

INFLUENCIA DE LOS FACTORES GEOMETRICOS Y NUCLEARES EN LAS MEDICIONES DE SECCIONES DE REMOSION MACROSCOPICAS. SIMULACION POR MONTE CARLO

G. Martín, M.A. Coca y L.F. Desdín, Centro de Estudios Aplicados al Desarrollo Nuclear

RESUMEN

La sección de remosión macroscópica es una magnitud física que caracteriza las propiedades de los materiales para el blindaje de la radiación neutrónica. Se implementó un método para la determinación de los factores geométricos y nucleares que influyen en la medición de esta magnitud. Se desarrolló un programa empleando el método de Monte Carlo para la simulación numérica del experimento. Se calcularon las secciones de remosión macroscópicas del Fe, C y H.

ABSTRACT

Macroscopic remosion cross section is a physical quantity that characterizes materials properties for shielding of neutronic radiation. A method for determining geometrical and nuclear factors, that influences the measurement of their values has been established. Software employing the Monte Carlo method for numerical simulation of the experiment was developed. Macroscopic remosion sections of Fe, C and H were calculated.

INTRODUCCION

Para la medición de secciones de remosión son empleados diversos métodos [1-4]. Los datos reportados [5], así como los cálculos realizados, demuestran una fuerte dependencia de la geometría de medición. El presente trabajo propone un método para el cálculo teórico de secciones de remosión el cual permite comparar sus valores con las mediciones y realizar valoraciones de las propiedades atenuadoras de los materiales.

La sección macroscópica de remosión se define como:

$$\sum_R(E) = \sum_T(E) - 2\pi \int_{-1}^1 \sum_s(E, \mu) \mu d\mu \quad (1)$$

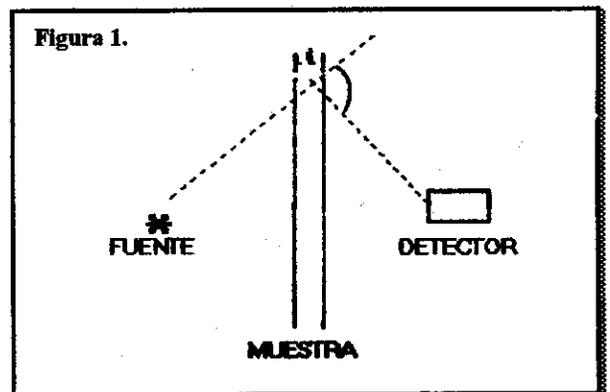
donde:

$\sum_T(E)$: Sección total macroscópica de dispersión.

$\sum_s(E, \mu)$: Sección diferencial elástica macroscópica.

μ : Coseno del ángulo de dispersión.

La sección de remosión como indica la definición es menor que la sección total en un factor, el cual describe la distribución espacial de los neutrones dispersados por material, por esto es utilizada en la caracterización de materiales para el blindaje neutrónico. La Figura 1 representa la forma en que se mide la sección de remosión de acuerdo a su definición. Se coloca una muestra de determinada altura y se mide la cantidad de conteos en el detector para diferentes el grosos d. De la ley exponencial de atenuación de los neutrones $N = N_0 \exp(-\Sigma d)$ (2), se obtiene la sección de remosión Σ . Para



satisfacer la integral de -1 a 1 de la sección diferencial es necesario una altura de la muestra

y una distancia fuente-muestra-detector tal que el ángulo máximo de dispersión sea mayor o al menos igual a 45 grados.

FORMALISMO TEORICO DE LA SIMULACION

El programa realizado para el cálculo de la de remoción se basó en la simulación numérica por el método de Monte Carlo del paso de los neutrones a través del material [6]. El experimento numérico consistió en simular la interacción de un flujo de neutrones provenientes de una fuente puntual en un disco de material y determinar la cantidad de ellos que luego de interactuar, insiden en el detector y los que atraviesan la muestra sin interactuar y se registran en el detector. La geometría que se utilizó fue igual a la de la figura anterior.

La *historia* de cada neutrón comienza con el punto de entrada a la muestra. Luego se calcula el recorrido del neutrón y el punto de interacción en la muestra. De acuerdo con la energía se juega el proceso de dispersión, y por cinemática se calcula la energía del neutrón dispersado al ángulo θ . Este último es el ángulo formado por la recta de la dirección inicial del neutrón antes de dispersarse y la recta que intersecta el punto de interacción y un punto jugado aleatoriamente en el detector (dirección de dispersión).

Entonces en este punto se determina el score S , que aportará el neutrón en el detector y viene dado por:

$$S = \frac{\Omega \exp\left[-\sum_i (E^i) * r\right] * p(\theta) * A_{dt}}{4\pi L^2} \quad (3)$$

donde:

Ω , es el ángulo sólido de la muestra;

$\exp\left[-\sum_i (E^i)\right]$, es la probabilidad que el neutrón salga de la muestra;

E^i , es la energía del neutrón dispersado;

$\sum_i (E^i)$, es la sección total de dispersión;

r , es la distancia por recorrer en la muestra;

$p(\theta)$, es la probabilidad de dispersión en θ ;

θ , es el ángulo de dispersión

A_{dt} , área del detector;

$\xi_j=2$ si el canal de reacción es $n,2n$, e igual a 1 para todos los demás;

L , distancia desde el punto de interacción al detector.

Para la simulación fueron utilizados datos evaluados de la biblioteca de datos nucleares formato ENDF del 82. Los datos utilizados fueron los siguientes:

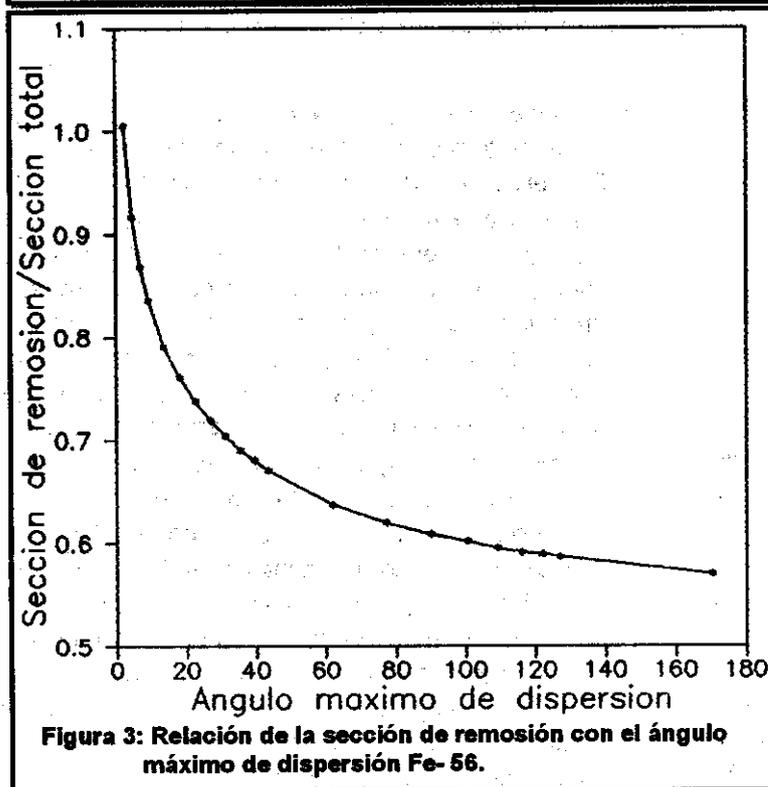
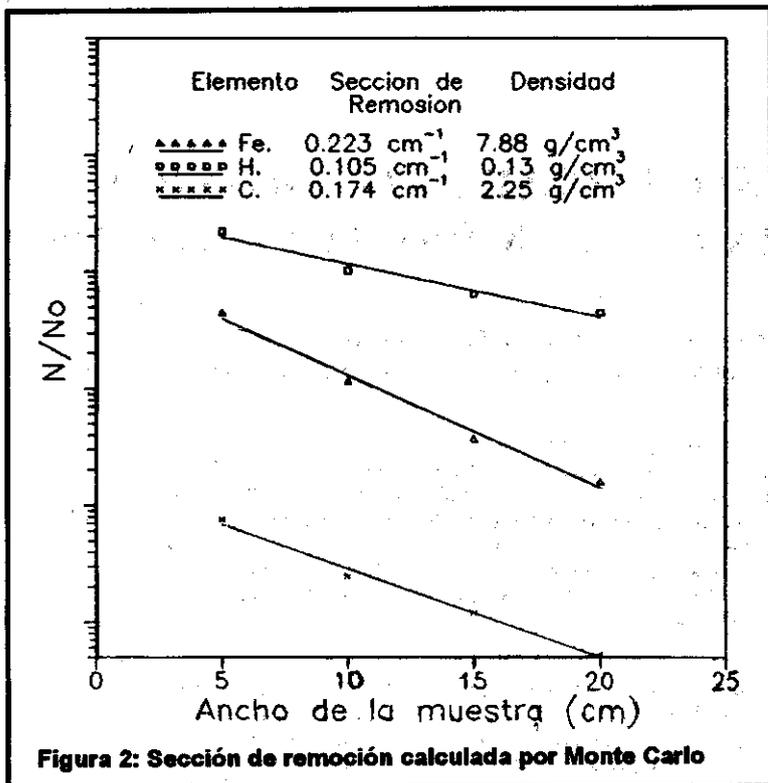
- ◆ sección total de interacción
- ◆ sección de dispersión elástica
- ◆ sección de dispersión inelástica a los diferentes niveles discretos
- ◆ sección de dispersión inelástica al continuo
- ◆ sección de dispersión $n,2n$
- ◆ distribuciones angulares de cada uno de los procesos de dispersión
- ◆ distribuciones energéticas de las dispersiones $n,2n$ y continuo
- ◆ estructura de los niveles discretos de dispersión
- ◆ energía de los estados discretos
- ◆ número atómico, densidad del elemento y defecto de masa

RESULTADOS

Para cada elemento se determinó la relación entre el número de conteos en el detector con muestra N_x y el número de conteos sin muestra N_o , N_x/N_o a diferentes grosores x de la muestra (5, 10, 15, 20 cm). Transformando la expresión (2) se obtiene:

$$x = \frac{1}{\sum} \ln\left(\frac{N_x}{N_o}\right) \quad (4)$$

Del ajuste de los datos calculados utilizando una regresión lineal se obtiene la sección de remoción por la pendiente de la expresión (4). La Figura 2 muestra las secciones de remoción calculadas para los elementos Fe, H y C, para los cálculos en el H se adoptó la densidad de este en la parafina. En la Figura 3 se aprecia la variación de la sección de remoción al variar el ángulo máximo de dispersión. Este comportamiento está dado porque al aumentar el ángulo de dispersión máximo (esto es sección equivalente a fijar una distancia fuente-muestra-detector y aumentar la altura de la muestra) aumenta la cantidad de



conteos en el detector de forma asintótica, debido a que la distribución angular de los neutrones dispersados, tiene una marcada anisotropía hacia delante.

