía e-
 léctrica disipada durante la migración a una temperatura
 constante. Por lo tanto, velocidades de migración rapi-
 das requieren una alta disipación de potencia y una remo-
 ción eficiente del calor en todos los puntos del sistema.
 Un calentamiento de la junta o parte de ella, genera
 un aumento de la corriente inversa, en consecuencia, el
 consumo de potencia también aumenta con lo que se eleva
 nuevamente la temperatura de la junta. Este fenómeno se
 conoce con el nombre de embalsamiento térmico (thermal
 runaway) y puede producir una completa ruptura eléctrica
 en el diodo.

Para mantener el proceso bajo control, se requiere de un
 dispositivo que provea de una realimentación negativa.
 Se usó una fuente de poder a.c. que entrega una potencia
 constante al diodo, es decir, si la corriente aumenta, el
 voltaje disminuye. La temperatura se controla instalando
 el detector en una placa metálica, la cual se puede calen-
 tar o enfriar según la necesidad y además sirve como disi-
 pador térmico.

3.4. Clean-up

En los cálculos anteriores no se han considerado los efectos debido a la carga espacial. Como la migración se hace a temperaturas cercanas a los 100°C , hay una creación de portadores por generación térmica. Al aplicar la polarización inversa los electrones se mueven hacia la región n y los huecos hacia la zona p, produciéndose así una carga espacial.

En la región intrínseca la carga espacial crea una distorsión del campo eléctrico, lo que trae como consecuencia una mala distribución de los iones de litio. Esta distribución tiende a compensar la carga espacial y varía con la distancia resultando una juntura gradual. (fig. 4d)

El clean-up es un proceso en el cual se aumenta el voltaje aplicado y se baja la temperatura. Los portadores de la zona intrínseca son barridos con lo que disminuye la carga espacial haciéndose más uniforme el campo eléctrico. En estas condiciones, la distribución de litio permanece idéntica a la presentada durante la migración.

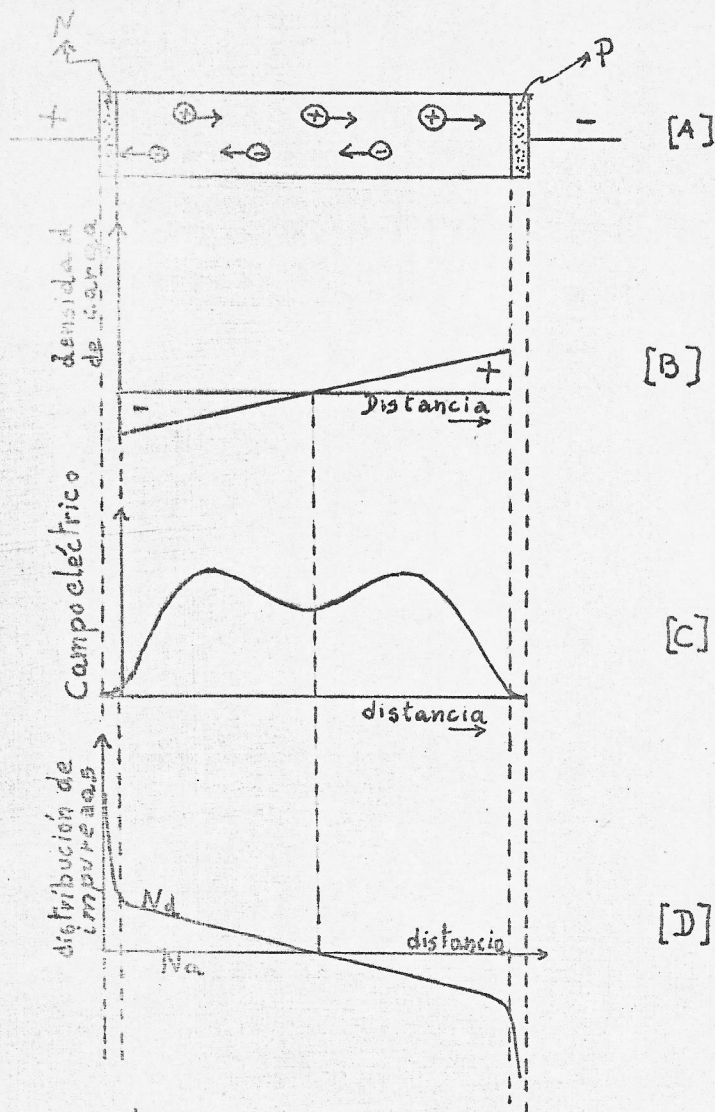


Figura 4.- Propiedades de un diodo p-i-n.