CONCLUSIONES

Se desarrolló un programa para la simulación de la interacción de neutrones con la sustancia para el cálculo de la sección de remoción. Se calcularon las secciones de remoción para los elementos Fe, H, C. Fue determinado el comportamiento de la sección de remoción con la geometría del experimento y la influencia de la distribución angular de los neutrones dispersado como la magnitud nuclear que caracteriza, como se expresa en la definición, la sección de remoción.

El programa se puede emplear para realizar un análisis comparativo de las mediciones de secciones de remoción realizadas en diferentes condiciones geométricas, siendo una guía de utilidad en la elección de los parámetros de los experimentos.

REFERENCIAS

- VARADI, M. and Cs.M. BUCZKO (1988): Determination of macroscopic removal cross sections of 14 MeV neutrons for phantom solutions. Radiation Protection Dosimetry. 22.
- COOPER, P.N. and S.M. KABIR (1972): The removal cross section of iron at 14.1 MeV. Journal of Nuclear Energy. 26.
- BOUFRAQUECH, A. et al. (1984): Removal cross sections for 14.8 MeV neutrons. Acta Physica Hungarica. 55(1-4).
- NARGOLWALLA, S.S.; E.P. PRZYBYLOWICZ (1973): "Activation analysis with neutron generators", John Wiley & Sons, Inc.
- VASVARY, L. et al. (1985): Investigation on fast neutron interactions with constructional materials. Acta Physica Hungarica. 58.
- COCA, M.A. y G. MARTIN (1991): "Simulación por Monte Carlo en la medición de datos nucleares neutrónicos", Tesis. La Habana.
- KNOLL, G.F. (1979): "Radiation Detection and Measurement", John Wiley & Sons, Inc.

DEPENDENCIA DE LA MOVILIDAD ELECTRONICA CON LA TEMPERATURA EN ALAMBRES CUANTICOS DE $Al_xGa_{1-x}As/GaAs$

J. Tutor, F. Comas y P. Pajón, Grupo de Ciencia de los Materiales, Facultad de Física, I.S.P. "E. J. Varona", Departamento de Física Teórica, Facultad de Física, Universidad de La Habana

RESUMEN

En el presente artículo, en el marco de la Teoría de Transporte de Boltzmann, se muestran los resultados de los cálculos de la movilidad electrónica en aproximación de tiempo de relajación para un gas cuasi-uni-dimensional de electrones degenerados en un alambre de $Al_xGa_{1-x}As/GaAs$, de sección rectangular, para distintos mecanismos de dispersión elásticos: fonones acústicos (potencial de deformación), fonones piezoeléctricos e impurezas ionizadas (remotas y en el canal de conducción). El rango de temperaturas estudiado se encuentra entre 4.2 K y 150 K. En los cálculos se incluye el efecto de apantallamiento, en aquellas interacciones consideradas de largo alcance, a través de la función de respuesta dieléctrica estática.

ABSTRACT

Using the frame of Boltzmann's Transport Theory, there are shown results of electrons' mobility calculations in the time-relaxation approach for an almost one dimensional gas in a $Al_xGa_{1-x}As/GaAs$ wire with a rectangular section, for different elastic scattering mechanisms: acoustical phonons (deformation potential) piezo electric phonons and ionic impurities (remote ones and in the conduction channel) the temperature range studied is between 4.2 k and 150 k. Screen-effect is included in the calculus, in those interactions considered of big length by means of the dielectric static response function.

I. TEORIA

La expresión general de cálculo de la movilidad electrónica utilizada es:

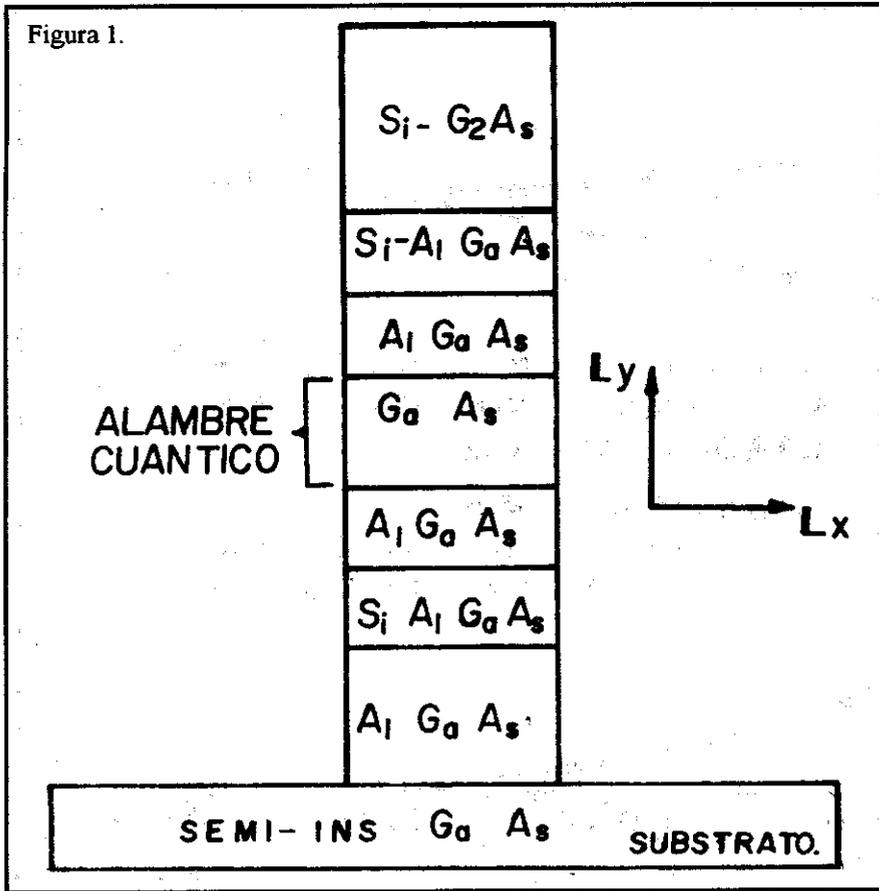
$$\mu = \frac{2^{3/2} e}{\pi (m^*)^{1/2} \hbar n_L} \int_0^\infty \frac{E_K^{1/2} [-\partial f_1^0 / \partial E_K]}{\tau_{SQL}^{-1}(E_K)} dE_K \quad (1)$$

e es el valor absoluto de la carga electrónica; m^* es la masa efectiva electrónica en el GaAs; \hbar la constante de Dirac. E_k es la energía cinética del movimiento libre de los electrones según la dirección del eje del alambre. f_1^0 es la función de distribución de Fermi-Dirac para el gas electrónico cuasi-uni-dimensional (Q1D) en equilibrio termodinámico. La expresión $\tau_{SQL}^{-1}(E_k)$ servirá para representar los inversos de tiempos de relajación para cada mecanismo de dispersión por separado y para el inverso del tiempo de relajación total siguiendo la Regla de Mathiesen. Expresiones más detalladas para este parámetro se encuentran en /1/. La modelación geométrica escogida corresponde a un alambre cuántico de sección transversal rectangular. (Ver Figura 1)

A diferencia de cálculos anteriores /2,3/, en el presente trabajo no se realiza la Aproximación de Conservación del Momentum (MCA) en la interacción electrón-fonón por considerarla una restricción demasiado fuerte. Consideramos además que el sistema alambre cuántico ($GaAs$) - recubrimiento ($Al_xGa_{1-x}As$) es un sistema dieléctricamente homogéneo con una misma constante de permitividad dieléctrica ϵ . Debe notarse que los cálculos de τ^{-1} fueron realizados en el marco de la aproximación del límite cuántico dimensional (SQL) donde sólo se consideran transiciones electrónicas intra-sub-banda. También se incluye el efecto de apantallamiento a través de la función de respuesta dieléctrica estática (FRDE) en todos los mecanismos excepto el mecanismo electrón-fonón acústico (Potencial de Deformación (DP)). En la expresión (1) también se encuentra el parámetro n_L que es la densidad electrónica lineal para el gas Q1D cuya expresión es:

$$n_L = \frac{(m^* K_B T)^{1/2}}{2^{1/2} \pi \hbar} \int_0^\infty \frac{x^{1/2}}{e^{-x-x_F} + 1} dx \quad (2)$$

Figura 1.



volúmica de impurezas donoras neutras utilizada en la construcción de los alambres según /6,7/.

En la Figura 2 se muestra μ vs. T en un alambre rectangular para los mecanismos de dispersión electrón-fonón acústico (DP) $\Delta\Delta\Delta\Delta$; electrón-impurezas ionizadas remotas (Rem) $*-*-*$; electrón-impurezas ionizadas en el canal de conducción (Back) $*-*-*$. También se incluye la dependencia de la movilidad total (μ_T) vs. T $\Delta\Delta\Delta\Delta$. No se incluye en la gráfica el mecanismo electrón-fonón piezoeléctrico porque los órdenes de magnitud sobrepasan el valor $10^8 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$. Como puede observarse de la figura el mecanismo de dispersión predominante en todo el rango de temperaturas estudiado es la dispersión electrón-impurezas ionizadas

en el canal de conducción (Back) coincidiendo con los resultados experimentales obtenidos en /6,7/ a partir de mediciones de movilidad Hall en alambres crecidos por dichos autores.

En la Figura 3 se muestra la dependencia μ_T vs. T para alambre de sección rectangular. La dependencia paramétrica con L_y muestra que para un ancho estructural (L_x) fijo, el aumento de L_y provoca una disminución de los valores de μ_T influida además por el aumento de L_d y la disminución del nivel de Fermi F. El orden de μ_T para $L_y = 40 \text{ nm}$. a 4.2 K coincide con el reportado por /6,7/ medidos en alambres con igual L_y y T.

En la Figura 4 se muestra μ_T vs. T para alambres de sección rectangular. Esta vez la dependencia paramétrica es con L_x el ancho estructural. Utilizando valores de L_x y L_y análogos a los reportados experimentalmente por /7/, nuestros cálculos reproducen los órdenes y la tendencia a aumentar μ_T con el aumento de L_x observado experimentalmente en /7/.

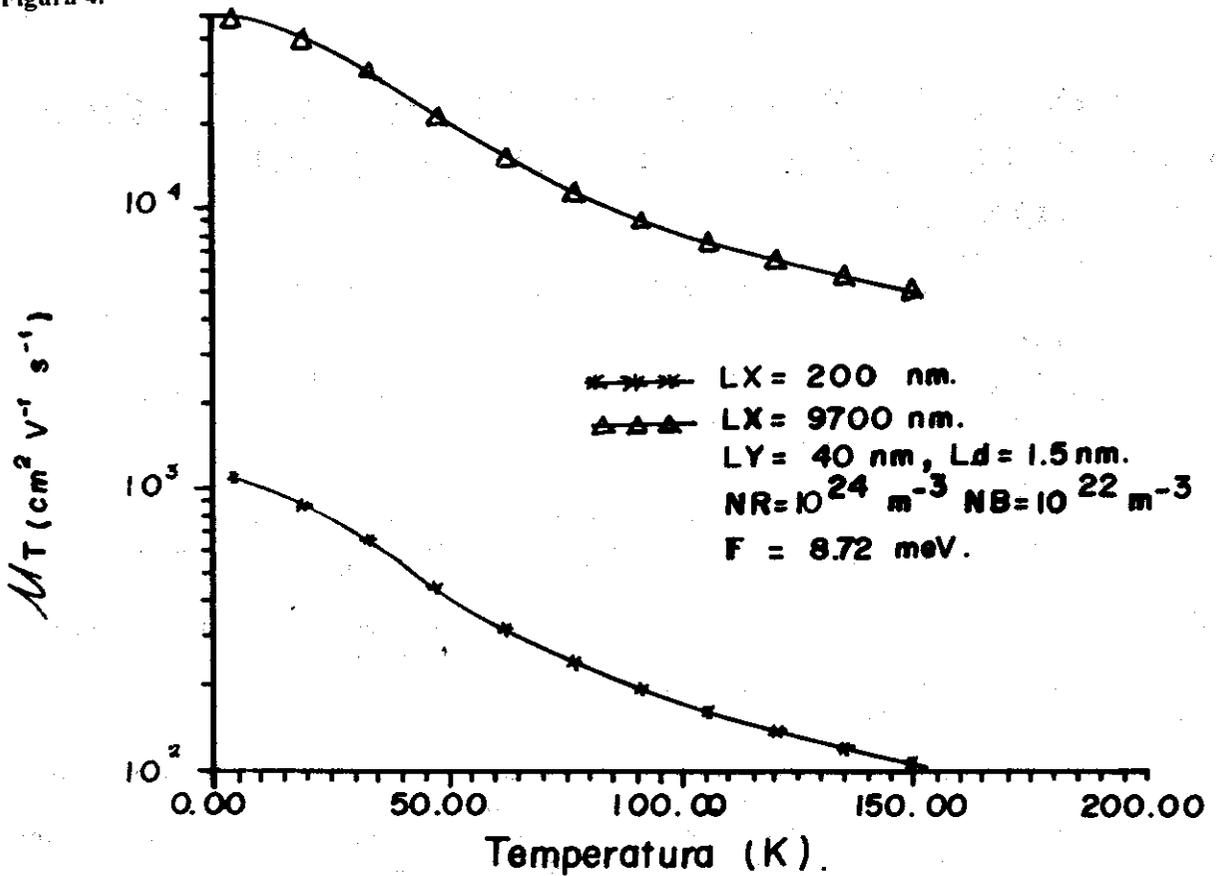
donde $x = \frac{E_K}{K_B T}$; $x_{F1} = \frac{F - E_0}{K_B T}$ donde E_0 es la energía básica de confinamiento electrónico calculada para el gas Q1D en diferentes geometrías /1 y 2/ y F es el nivel de Fermi calculado para la heteroestructura cuasi-bidimensional (Q2D) que sirve de base para la modelación del alambre de sección rectangular.

El método de cálculo puede verse en /4/. Los parámetros K_B y T representan la constante de Boltzmann y la temperatura respectivamente.

II. RESULTADOS Y DISCUSION

Todas las constantes características del GaAs fueron tomadas de /5/. Los parámetros estructurales L_x (ancho), L_y (alto) del alambre de sección rectangular fueron tomadas a partir de los datos experimentales reportados en /6,7/. Los anchos de la zona de empobrecimiento de impurezas neutras (L_d) necesario para el cálculo del nivel de Fermi según /4/ fueron estimados racionalmente a partir de la energía de activación del $\text{Al}_{0.7}\text{Ga}_{0.3}\text{As}/\text{GaAs}$ y de la concentración

Figura 4.



REFERENCIAS

1. TUTOR, J.; P. PAJON y F. COMAS: "Principales mecanismos de dispersión electrónica en la movilidad ohmica de alambres cuánticos semiconductores". (Trabajo no publicado).
2. COMAS, F.; C.TRALLERO; J. TUTOR (1987): Phys. Stat. Sol. (b). 139, 433.
3. COMAS, F.; C.TRALLERO; H. LEON; J. TUTOR (1988): Physica B, 152, p. 352-366.
4. TUTOR, J.; F. COMAS: (Trabajo en vías de publicación en la Phys. Rev. B, sobre movilidad electrónica en pozos cuánticos de Si/SiGe).
5. LANDOLT-BÖRNSTEIN (1982): "Numerical data and functional Relationship in Science and Technology", 17 Semiconductors. Springer-Verlag. Berlin.
6. ISMAIL, K.; D.A. ANTONIADIS and H.I. SMITH (1989): Appl. Phys. Lett. 54 (12), 20 March.
7. NAKATA, S.; Y. HIRAYAMA; S. TARUCHA and Y. HORIKOSHI (15 March -1991): J. Appl. Phys. 69 (6).

FUNCION DE RESPUESTA DIELECTRICA ESTADICA EN SISTEMAS SEMICONDUCTORES CUASI-UNI-DIMENSIONALES

J. Tutor y P. Pajón, Grupo de Ciencias de los Materiales, Facultad de Física, ISP "E. J. Varona"
F. Comas, Departamento de Física Teórica, Facultad de Física, Universidad de La Habana

RESUMEN

En el presente artículo se muestran los resultados de los cálculos de la Función de Respuesta Dieléctrica Estática ($\omega = 0$) y la Polarización a $T = 0K$ y a $T > 0K$. Se corroboran algunos resultados obtenidos por otros autores a $T = 0K$, y se analiza el efecto que provoca el aumento de la Temperatura en estas magnitudes.

ABSTRACT

This paper shows the results of calculating the Static Dielectric Response Function ($\omega = 0$) and the Polarization at $T = 0K$, and $T > 0K$. Results obtained by some other authors at $T = 0K$ are confirmed and it is analyzed the effect that raising temperature produces in these magnitudes.

I. TEORIA

Para el desarrollo de nuestros cálculos hemos necesitado realizar las siguientes suposiciones:

1. Para el cálculo de la Función de Respuesta Dieléctrica Estática (FRDE) hemos seguido un tratamiento cercano al modelo de Lindhard para materiales volumicos, el cual fue comparado con el realizado por Bastard /1/ para $T = 0K$.
2. El gas electrónico cuasi-uni-dimensional (Q1D) es considerado como no interactuante entre sí, lo que elimina la inclusión de términos de intercambio y correlación en el cálculo de la FRDE.
3. Se obvian las transiciones electrónicas inter-sub-bandas.
4. Los procesos de dispersión electrónicos son elásticos o cuasi-elásticos.
5. Se suponen alambres cuánticos de sección rectangular y circular.

Las expresiones de (los estados electrónicos requeridos para los cálculos pueden ser encontradas para alambres de sección rectangular en /2-5/ y para alambres de sección circular en /6,7/, suponiendo en ambos casos barreras de potencial infinitas en las fronteras del alambre.

La expresión de la FRDE en un gas electrónico Q1D viene dada por:

$$\epsilon(E_K) = 1 - A_1(E_K) \cdot T_1(E_K) \quad (1)$$

donde E_K es la energía del movimiento cuasi-libre del electrón en la dirección del eje del alambre cuántico. $T_1(E_K)$ es el factor de forma de apantallamiento y $A_1(E_K)$ es la función de Polarizabilidad. Detalles sobre la deducción y análisis de $T_1(E_K)$ y $A_1(E_K)$ pueden verse en /8/. Por la importancia que tiene la función de Polarizabilidad $A_1(E_K)$ en el presente trabajo, debemos decir que la misma puede expresarse como:

$$A_1(E_K) = -\rho_1(E_K) \cdot \Pi_1(E_K, T) \quad (2)$$

donde $\rho_1(E_K)$ es la densidad de estado electrónica de la primera sub-banda para un gas electrónico Q1D. $\Pi_1(E_K, T)$ es una función cuyos detalles se dan en (ver /8/). A partir de (2) puede definirse la función $A_1(E_K, T)$, como:

$$A_1(E_K, T) = \frac{\Pi_1(E_K, T)}{E_K^{1/2}} \quad (3)$$

que llamaremos Polarización, y que caracterizará el comportamiento apantallado del gas electrónico Q1D para dispersiones elásticas o cuasi-elásticas ante campos electrostáticos internos. En nuestros cálculos hemos considerado tres casos para la polarización y la FRDE:

- a) $A_1(E_k, 0)$ y $\varepsilon(E_k)$ Aproximación $T = 0$ K.
 b) $A_1(E_k, T)$ y $\varepsilon(E_k)$ Aproximación de Maldague
 c) $A_1(E_k, T)$ y $\varepsilon(E_k)$ Cálculo exacto.

La llamada aproximación de Maldague ($T > 0$ K) es una extensión Q1D de la aproximación de Maldague hecha para gases electrónicos cuasi-bidimensionales [9].

II. DISCUSION

En la Figura 1 se muestra el comportamiento de A_1 vs. E_k . Como puede verse A_1 reproduce la singularidad de Peierls a $T = 0$ K para el conocido valor $q = 2 k_F$, que en términos de energía toma el valor $E_k = F - E_0$ (típico de procesos de transición energética intra-sub-banda debido a dispersiones

elásticas o cuasi-elásticas; F es la energía de Fermi del gas Q1D y E_0 el nivel básico de energía de confinamiento electrónico. También puede verse como esta singularidad es suavizada para $T = 1$ K, observándose una mejor representación del fenómeno estudiado en el cálculo exacto respecto a la aproximación de Maldague. En la Figura 2 se incluyen los resultados para $T = 4.2$ K como ilustración de la rápida desaparición de la singularidad de la Polarización con el aumento de T . En la Figura 3 se muestra el comportamiento de la FRDE vs. E_k ; nuestros cálculos reproducen satisfactoriamente los realizados en [1, 10] a $T = 0$ K. Para $T > 0$ K se observa que los efectos de apantallamiento desaparecen rápidamente para $T \geq 4.2$ K.