- (A) El diodo
- (B) Densidad de carga espacial
- (C) Distribución del campo eléctrico
- (D) Distribución del litio en la región migrada

3.5. Efectos secundarios en el proceso de Migración.

El proceso de migración se complica a veces por reacciones entre el litio y defectos en el cristal tales como vacancias u otras impurezas. Los efectos de mayor importancia son:

- Reacción con el oxígeno del semiconductor.

Una concentración de oxígeno en silicio del orden de una parte en 10^9 , reduce la velocidad de migración del litio debido a que se forma un complejo LiO^\dagger de movilidad menor que los iones de litio. En consecuencia con silicio libre de oxígeno se logra una migración adecuada.

- Precipitación de litio en las vacancias

Para la compensación de los N_a aceptores del semiconductor se debe introducir la misma cantidad, por lo menos, de átomos de litio. Como N_a es mayor que el límite de solubilidad del litio a temperatura ambiente, el material se supersatura, precipitando el exceso en sitios tales como vacancias, impurezas o dislocaciones. En las vacancias, los iones de litio pierden su actividad eléctrica.

- Formación de pares entre el litio y aceptores.

El proceso de migración es el resultado de la compensación de las cargas existentes en un volumen de material

cuyo radio no sea menor que la longitud de Debye del aceptor (ref. 5, pag. 114). Por lo tanto no se necesita una asociación directa entre los átomos de boro y los iones de litio. Sin embargo, hay una interacción coulombiana que trae como consecuencia una asociación cercana o formación de pares.

La temperatura si es alta, hace que este fenómeno sea insignificante por los procesos de agitación térmica. En cambio una temperatura baja favorece los apareamientos completos.

La formación de pares crea compuestos neutrales que no son afectados por el campo eléctrico, reduciéndose la movilidad y los coeficientes de difusión de los átomos de litio.

4. CONSTRUCCION DE LA SONDA MINIATURA

4.1. Detector de Si(Li).

El material de partida es un cristal de silicio dopado con boro de $1.000 \Omega \text{cm}$ de resistividad y de 16mm de diametro por 5mm de espesor.

Se evapora litio en una cara del cristal, se difunde a 400°C durante 10 minutos y se enfría. Todo el proceso se hace en el mismo sistema de vacío.

Una vez enfriado el cristal, se remueve el exceso de litio con una mezcla de agua desionizada y etanol al 50%. Los contactos ohmicos se logran depositando níquel químicamente. Se saca el níquel del manto del cristal con un decapado químico de 5 minutos de duración, para evitar el contacto directo entre la zona p y la zona n. Después del decapado se limpia la pastilla con agua desionizada de $5 \text{M} \Omega \text{cm}$ de resistividad y se seca.

Se comienza el proceso de migración colocando el diodo en una placa de temperatura estabilizada, manteniendola a 110°C y polarizandolo al mismo tiempo con una fuente de corriente constante a 700 Volts. En estas condiciones se logra una región intrínseca de $2,5 \text{mm}$ de espesor en 10 días

4.2. Proceso de corte.

El diodo se cortó con un disco de carborundum de 3 1/6" de diametro y 0,2 mm. de espesor el cual tiene un abrasivo de 8 μ m . Para controlar este proceso, se deposita en la zona de corte una mezcla de agua y polvo abrasivo de grosor de grano 400 por medio de una aguja unida al envase que lo contiene.