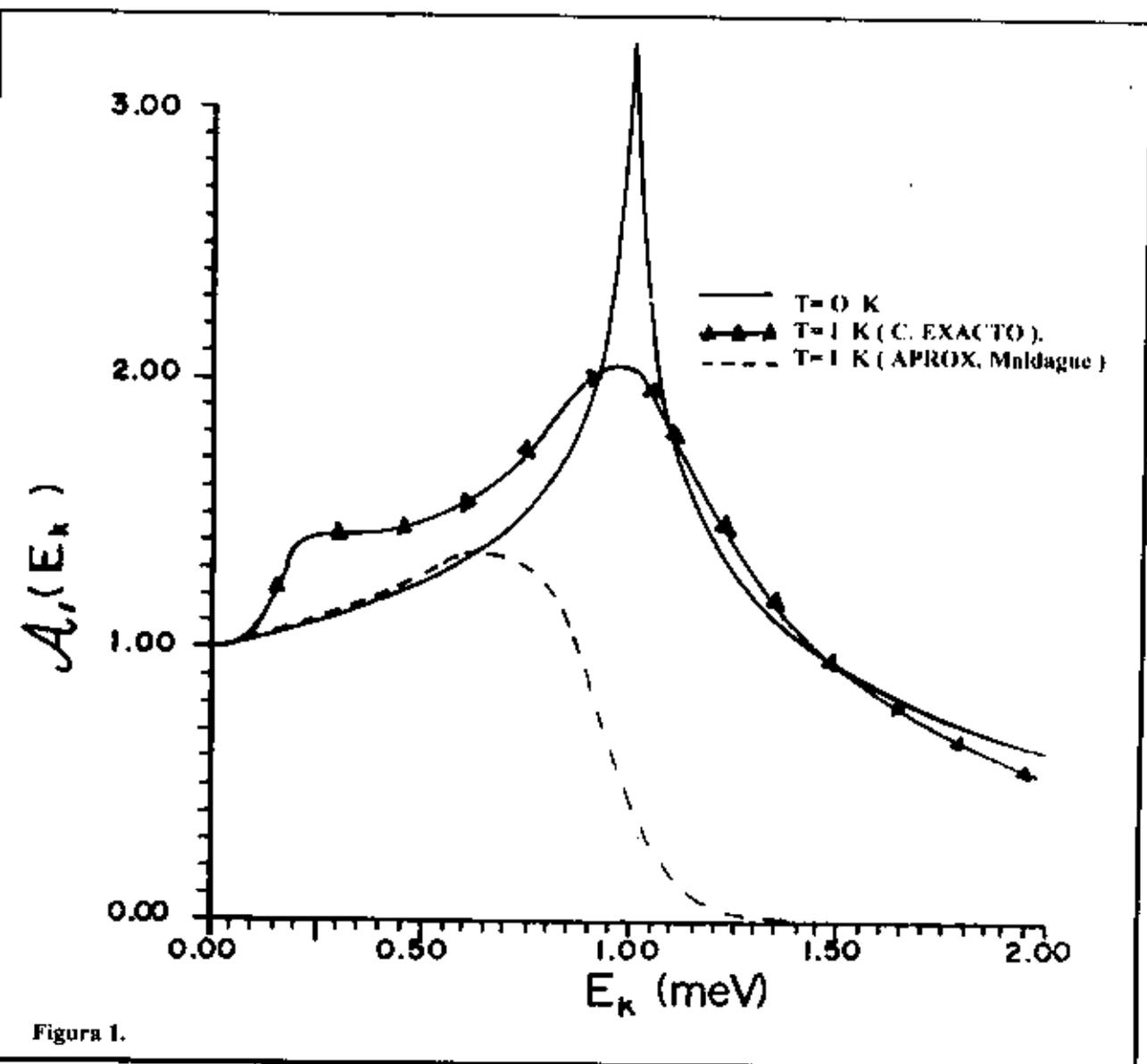


Figura 1.

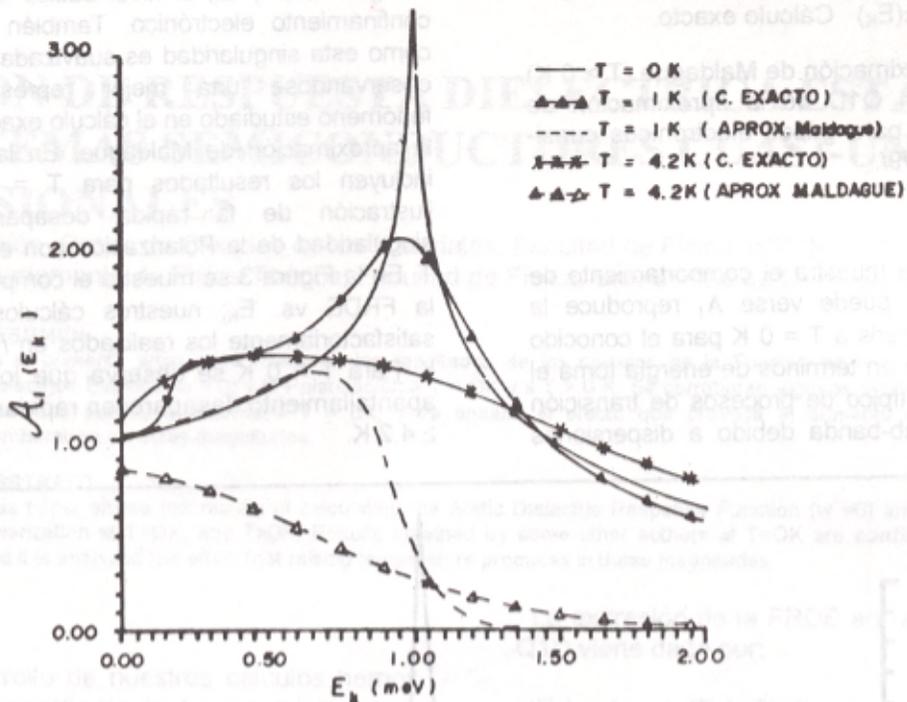


Figura 2.

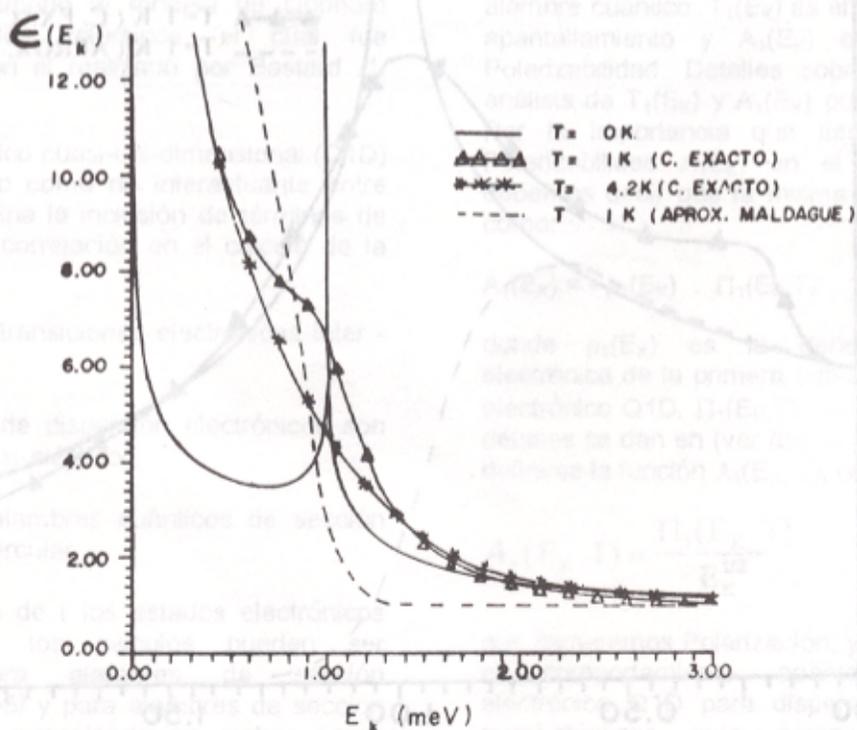


Figura 3.

REFERENCIAS

1. BASTARD, G. (1989): "Wave Mechanics Applied to Semiconductor Heterostructures". Les Editions de Physique. France.
2. COMAS, F.; C. TRALLERO; J. TUTOR (1987): Phys. Stat. Sol (b) 139, 433.
3. COMAS, F. C.; C. TRALLERO; H. LEON; J. TUTOR (1988): Physica B 152 p. 352-366.
4. COMAS, F.; C. TRALLERO; J. TUTOR; H. LEON (1991): Revista Cubana de Física XI(2-3) (119).
5. COMAS, F.; C. TRALLERO; H. LEON; J. TUTOR (1992): Revista Cubana de Física XII(1).
6. ARORA, V.K. (1981): Phys. Stat. Sol (b) 105, 707.
7. ARORA, V.K.; M. PRASAD (1983): Phys. Stat. Sol. (b) 117, 127.
8. TUTOR, J.; P. PAJON; F. COMAS: "Respuesta Dieléctrica y Polarización Electrónica Estática en alambres cuánticos semiconductores". (No publicado)
9. MALDAGUE, P. (1978): Surface Science 73, 296-302.
10. LEE, J.; H.N. SPECTOR, (January-1985): J. App. Phys. 57, (2).

DETERMINACION DE ELEMENTOS EN MINERALES DE COBRE CUBANOS POR ESPECTROSCOPIA OPTICA DE EMISION

Margarita Villanueva Tagle, Facultad de Química
Miguel Catasús Portuondo, IMRE, Universidad de La Habana

RESUMEN

Se presenta un estudio de la acción de cuatro mezclas reguladoras de las condiciones de excitación para la determinación simultánea de 15 elementos en minerales de cobre cubanos mediante las curvas de evaporación. (Ge, Mn, Pb, Sn, Ga, Cr, Co, Nb, Mo, In, Cd, Zn, Ti, V y Ni). A partir de aquí se seleccionó la mezcla reguladora compuesta por $\text{SiO}_2 + \text{S}$ para el análisis. Se optimizó la relación de composición de la misma y su proporción respecto a la dilución con el mineral, con el objetivo de disminuir los efectos de las diferencias composicionales en el yacimiento del mineral. La efectividad de la acción reguladora de la mezcla se evalúa con la ayuda del índice de Holdt. Se estudiaron además las variables intensidad de corriente y ancho de rendija, para la determinación de los elementos anteriores con la ayuda de un diseño factorial 2^3 . Se recomiendan condiciones experimentales para el análisis de muestras de calcopirita y se reportan los límites de detección alcanzados.

ABSTRACT

A study from the action mechanisms of four buffer mixtures on the excitation conditions in the d.c. arc on the simultaneous determination of 15 elements in cuban copper ores is described employing the volatilization curves. The elements studied are: Ge, Mn, Pb, Sn, Ga, Cr, Co, Nb, Mo, In, Cd, Zn, Ti, V y Ni. After this study the mixture of S and SiO_2 was selected the optimal composition was searched for as well as the best proportion to the ore in order to diminish the compositional differences in them. The effectivity of the regulating power of the mixture was evaluated employing the Holdt index. Other factors as current intensity and slit width were studied using a 2^3 factor design. The best experimental conditions for the analysis of chalcopirite ores are given as well as the obtained detection limits.

INTRODUCCION

El desarrollo de nuevas tecnologías para la explotación de los yacimientos de minerales de cobre en nuestro país, trae consigo la necesidad de elaborar procedimientos analíticos que satisfagan los requerimientos industriales para un efectivo control de la producción. Además la futura utilización de los elementos raros y dispersos contenidos en estos minerales para la industria electrónica, comienza a ser también de interés creciente.

Las exigencias de los análisis requeridos para estos fines las satisfacen sólo algunos métodos analíticos modernos, entre los cuales los que en mayor grado cumplen los requisitos necesarios son los métodos espectroscópicos y entre ellos el análisis espectral de emisión.

Por lo que el objetivo del presente trabajo es la elaboración de un procedimiento analítico para la determinación simultánea de elementos en minerales de cobre cubanos.

Se han reportado trabajos referentes a la determinación de estas impurezas en minerales, sulfuros, concentrados de cobre y muestras geológicas en general. En la mayoría de estos se utilizan aditivos espectroquímicos para eliminar el efecto de la matriz o mejorar el límite de detección de estos elementos.

Breckenridge y colaboradores /1/ determinaron espectrográficamente 20 elementos en sulfuros de Cu, Pb y Zn utilizando una mezcla de Sc_2O_3 : LiF, en un arco de c.d., obteniendo una DSR de 2-13 % y límite de detección para varios elementos a niveles de ppm. Shuguing /2/ determina Ge, Tl, In y Ga en minerales en un arco de c.d. utilizando una mezcla buffer de Li_2CO_3 Sb_2O_5 -paf obteniendo límites de detección de $3 \cdot 10^{-2}$ a $1 \cdot 10^{-4}$.

Otras mezclas de aditivos espectroquímicos son utilizados en determinaciones semicuantitativas con excitación por arco de c.d. Dabrowska /3/

analiza muestras de minerales polimetálicos con una mezcla con BaCl_2 como buffer espectral, las concentraciones límites fueron $1 \cdot 10^{-3}$ y la DSR de 15 %. Por otra parte Serdobova /4/ y colaboradores, en el análisis de minerales de cobre, utilizan una mezcla de $\text{Na}_2\text{CO}_3 - \text{C}$, en un arco de c.a. como fuente de excitación, la DSR obtenida es de 5 - 10 %.

Tagle y Berdan /5/ utilizan el SiO_2 como buffer espectral obteniendo resultados satisfactorios en el análisis de piritas y polimetálicos. Por otra parte Mora /6/ y colaboradores obtuvieron buenos resultados con una mezcla de S:C:NaCl ó C:S:NaF en el análisis de minerales polimetálicos. Por último, Schroll y Weninger /7/ probaron la mezcla de la muestra con S: Ga_2O_3 : BaSO_4 obteniendo un aumento en la intensidad de las líneas espectrales de Ge, Sn, Pb, etc. Todos estos trabajos fueron realizados con arco de c.d. como fuente de excitación.

Del estudio de la literatura consultada no se puede llegar a una conclusión sobre los mejores aditivos espectroquímicos para la determinación de estos elementos en los minerales de cobre, debido a su diversidad y especificidad. Por lo que analizando los mejores resultados publicados nos dimos a la tarea de comprobar la eficiencia de algunas mezclas buffers reportadas.

PARTE EXPERIMENTAL

Los elementos a determinar y sus líneas analíticas se reportan en la Tabla I. Se utilizó el Pd como estándar interno en concentración 0,1 %.

Tabla 1. Elementos y líneas analíticas seleccionadas.

Elemento	λ (nm)
Ge	269,13
Mn	279,82
Pb	280,20
Sn	283,99
Ga	294,36
Cr	301,47
Co	304,47
Ni	305,08
Nb	313,07
Mo	317,03
V	318,39
Ti	316,86
Zn	334,50
In	325,60
Cd	326,10
Pd	302,79

Todas las determinaciones se realizaron con el espectrógrafo PGS-2 de la firma Carl-Zeiss, Jena, con red de difracción de 650 cortes por mm y λ blaze de 300 nm. Como fuente de excitación se empleó el arco de corriente directa, usando la fuente VBI-2 de la firma anterior. Las mediciones fotométricas se realizaron en el fotómetro MD-100 de la Carl-Zeiss. Se emplearon placas fotográficas como sistema detector de la radiación, marca WU-3, ORWO procesadas con revelador D-19 con 5 min de revelado, fijador F-5 durante 10 min y temperatura de revelado de 20°.

Los reactivos empleados en el desarrollo de los diferentes experimentos fueron espectralmente puros de la firma Johnson y Matthey.

RESULTADOS Y DISCUSION

Se estudió el proceso de vaporización de la calcopirita con el objetivo de obtener una información completa sobre la misma y además determinar las condiciones óptimas para la realización de determinaciones analíticas. Se obtuvieron las curvas de evaporación para los elementos Mo, In, Cd, Cr, que son representativos del resto de los elementos, con cuatro mezclas diferentes:

S : C : NaCl (7 : 2 : 1)

S : Ga_2O_3 (1 : 250)

NaCl : C (9 : 1)

SiO_2 : S (1 : 1)

Estas se seleccionaron de acuerdo a los trabajos reportados combinando en algunos casos el efecto de algunos aditivos.

La relación de dilución muestra - buffer fue de 2 : 1.

Del análisis de los resultados obtenidos por las curvas de evaporación, se observa un aumento en la intensidad de las líneas y una mayor estabilidad en la evaporación de la mayoría de los elementos. Además hay un ligero desplazamiento de los máximos de evaporación hacia tiempos mayores para elementos muy ricos en líneas como Mo, Ni, Mn, Cr, Fe y Cu lo cual permite determinar en un primer periodo de exposición los elementos más volátiles, sin interferencias espectrales.

Estos resultados concuerdan con los reportados por Tagle y Berdan respecto a la utilización del SiO_2 , como buffer espectral. En este trabajo se plantea que en presencia del SiO_2 , las reacciones termoquímicas de reducción de los compuestos formados por los diferentes elementos, que se producen en el cráter del electrodo, son más lentos producto de la formación de compuestos intermedios, como silicatos.

Por otra parte, coinciden nuestros resultados también con el trabajo de Schroll y Weninger donde se obtuvo un desplazamiento de los máximos de evaporación de los elementos cuando mezclaban las muestras con azufre.

El aumento de la intensidad de las líneas de algunos elementos como Ge, Pb, y Sn fue planteado anteriormente por Torok /8/ y Rusanov /9/. En este caso la formación de sulfuros de bajo punto de ebullición propiciada por la adición de S, aumenta la velocidad de evaporación de los mismos, y por consiguiente se obtiene un incremento en la intensidad de las líneas.

Otro aspecto que explica los resultados obtenidos respecto al aumento en la intensidad de las líneas espectrales de la mayoría de los elementos investigados (de alto, medio y bajo potencial de ionización) con la utilización del Si y S, elementos de relativamente alto potencial de ionización, esta relacionado con los trabajos desarrollados por Holclajtiner-Antunovic y colaboradores /10/. En este trabajo se concluye que la adición de elementos difícilmente ionizables produce un aumento en la intensidad de las líneas espectrales de aquellos elementos trazas con potenciales de ionización bajo, medio y alto, debido a la variación conjunta de una serie de parámetros como son: un aumento de la temperatura de excitación, un aumento de la densidad electrónica y una variación en las condiciones de transporte de masa que permite un aumento en el tiempo de residencia de las partículas en el plasma.

De acuerdo con los resultados descritos se seleccionó la mezcla $\text{SiO}_2 + \text{S}$ como la apropiada y dos tiempos de exposición: 50 s para los elementos más volátiles y hasta 2 min para el resto.

Matherny /11/ plantea que en el análisis de minerales sulfurados la calcopirita presenta las menores dificultades ocasionadas por el "efecto matriz". No obstante fue necesario, dada la gran variación en la composición de los elementos fundamentales en los minerales de Cu de los yacimientos estudiados, la eliminación de este efecto con la utilización de la mezcla buffer seleccionada adicionando a ésta C, Ga_2O_3 y Li_2CO_3 , las cuales se han aplicado en trabajos anteriores con estos fines.

Para ello se prepararon dos muestras con composiciones extremas de los elementos mayoritarios (Tabla II). Con ayuda del Índice de Holdt /12/ promedio se compararon los resultados que se muestran en la Tabla III.

Tabla II. Composición de las muestras extremas del mineral.

	$M_1(\%)$	$M_2(\%)$
Cu	1	4
S	5	9
SiO_2	60	30
Fe	4	11
CaO	2	10
MgO	2	6

Tabla III. Valores promedios del índice de Holdt para diferentes mezclas buffer.

$\text{SiO}_2:\text{S}:\text{C}$	$\text{SiO}_2:\text{S}:\text{Li}_2\text{CO}_3$
0,19	0,21
0,04	0,04

Promedio de 7 determinaciones.

Como se observa, la adición de nuevas sustancias a la mezcla $\text{SiO}_2 + \text{S}$ no resulta adecuada. Tampoco se logra eliminar el efecto matriz para todos los elementos con dicha mezcla, no obstante ser la que produce un menor valor para el Índice de Holdt promedio.

Se determinó la influencia de las condiciones experimentales en el log I de las líneas analíticas por medio de un diseño factorial 2^3 de Box y Wilson /13/. En la Tabla IV se muestran las variables y sus niveles de variación. (Tabla IV)

Tabla IV. Diseño factorial de Box y Wilson. Niveles de variación de las variables.

	+	-
x1 Composición de la mezcla buffer SiO ₂ : S SiO ₂ : S	9 : 1	1 : 4
x2 Ancho de rendija (µm)	30	18
x3 Intensidad de corriente (A)	10	7

La variable que resultó significativa en un mayor número de elementos fue la composición de la mezcla buffer.

Se tomaron como condiciones experimentales las siguientes:

Composición del buffer: 58 % de SiO₂
42 % de S

Ancho de rendija: 25 nm

Intensidad de corriente: 10 A

La composición del buffer utilizada fue la intermedia entre los límites estudiados.

La relación de dilución M:B se seleccionó a partir de los resultados obtenidos para el Índice de Holdt promedio de las diferentes relaciones M:B. (Tabla V)

Tabla V. Valores del índice de Holdt /δ/ para diferentes diluciones muestra-buffer.

B : M	B : M	B : M
1 : 1	2 : 1	3 : 1
0,18	0,19	0,16
0,04	0,05	0,04

Promedio de 8 determinaciones. Muestras de composición extrema. Concentración de los elementos 0,01 %.

De acuerdo con los resultados para eliminar este "efectos matriz" o disminuirlo sensiblemente es necesario que la dilución sea mayor, lo cual afectaría notablemente los límites de detección para los elementos analizados.

Como no se logra con la dilución eliminar las diferencias de composición entre las matrices estudiadas, es necesario conocer, previo al análisis de los elementos minoritarios y trazas las concentraciones de los elementos mayoritarios (Fe, Cu, S y SiO₂) presentes en la muestra, o al menos tener un estimado de los contenidos de éstos.

Para las curvas de calibración se prepararon dos series de patrones con las matrices sintéticas de composición extrema. Patrones y muestras fueron fotografiadas en las condiciones seleccionadas, con una relación de dilución M:B de 1:1.

La linealidad de las curvas de calibración fue verificada en todos los casos y se ajustaron éstas por el método de mínimos cuadrados, utilizando en ambos casos medios de cómputo /14, 15/.

Para comprobar la exactitud del procedimiento propuesto se realizó el análisis de los patrones internacionales de sulfuros. (Tabla VI)

Tabla VI. Resultado del análisis de los patrones certificados.

Elemento	Patrón PYC-3	Concentrac. Experimental	Patrón PYC-3	Concentrac. Experimental
In	4,0.10 ⁻⁴	- *	9,7.10 ⁻⁴	1,4. 10 ⁻³
Ga	9,0.10 ⁻⁴	7,0. 10 ⁻⁴	4,5.10 ⁻⁴	- *
Pb	3,3.10 ⁻²	6,5.10 ⁻²	2,8.10 ⁻²	3,8.10 ⁻²
Cd	1,2.10 ⁻³	- *	3,5.10 ⁻³	3,2.10 ⁻³

Las concentraciones no reportadas están por debajo del límite de detección. Las concentraciones se reportan en por ciento de masa.