Las piezas que resultan, conservan la estructura original del diodo p-i-n con un tamaño aproximado de 1 mm² de area por 5 mm de largo. Estas piezas se pegan a un bloque de aluminio de tal manera que las aristas que resultan de los cortes perpendiculares, se eliminan lijandolas a un vidrio plano con polvo de carburo-silicio y agua.

Se decapa enseguida con CP4^(*) protegiendo antes las caras que tienen níquel con una pasta de piceína . Después de decapar por tres minutos, el pequeño detector se limpia y se protege con una pintura aislante.

Con este procedimiento, el diodo esta listo para ser montado en la aguja.

4.3. Montaje de los detectores.

El encapsulamiento de los detectores se hizo en agujas hipodermicas de 1,6 mm de diametro externo con espesor de pa-

CP4: HNO₃ : HF : CH₃COOH : 3 : 1 : 1

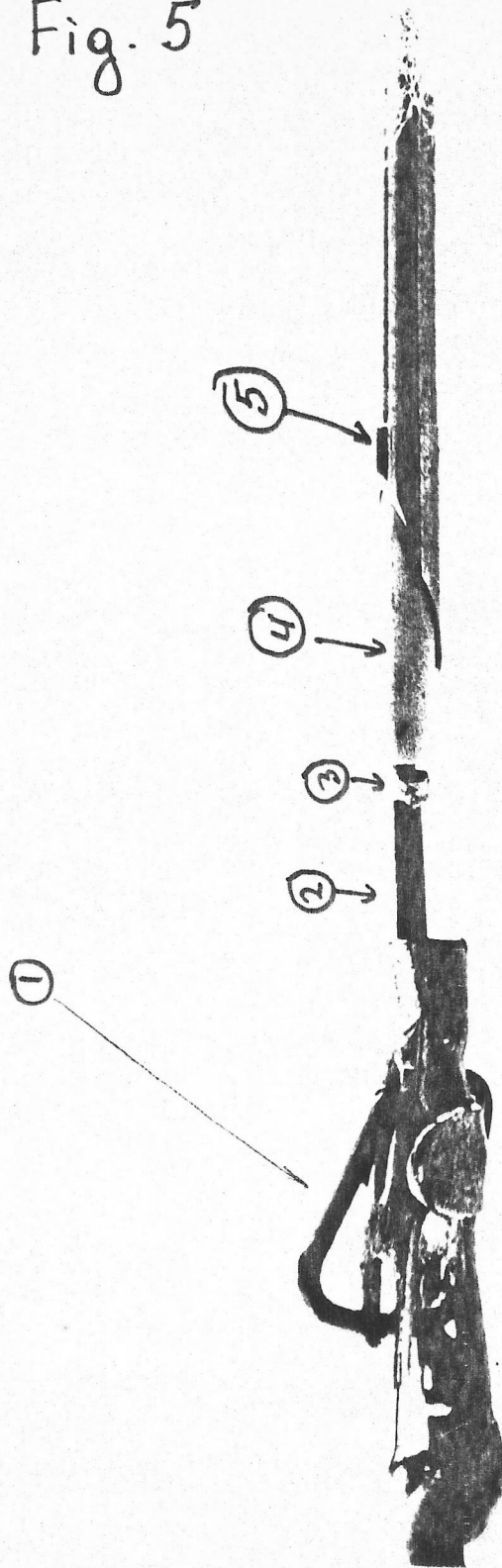
redes de 0,2 mm. Antes del montaje, se redujo a 0,05 mm el espesor de las paredes en el lugar donde se colocaría el detector para mantener a un mínimo la absorción de los β del ^{32}P .

Se hace la unión del detector con el conductor aislado por medio de un cemento epoxico conductor (pasta de plata). Una vez que la unión esta seca, se le da resistencia mecánica cubriéndola con araldit. El detector y el cable conductor se mantuvieron en sus lugares por medio del montaje de la fig. 5.

El contacto de masa se hace en el otro extremo del diodo fijando un tope de aluminio con el método anterior, cuidando eso sí que la pasta de plata cubriera sólo la parte con níquel del cristal.