Se compararon estadísticamente los resultados obtenidos y se observó que no hay diferencias significativas entre los mismos para un $t_{(0,05, 6)} = 2,4469$

Además se llevó a cabo el análisis de una muestra de mineral de las Minas de Matahambre utilizando dos vías diferentes, la técnica de adición de estándar procesando los datos experimentales según el método utilizado en IREA, Moscú /17/ y el procedimiento expuesto en este trabajo. Previamente se determinó la composición de la muestra en cuanto a los componentes

mayoritarios por métodos volumétricos y gravimétricos y se clasificó en el grupo correspondiente a la matriz I.

Los resultados comparativos se exponen en la Tabla VII.

Tabla VII. Resultados comparativos de la determinación de la concentración por adición de estándar y por el método propuesto para una muestra.

	Adición de estándar		Curva de calibración (M _i)	
	\bar{x}	Δx	\bar{x}	Δx
Ga	4,2.10 ⁻³	1,0.10 ⁻⁴	3,0.10 ⁻³	3,5.10 ⁻⁴
Cr	5,5.10 ⁻³	5,3.10 ⁻⁴	9,0.10 ⁻²	2,3.10 ⁻²
Mo	1,8.10 ⁻³	3,9.10 ⁻⁴	1,5.10 ⁻³	3,7.10 ⁻⁴
Sn	2,3.10 ⁻³	3,7.10 ⁻⁴	8,0.10 ⁻³	1,9.10 ⁻³
Pb	4,6.10 ⁻³	9,7.10 ⁻⁴	3,0.10 ⁻³	6,2.10 ⁻⁴
Ni	6,5.10 ⁻³	3,8.10 ⁻³	3,0.10 ⁻³	8,1.10 ⁻⁴
V	5,0.10 ⁻³	1,3.10 ⁻³	4,0.10 ⁻³	8,3.10 ⁻⁴

En cada caso el valor medio es producto de 4 determinaciones paralelas. Las concentraciones se reportan en por ciento de masa.

Hay diferencias significativas entre los resultados alcanzados para los casos del Cr y Sn. ($\alpha=0,05$).

Los límites de detección, determinados según el criterio de Kaiser /16/, se reportan en la Tabla VIII.

Tabla VIII.

Elemento	Límites de detección	
	Matriz I	Matriz II
Ge	7,0.10 ⁻⁴	3,0.10 ⁻³
Mn	2,0.10 ⁻⁴	1,8.10 ⁻³
Pb	2,2.10 ⁻²	5,3.10 ⁻⁴
Sn	2,3.10 ⁻³	2,0.10 ⁻³
Ga	6,0.10 ⁻⁴	2,2.10 ⁻⁴
Cr	4,0.10 ⁻³	3,4.10 ⁻³
Co	2,5.10 ⁻³	3,6.10 ⁻³
Nb	3,5.10 ⁻³	1,0.10 ⁻³
Mo	8,0.10 ⁻⁴	2,0.10 ⁻⁴
In	3,5.10 ⁻³	1,0.10 ⁻³
Cd	3,0.10 ⁻³	1,0.10 ⁻²
Zn	9,0.10 ⁻³	4,2.10 ⁻²
Ti	4,0.10 ⁻⁴	3,0.10 ⁻³
V	3,0.10 ⁻⁴	2,8.10 ⁻³
Ni	1,0.10 ⁻³	5,0.10 ⁻⁴

La concentración se expresa en por ciento de masa.

Se calculó la desviación estándar relativa con un método estadístico de análisis de varianza de simple entrada, reportando la misma con valores de 10-30 % para todos los elementos. Como causa del posible error sistemático en el método está presente la composición de los patrones preparados con las matrices sintéticas.

CONCLUSIONES

Del estudio experimental sobre la acción de las mezclas buffers se concluye que la correspondiente al SiO₂ + S en relación 1:1 proporciona las menores diferencias para la determinación de los elementos en las dos matrices de concentración muy diferente. No obstante, por no llegar a eliminar totalmente el "efecto matriz" se recomienda determinar previamente la concentración de los elementos mayoritarios en la muestra y de esta forma seleccionar los patrones adecuados para la calibración.

Se proponen los parámetros experimentales que conforman el procedimiento analítico para la determinación simultánea de 15 elementos en minerales de cobre cubanos.

La aplicación del método en muestras naturales demostró que el procedimiento alcanza niveles de reproducibilidad aceptables para el análisis cuantitativo, así como límites de detección adecuados a la determinación directa y simultánea de estos elementos.

REFERENCIAS

1. BRECKENRIDGE, R.L.; G.M. RUSELL; A.E. WATSON (1976): *Natl. Inst. Metall*, 1783-1800.
2. SHUQUING, J. (1982): *Fenxihuaxue*, 10(2) 102-4.
3. DABROWSKA, J. (1975): *J. Chem. Anal.* 50(4), 855-62.
4. SERBODOVA, R.I.; Z.V. BAIKOVA (1984): *Zavod Lab.*, 50(6), 31-4.
5. TAGLE, A.; I. BERDAN (1980): Tesis de Candidato a Doctor. Merseburg.
6. MORA, G. Informe final de tarea. Curso 79-80. Dpto. de Química General. U.H.
7. SCHROLL, E.; M. WENINGER (1965): *Mikrochim, Acta*, 2, 379-385.

8. TOROK, T.; MIKA JOZSEF, GEGUES ERNO (1978): **Emission Spectrochemical Analysis**, Adam Hilger, Hungria.
9. RUSANOV, A.K.; R.I. SERBODOVA (1970): **Zh. Prikl. Spektrosk.** 12(4), 596-601.
10. HOLCLAJTNER-ANTUNOVIC, I.; M. TRIPKOVIC; S. RADORANOV; M. TODOROVIC (1985): **Spectrochimica Acta**, 40B, (7), 919-926.
11. MATHERNY, M. (1966): **Chemia Analityczna**, 11, 1053-1063.
12. HOLDT, G. (1962): **Applied Spectroscopy**, 16(3), 96-100.
13. BOX, G.E.P. (1952): **Analyst** 77, 879.
14. Programa "Contraste de linealidad" Lic. Manuel Alvarez Prieto. IMRE, UH.
15. Programa "Ajuste de línea recta" Lic. Rigoberto Quintana, Fac. de Química, UH.
16. KAISER, H. (1947): **Spectrochim. Acta**, 3, 40.
17. ZAJAROVA, T.I.; I.A. KUSOBEV; V.E. DIKINA; V.N. STATUEVA (1978): "Reaktivii osobo chistiie v-vo" Referativnii sbornik, vip 2, Moskva.

NUEVO CONVERTOR ANALOGO-DIGITAL DE TIPO WILKINSON DE 13 BIT PARA UN SISTEMA DE ADQUISICION EN NORMA NIM

R.B. Toledo Acosta, J. Osorio Deliz, E. J. Arista Romeu y J. L. Fernández,
Centro de Estudios Aplicados al Desarrollo Nuclear (CEADEN)

RESUMEN

Se describe un nuevo convertor A/D de 13 bit del tipo Wilkinson. El convertor es diseñado para la medición digital de los picos de las amplitudes de los pulsos con una distribución temporal estadística o periódica. El convertor A/D espectrométrico se utiliza en los sistemas espectrométricos modulares en norma NIM, en los sistemas espectrométricos modulares en norma NIM, en analizadores multicanales o en otro sistema similar controlado por la computadora. Se presentan los diagramas en bloques del convertor A/D. Las especificaciones detalladas están dadas por 10 referencias y 6 figuras.

ABSTRACT

New 13 bit A/D converter is described. The Wilkinson conversion method has been used. The converter is designed for the digital measurement of the peak amplitudes of pulses with statistical or periodical time distribution. The spectrometric A/D converter may be used as well in NIM spectrometry systems as in other measurement systems controlled by computers. The block diagram of the A/D converter are presented. The detailed specification are given 10 refs and 6 figs.

INTRODUCCION

El CAD es un convertor de alta resolución del tipo Wilkinson/1,2,3,4,5,6,7,8/ con un rango de conversión de 13 bits ó 8192 canales y una frecuencia de reloj de 100 MHz.

El convertor A/D Wilkinson es un instrumento importante para las investigaciones en el campo de la física nuclear experimental y en las aplicaciones de las técnicas nucleares en la medicina e industria formando parte de sistemas espectrométricos, analizadores multicanales y en sistemas de Fluorescencia de Rayos X.

El convertor A/D descrito se diseñó para incluirlo en un sistema electrónico modular para aplicaciones en espectrometría Nuclear y de Rayos X. Las características técnicas, tales como no linealidad integral y diferencial; velocidad de conversión permite utilizarlo con detectores de Si(Li) y Ge de alta resolución.

DESCRIPCION

El convertor A/D Wilkinson tiene un rango de conversión de 13 bits y una frecuencia de reloj de

100 MHz muy útil para las investigaciones en la física nuclear experimental y para aplicaciones de las técnicas nucleares en la medicina e industria formando parte de sistemas espectrométricos, analizadores multicanales y en sistemas de Fluorescencia de Rayos X.

El convertor A/D consta de una sección analógica y otra digital .

La obtención de una excelente no linealidad integral y diferencial fue uno de los objetivos fundamentales del desarrollo del convertor A/D. Estos parámetros dependen principalmente de las características técnicas de la compuerta lineal y de los circuitos de carga y descarga del condensador de memoria C1. Para la compuerta lineal se utilizó un amplificador operacional ultra rápido (A1) LH0032/9/ con transistores J-FET en sus entradas diferenciales y diodos shottky (D1, D2 y D3) en los circuitos de retención y muestreo (SAMPLE & HOLD) y el de habilitación de la compuerta lineal.

El circuito de retención y muestreo o sensor de picos es el encargado de cargar al condensador

C1 al valor de la amplitud del pulso de entrada Vi. Para la disminución de la resistencia de salida del dispositivo de descarga, la carga del condensador C1 se realiza a través de un seguidor por los transistores T1, T2 y T3 capaz de suministrar una corriente de carga de varios miliamperes. El tiempo de carga del condensador C1 se determina por la velocidad de crecimiento del voltaje de salida del amplificador operacional (A1) LH0032. Cuando se alcanza el nivel máximo de amplitud los diodos shottky se polarizan en inverso por lo que la salida del Amplificador Operacional ultra rápido (A1) cambia a polaridad negativa.

Para un conversor de estas características la corriente de descarga debe ser producida por un generador de alta estabilidad, el oscilador debe controlarse por cuarzo y el condensador C1 no debe depender de la temperatura.

Se diseñó una lógica de control microprogramada en base a dos memorias PROM del tipo N8223S (32X8)

Durante la descarga lineal, los pulsos de reloj son contados por el contador rápido de 13 bits- que puede tener varios estados como los seleccionados por los conmutadores del desplazamiento (OFFSET) digital.

Cuando la descarga lineal cruza el nivel cero, la conversión cesa y detiene al contador rápido. Si el contador tiene un valor dentro del intervalo seleccionado, el mismo es almacenado en un registro de salida y se activa la señal DATA READY (DTRDY)- la que indica a la tarjeta analizadora o al módulo buffer que ha tenido lugar una conversión válida. Los datos pueden transferirse a la salida con una señal denominada DATA ACCEPTED (DAC) siempre y cuando DATA ENABLE (ENDATA) esté activada, ya que esta señal activa a los acopladores (BUFFERS) de salida.

Mientras que los datos son cargados en los buffers de salida podrá tener lugar la siguiente conversión.

El conversor A/D cuenta con un circuito de corrección de las interferencias de altas frecuencias que pueden ocurrir en el primer

contador rápido. Este circuito adiciona a este contador un desplazamiento digital inicial que tomará valores entre 0 y 15. Después de finalizada la conversión es necesario restaurar el valor real del código digital producto de la misma.

Para el diseño del CAD Wilkinson se tomó como base la compatibilidad con el sistema MCD /10/ que contempla además del software un bloque NIM BUFFER que se conecta a la microcomputadora PC compatible mediante un puerto paralelo bidireccional.

CARACTERISTICAS TECNICAS

- Señal de entrada:

- polaridad: positiva y bipolar.
- Amplitud: desde 25mV hasta 10V.
- Impedancia de entrada: 1000 Ohm.
- Tiempo de crecimiento: $\leq 0.1 \mu\text{seg}$.
- Tiempo de caída: 80 μseg máximo.
- Frecuencia del oscilador: 100 MHz.

- Exactitud:

- Tiempo de conversión- $(1.0 + 0.01N) \mu\text{seg}$, donde N es la dirección del canal generada por el conversor, además, N se corresponde al offset digital seleccionado.

- Exactitud de la ganancia de conversión: 1 %.
- Nolinealidad integral al $\pm 0.5 \%$ al 99 %.
- Nolinealidad diferencial $\pm 1\%$ al 99 % de la escala.

- Desplazamientos en los conteos- ± 1 canal con 50 mil eventos (conteos) por segundo en 8 horas de trabajos continuo.

- Ganancia de conversión: 256, 512, 1k, 2k, 4k, 8k.
- Tiempo muerto- Variable.
- Umbrales:

Umbral inferior (U_{INF}): Ajustable de + 20mV a + 10V.

Umbral superior (U_{SUP}): Ajustable de +10V a + 20mV.

Umbral ITHR: $U_{ITHR} < U_{INF}$

Umbral del cero: Ajustable a $\pm 200\text{mV}$.

- Medidas físicas del bloque.

El bloque del conversor A/D Wilkinson se instaló en un módulo simple ancho de la norma NIM.

CONCLUSIONES

Se obtuvo un conversor análogo-digital del tipo Wilkinson de 8192 canales con características técnicas adecuadas para aplicaciones en espectrometría Nuclear y de Rayos X. La validación del conversor A/D se realizó en el Laboratorio de Análisis Nuclear del CEADEN y en el Instituto de Ciencias y Tecnologías Nucleares ISCTN con un detector de Germanio puro de alta resolución energética de la firma CAMBERRA y el sistema MCD para el análisis de espectros.

Las soluciones técnicas estuvieron acorde con los requerimientos del diseño.

REFERENCIAS

- /1/ Tópicos selectos en Electrónica Nuclear. IAEA-TECDOC 363. Viena. 1988.
- /2/ GABRIEL, F.; A.I. KALININ; S.I. MERSLIAKOV, et al.(1978): CAMAC Universal C A/D. Comunicación JINR, P13-11-201, Dubná.
- /3/ SETSURO KINBARA (1973): Increase in Speed of Wilkinson-Type ADC and Improvement of Differential Non-Linearity. NIM 143 pp. 267-271.
- /4/ Instruction Manual for ADC Type 9060. Nuclear Enterprises Limited. Serial Nos. 280-299. 1980.
- /5/ Fast-Electronic GMBH. Instruction Manual for ADC Model 7070.
- /6/ ANTYUKHOV, V.A.; N.I. ZHURAVLEV; A.N. SINAIEV (1980): CAMAC 4096 Channels Pulse Height Analyzer. Comunicación JINR, Dubná.
- /7/ GULYAEV, V.A.; V.N. ZAMRIJ; V.S. IVANOV (1978): Analog-to-Digital Converter for module Systems. Comunicación JINR, Dubná.
- /8/ A 12 bit Spectrometric ADC type 713 for CAMAC Acquisition Systems. SINS-2083/P-3/E/B.Dec.1989.
- /9/ National Semiconductor Corporation. Linear applications Handbook, 1986, pag 658.
- /10/ Multichanel Data Processor. MCD/PC. Operator Manual. CMTE-FAST Daten System GMBH.

FORMALISMO SEMIFENOMENOLOGICO PARA LA DISIPACION DE ENERGIA CINETICA EN LA FISION NUCLEAR

O. Rodríguez, G. Micó y F. Guzmán, Instituto Superior de Ciencias y Tecnología Nucleares
F. García y E. Garrote, Centro de Estudios Aplicados al Desarrollo Nuclear

RESUMEN

Partiendo del hecho de que el punto de ensilladura externo divide el espacio en fases disponible para el proceso de fisión nuclear en dos regiones en las cuales rigen comportamientos diferenciados, se presenta un formalismo para la obtención de $\langle E_K \rangle$ de los fragmentos de fisión inducida por neutrones. El formalismo considera la factorización del espacio de fases en los componentes intrínseca y colectiva obteniéndose una función de distribución que permite efectuar el cálculo de $\langle E_K \rangle$ a través de la construcción de la función de probabilidad correspondiente. La asimetría de masa es considerada como una variable dinámica colectiva del problema.

ABSTRACT

From the fact that the outside saddle point divides the space in available phases for the fission nuclear process two regions in there are different behaviours, a formalism is present for obtaining $\langle E_K \rangle$ from the fragments of fission by neutrons. This formalism considers phase space factorization into intrinsic and collective components obtaining a distribution function that allows to calculate $\langle E_K \rangle$ by constructing the corresponding probability function. Mass asymetry is considered a dynamic collective variable of the problem.

INTRODUCCION

El estudio de la distribución energética cinética en los fragmentos de fisión continúa siendo un campo de interés en las investigaciones teóricas y experimentales [1-3]. Diferentes modelos han sido empleados tratando de encontrar una descripción cuantitativa satisfactoria y que al mismo tiempo sirva de base para aclarar los mecanismos físicos que contribuyen en el proceso de distribución de energía cinética de los fragmentos.

Diferentes modelos han sido empleados haciendo énfasis en enfoques extremos del problema: por un lado modelos estadísticos, y por otro, modelos que tomen como base la aproximación adiabática pasando, por supuesto, por aquellos que incluyen la viscosidad nuclear, cuestión un poco controvertida.

Todos los modelos empleados reflejan de una forma u otra aspectos esenciales del proceso de fisión desde que se alcanza el equilibrio estadístico y permiten obtener consideraciones cualitativas de valor para explicar el complejo

proceso que constituye el descenso dinámico desde la barrera externa hasta la escisión.

En el presente trabajo se presenta un formalismo que considera que el punto de ensilladura externo divide el espacio de fases disponibles para el proceso de fisión en dos regiones en las cuales rigen comportamientos diferenciados: núcleo compuesto antes de la ensilladura externa, mientras que después de dicho punto predominan las propiedades de los futuros fragmentos.

Formalismo

La idea básica del formalismo presentado radica en asumir un movimiento según el modo de fisión que se describe adiabáticamente hasta que se alcanza el punto de ensilladura externa.

De esta forma es posible efectuar una factorización de la función de distribución del espacio de fase disponible para el proceso en este punto a través de:

$$\rho(E_{col}, E_{int}) \approx \rho_{col}(E_{col}) \rho_{int}(E_{int}) \quad (1)$$

La energía de excitación del sistema se distribuye según:

$$W^* \rightarrow (W^* : E_{col}, E_{int}) \quad (2)$$

Esto permite obtener una función de distribución de probabilidad de la forma siguiente:

$$PW^*(E_{col}) \sim \int_0^{E_{col}} dE \rho(E_{col}) \rho(W^* - E_{col}) \quad (3)$$

lo cual refleja una integración por todas las particiones posibles de la energía de excitación en energía depositada en los grados de libertad intrínsecos y colectivos.

Para el tratamiento del movimiento según el grado de libertad colectiva (elongación), se empleó la aproximación cuasiclásica lo cual significa que

$$\rho(E_{col}) \sim \sqrt{E_{col}} \quad (4)$$

En el espacio de fase de las variables externas se consideró que el mismo está dominado por la densidad de niveles de los estados de transición en la segunda barrera, sin tener en cuenta la intensificación de los grados de libertad colectivos asociados a la rotación del sistema en formación.

En particular se consideró:

$$\rho(W^* - E_{col}) = \frac{1}{12\sqrt{2}} \left(\frac{1}{\sigma} \right) \exp \left\{ 2 \left[a(E_{int}^* - \Delta) \right]^{1/2} \right\} \quad (5)$$

$$a = \{0.00517 S(z) + 0.142\} A \text{ MeV}^{-1} \quad (6)$$

$$t = \frac{1 + \sqrt{1 + 4a(E_{int}^* - \Delta)}}{2a} \text{ MeV}$$

Con las expresiones anteriores se obtuvo pw^* (E_{col}) según la ecuación (3) y con este resultado se calculó la energía cinética pre escisión $\langle E_k^{sc} \rangle$.

Para obtener una expresión para la energía cinética se parte del balance energético, el cual para la fisión inducida por neutrones se puede plantear como:

$$E^* = E_{sc}^* + E_K^{sc} + V_\delta^{sc} + V_{\delta_0} \quad (7)$$

donde:

E_{sc}^* : Energía de excitación de los fragmentos en el punto de escisión.

V_δ^{sc} y V_{δ_0} : Energía potencial de deformación en el punto de escisión y para la deformación de equilibrio.

Por otra parte, si la reacción es inducida por neutrones de energía E_n , la energía de excitación del sistema compuesto se expresa por:

$$E^* = S_n(A^*, Z^*) + \frac{A^* - 1}{A^*} E_n \quad (8)$$

donde:

S_n se refiere a la energía de separación del neutrón.

A^* masa del núcleo compuesto.

En la expresión (8) se asume que el efecto de retroceso no es significativo, lo cual puede ser válido para el caso de los actínidos.

Para el cálculo de la energía cinética post escisión se consideró que el aporte fundamental viene dado por la interacción coulombiana entre fragmentos en contacto [4] incluyendo como variable dinámica del problema la asimetría de carga λ_z y la asimetría de masa λ_A . Una aproximación que se justifica desde el punto de vista experimental es la de considerar que existe un acoplamiento fuerte entre el intercambio de neutrones y protones por lo que $\lambda_A = \lambda_z = \lambda$.

La asimetría de masa se expresa por:

$$\lambda = \frac{A_H - A_L}{A_H + A_L} \quad (9)$$

donde $A_H(A_L)$ se refiere a la masa del fragmento pesado (ligero).