Con los contactos listos, el detector con el tope de aluminio se mantienen en su lugar sin necesidad de ningún aparato mecánico. En estas condiciones se tira el cable aislado desde el otro extremo de la aguja hasta poner en su lugar al detector. La conexión a tierra se mejora usando pasta de plata y araldit, según la fig. 6. El otro extremo del cable se une a un conector coaxial del tipo bayoneta. También se construyó detectores con un cable coaxial de 45 cm de longitud unido directamente al diodo.

Fig. 5



- ① Caiman
- ② Detector Si(Li)
- ③ Unión con pasta de plata
- ④ Conductor aislado
- ⑤ Aguje hipodermica

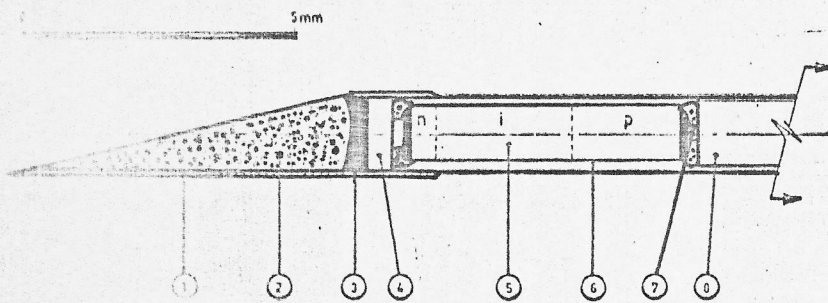
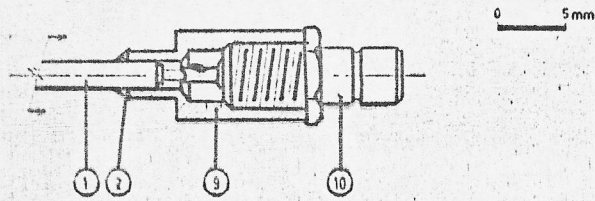


Figure 5. Schematic drawing of a needle type detector where: (1) stainless steel casing, (2) epoxy sealing, (3) silver paste contact, (4) aluminium tip, (5) p-i-n silicon diode, (6) protective paint, (7) insulated electrical contact, (8) plastic cable insulation, (9) aluminium cap, (10) miniature bayonet type coaxial connector.

Figura 6. Diagrama de un detector tipo aguja.

(tomado de la referencia 15)

- | | |
|--------------------|------------------------------|
| 1 Aguja | 6 Pintura protectora |
| 2 Arelidit | 7 Contacto eléctrico aislado |
| 3 Pasta de plata | 8 Aislación de plástico |
| 4 Tope de aluminio | 9 Tapa de aluminio |
| 5 Diodo p-i-n | 10 Conector de bayoneta |

5. RESULTADOS.

De la pastilla original se obtuvo alrededor de 50 diodos del tipo p-i-n, diez de los cuales se montaron en agujas. Previo al montaje final, se probó cada detector en un sistema que permite centrar en forma precisa el diodo, de tal manera que se pueden hacer buenos contactos eléctricos sin dañar la capa de níquel.

En estas condiciones, los diodos mostraron resoluciones del orden de 8-13 keV F.W.H.M. a temperatura ambiente. A temperaturas de 37°C aprox. la resolución es de 14-17 keV F.W.H.M. lo cual aún es conveniente para nuestros propósitos. La medición se realizó con una fuente de ^{57}Co de emisión de γ de 122 keV.

Los detectores de aguja, al ser polarizados con -30 Volts muestran corrientes inversas en el rango de 0,50 a 0,09 μA . Después de montar los diodos en la aguja respectiva, mostraban la misma resolución final.

El último paso para probar los detectores de aguja, consistió en medir las sensibilidades para los rayos β de una fuente infinita. Esto se hizo introduciendo el detector en una solución acuosa que contenía 9,5 $\mu\text{Ci ml}^{-1}$ de ^{32}P . Las agujas se colocaron en el centro de un envase lleno con

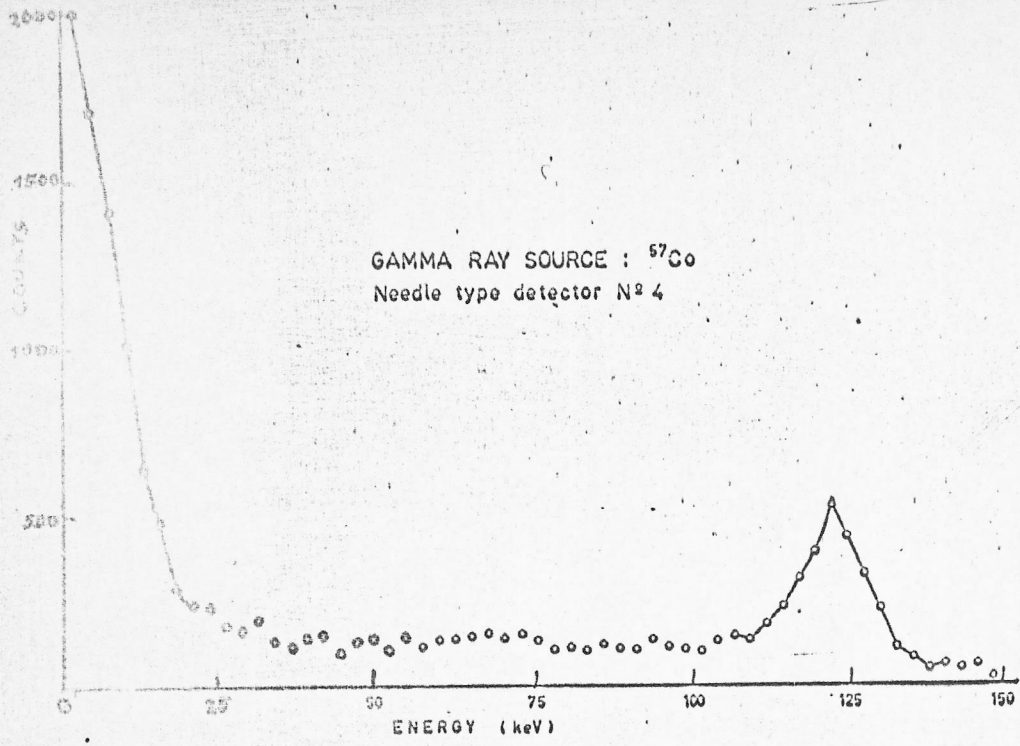
la solución, de manera que la distancia de cualquier pared al detector fue superior a 8 mm. lo que corresponde al máximo alcance de los β en el agua.

La figura 7 muestra un espectro típico y la tabla 1 da la sensibilidad medida para cada aguja.

T A B L A 1

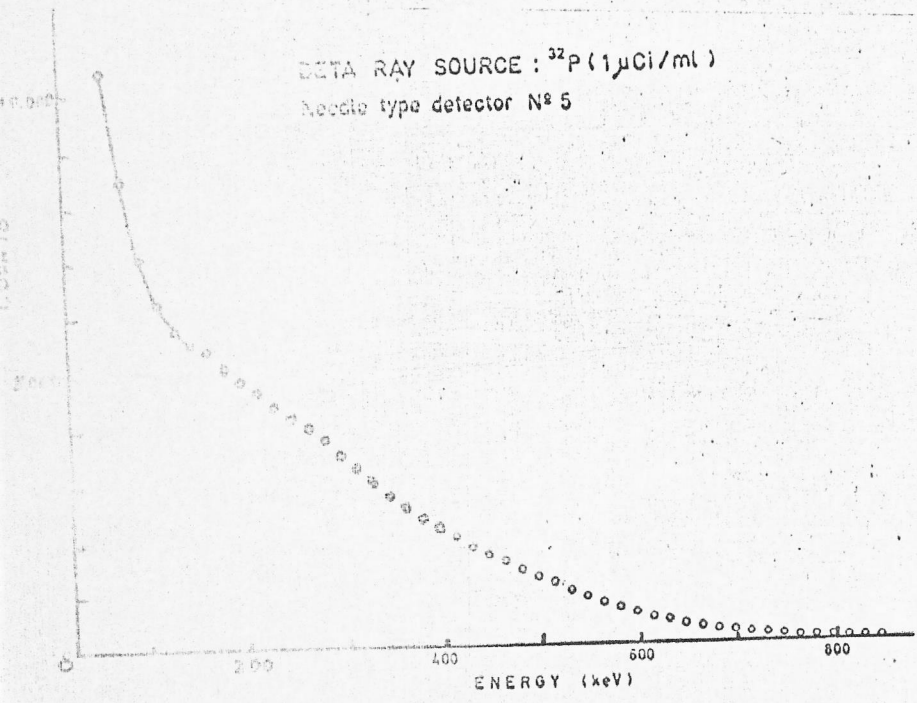
Mediciones de la sensibilidad para rayos β de una fuente infinita de ^{32}P .

Detector	Resolución (keV F.W.H.M. para γ de 122 keV)	Sensibilidad β en cpm/ $\mu\text{Ci ml}^{-1}$
1	10,1	1.227
2	7,8	1.940
3	10,2	1.812
4	11,5	2.781
5	9,8	2.769
6	10,0	2.239
7	9,0	1.727
8	10,6	2.460
9	12,2	1.919
10	8,5	2.448



Energy spectrum for 122 keV gamma rays from ^{67}Co taken at room temperature.

Figura 7. Espectros para β y γ de detectores de aguja (tomado de ref.15)



from ^{32}P obtained with a needle type detector at room temperature.

6. CONCLUSIONES

Con un conjunto de detectores de aguja diseñados y fabricados por el Dr. Lipo Birstein y el autor en los laboratorios del C.E.N. "La Reina", se programó una serie de experimentos destinados a la medición de flujos cerebrales en animales de experimentación (específicamente perros) con el centro de Medicina Nuclear.

Las pruebas consistieron en introducir cantidades de 100 a 500 $\mu\text{Ci/ml}$ de ^{32}P en solución de fosfato disódico en la arteria carótida. El paso de los β se mide con una aguja yuxtapuesta a la vena cava. La información se guarda en un registrador portátil para analizarse posteriormente.

La cantidad de veces que se puede introducir ^{32}P en un animal está limitado a un máximo de 4 pues los β introducidos pueden perturbar las mediciones posteriores.

Los resultados han sido altamente positivos y actualmente se prosigue con las experiencias.

La construcción de detectores tipo aguja da posibilidad de desarrollar sondas tipo cateter para la medición de flujos renales y cardíacos.

REFERENCIAS

1. Atomic diffusion in semiconductors.
D. Shaw. Plenum-press (1973)
2. Conduction of heat in solids.
Carslaw & Jaeger. Oxford 2nd ed. (1959)
3. Semiconductors counters for nuclear radiations.
Jearnaley & Northrop. Spon 2nd ed. (1966)
4. Semiconductor detectors.
Bertolini & Coche. North-Holland. (1968)
5. Semiconductors.
Wolf. Wiley. (1971)
6. Semiconductor detectors in the future of nuclear medicine
Hoffer, Beck & Gottschalk. Soc of Nucl. Med. (1971)
7. Nuclear medicine.
Wagner. H.P. Publishing Co. (1975)
8. Leuber & B. Rosencrantz 1964 AE-162
9. A. Leuber & M. Wolgast 1970 AE-401
10. R.A. Ristinen, D.A. Lind & J.L. Homan
Nucl. Instr. & Meth. 56(1967) 55
11. E.M. Pell
J. Apl. Phys. 31(1960) 291
12. G. Knill
1973 AERE-R 6935
13. H.J. Erramuspe
1970 CNEA-287

14. G.L. Miller, B.D. Pate & I. Wagner
IEEE Trans. Nucl Sci. NS-9 1962
15. L. Birstein, F. Li & R. Klawer
Nucl. Inst. & Meth. 134(1976) POR PUBLICARSE.