La inclusión de la asimetría de masa (carga) permite tener en cuenta que la distribución másica entre los fragmentos en un proceso que no está determinado de una forma estática sino que debe reflejar la dinámica del proceso del descenso dinámico. En este sentido se consideró que el movimiento según la asimetría de masa como

variable dinámica colectiva deduce una ecuación de Schrödinger con un potencial armónico lo cual daría como resultado una función de distribución de probabilidad del tipo gaussiano:

$$|\Psi_s(\lambda)|^2 \rightarrow \exp\left(-\frac{\lambda - \lambda^{-2}}{2\sigma_\lambda^2}\right) \quad (10)$$

En esta solución es posible realizar el análisis para el caso de la promediación en la energía cinética determinando que en el punto de escisión existe una distribución en cuanto a la asimetría de masa dada por la ecuación (10).

Utilizando el formalismo descrito, se efectuaron los cálculos numéricos cuyos resultados se muestran en las páginas 1 y 2.

CONCLUSIONES

Los resultados alcanzados con el modelo presentado ponen de manifiesto que un mecanismo como el propuesto en el cual se emplea una aproximación semiclásica para el movimiento en el modo de fisión conjuntamente

con la inclusión en la asimetría de masa como variable dinámica del problema y factorizando el espacio de fases de las variables colectivas e intrínsecas en la barrera externa del núcleo compuesto que se fisiona permite obtener resultados satisfactorios para la explicación de la distribución de energía en el proceso de fisión nuclear.

REFERENCIAS

- (1) WILLIAMS, B.D.; E.P. STEINBERT and R.R. CHASMAN (1976): Phys. Rev. C. **14**, p. 1832.
- (2) STRAEDI, CH.; C. BUDTZ-JORGENSEN (1987): Knitter Nucl. Phys. **A462**, p. 85.
- (3) J.L. SIDA, et al. ((1989): Nucl. Phys. **A502**, p. 233c-242c.
- (4) MARTEN, H. et al. (1986): Proceedings of the XVI International Symposium on Nuclear Physics. Dynamic of Heavy Ion Collisions, Gaussing GDR Z₄K-610, p. 169.

CIBO2: UNA TARJETA PC COMPATIBLE PARA SISTEMAS DE AUTOMATIZACION DE EXPERIMENTOS

Carlos Enrique López Trujillo, Antonio Jiménez Cañas, Instituto de Cibernética, Matemática y Física (ICIMAF) C. de La Habana

RESUMEN

La tarjeta CIBO2 constituye una arquitectura económica, básica y flexible capaz de interfaziar una computadora PC/XT/AT compatible y un módulo experimental. Su flexibilidad consiste no solamente en la posibilidad de configurarse durante su instalación sino también, en los parámetros del programa y los modos de trabajo. Su versatilidad se incrementa al ser conectada a un convertidor de muestreo. El empleo de dispositivos programables y la lógica PAL, contribuye a la optimización del circuito digital. El tratamiento dado al canal analógico de entrada permite adecuar senales en un margen relativamente amplio de niveles.

ABSTRACT

The CIBO2 board is an economic, basic and flexible interface architecture between a PC/XT/AT compatible computer and an experimental modulus. Its flexibility consist not only in the possibilities of configuration during the instalation but also in program parameters and working modes. Its versatility is increased if a Sampling Converter is connected to the system. The use of programmable and PAL logic devices contributes the optimization of digital circuitry. The treatment given to the analog input channel allows to adequate signals in a relatively wide range of levels.

La conexión de un sistema experimental a un medio de cómputo resulta de gran utilidad para el avance acelerado de toda investigación. Crear determinadas condiciones en dicho sistema a partir de determinadas variables de salida, producir un disparo o excitación, y finalmente proceder a capturar y analizar la respuesta de dicho sistema a través de determinadas variables de entrada, son actividades que pueden ser realizadas con gran flexibilidad cuando son controladas desde una computadora.

Existe una variedad de tarjetas de interfase y de adquisición de datos disponibles en el mercado y que pueden ser insertadas en el canal de Entrada/Salida de computadoras IBM PC/XT/AT compatibles, cada una de ellas con determinadas características. Un ejemplo de estas lo constituye la tarjeta PC-LabCard PCL-812G [1]. La concepción aquí expuesta se fundamenta en la economía y flexibilidad, obteniéndose una tarjeta que oferta una arquitectura básica de interfase con un sistema experimental. Esta tiene en cuenta, adicionalmente, los requerimientos que conlleva la inclusión en el sistema de un convertidor de muestreo (sampling converter) cuando la variable analógica objeto de análisis posee un elevado contenido de altas frecuencias. Una amplia información de la misma puede verse en [2].

La interconexión de la tarjeta con el sistema experimental se realiza básicamente mediante dos conectores: El conector de Entrada/Salida analógica y el conector de Entrada /Salida Digital, los cuales salen a través del panel trasero de la computadora. De forma opcional se ofrece un conector de Entrada Digital Auxiliar (X3) mediante el cual puede monitorearse el estado de hasta 4 líneas adicionales.

El conector de Entrada /Salida Analógica (X1) posibilita la entrada de una señal analógica con un rango máximo de -5 a +5 volts, la excitación de una señal analógica de 0 a +10 volts, así como la salida de dos señales de disparo, BSHT/ y BDLYSHT/, con un retardo programable entre ambas. A través del conector de Entrada/Salida Digital (X2) se ofrecen 16 líneas de E/S digitales TTL compatibles conformadas como dos bloques de 8 líneas cada uno que pueden ser configurados como entrada o salida de forma independiente.

El canal analógico de entrada ha sido implementado para dar una alta flexibilidad en cuanto a los niveles de la señal recibida.

Además de ofrecer un rango amplio de ajuste de amplificación y de nivel de corriente directa

durante el proceso de calibración, se ofrece la posibilidad de controlar por programa el rango dinámico de la señal de entrada. Esto se ha logrado a partir de la inclusión de un conversor D/A que permite obtener hasta 256 valores posibles para la sensibilidad de dicho canal. Para la digitalización de la señal analógica se utiliza un conversor A/D de 8 bits y aproximaciones sucesivas (ADC0804). El disparo de este conversor puede efectuarse tanto mediante un comando bajo programa como a partir de la salida de un contador programable, mientras que la transferencia del dato producto de la conversión puede efectuarse bajo control de programa o a través de una rutina manipuladora de interrupción.

El canal analógico de salida involucra a un conversor D/A también de 8 bits (DAC08CP) el cual suministra su señal de salida a una etapa adaptadora que además de lograr los niveles de voltaje deseados, ofrece la debida protección a la salida.

Se ha incluido un temporizador INTEL 8253-5 que proporciona 3 contadores programables (todos con una base de tiempo de 2 MHz) que cumplen diversas funciones. El contador 0 está designado para proporcionar una señal de disparo de frecuencia programable, la cual pasa a través de una etapa adaptadora que incluye una compensación de alta frecuencia y se suministra al exterior como la señal BSHT/. La salida de este contador puede generar interrupción al procesador hospedero si se encuentra habilitado para ello. El contador 1 está encargado de suministrar una señal de disparo con un retardo programable con respecto a la señal anterior. En este caso la señal pasa a través de una etapa adaptadora controlada, cuya habilitación se controla bajo programa, y llega al conector de E/S Analógica como la señal BDLYSHT/. Por último, el contador 2 puede ser empleado tanto como temporalizador como para producir una señal de disparo de frecuencia programable. Si se encuentra convenientemente habilitada, la salida de este contador puede servir de disparo para el conversor A/D así como generar interrupción al procesador hospedero.

En la tarjeta se dispone de un Dispositivo de Interfase con Periférico INTEL 8255-5 que proporciona 3 puertos programables. Los puertos A y C ofrecen bloques de 8 líneas de E/S digitales cada uno que pasan a través de adaptadores bidireccionales. Las líneas

obtenidas a partir del puerto C, poseen condiciones de apantallamiento hacia el conector de E/S digital que lo hacen idóneo para el acarreo de señales de control. El puerto B es utilizado internamente en la tarjeta para el envío de datos hacia el conversor D/A.

Para permitir flexibilidad en adaptar la configuración de la tarjeta a las condiciones existentes en la computadora hospedera durante el proceso de instalación de la misma, se han incorporado determinados microinterruptores y postes de conexión que cumplen diversas funciones. Un aspecto importante lo constituye la especificación de la dirección base para el campo de direccionamiento de la tarjeta, la cual requiere de 16 direcciones de E/S consecutivas, para lo cual se dispone de 5 microinterruptores para las líneas de dirección A8-A4. Con 3 microinterruptores adicionales, puede seleccionarse cuál de las líneas de interrupción IRQ 3, 5 o 7 del canal de E/S de la computadora será la portadora de las interrupciones generadas por la tarjeta. El último aspecto configurable lo constituye la selección del número de estados de espera que deberán adicionarse durante el acceso por parte del procesador hospedero a los dispositivos 8253-5 y 8255-5. Mediante postes de conexión puede seleccionarse la inclusión de 2, 4 o 6 estados, cuya habilitación o no se efectúa bajo programa.

Adicionalmente a los registros de control interno que poseen los dispositivos 8253-5 y 8255-5, en la tarjeta se ha incluido un registro de control de modo de 8 bits que permite controlar de forma global la operación de la tarjeta mediante el envío de una Palabra de Control. Dos bits de esta palabra (IS1, ISO) seleccionan los eventos habilitados para solicitar interrupción al procesador hospedero, un bit (CLI) se utiliza para limpiar por programa las solicitudes de interrupción realizadas por los contadores 0 y 2, un bit (ADW) selecciona la fuente de disparo para el conversor A/D, un bit (WEN) controla la adición o no de estados de espera durante el acceso a los dispositivos 8253-5 y 8255-5, otro bit (DSE) se encarga de habilitar o no la salida de la señal de disparo BDLYSHT/ hacia el exterior y finalmente, otros dos bits (PCD y PAD) se encargan de controlar la dirección del flujo de información a través de los adaptadores bidireccionales asociados a los puertos C y A respectivamente.

En el circuito de control se ha incluido un dispositivo PAL 16V8. A este llegan líneas

dispositivo PAL 16V8. A este llegan líneas procedentes del registro de control de mod (IS1, ISO, CLI y ADW), líneas procedentes del decodificador de puertos de E/S (del que forma parte otro dispositivo PAL 16V8), así como las señales que potencialmente pueden solicitar interrupción al procesador hospedero. En este caso se encuentran las señales de Fin de Conversión A/D y las de Fin de Ciclo de los Contadores 0 y 2. A la salida del PAL de control se obtiene la señal resultante de interrupción de la tarjeta, la señal de disparo para el conversor A/D, así como dos líneas que van al bus de datos interno de la tarjeta y que pueden ser encuestadas durante la lectura de un registro de estado (status) implementado en la tarjeta. Una de estas líneas (CT) indica solicitud de atención por contador mientras que la otra (AD) indica fin de un proceso de conversión A/D. Otros 4 bits del registro de estado se conforman a partir del estado de las líneas de entradas digitales suministradas al Conector Digital Auxiliar.

APLICACIONES TÍPICAS

Cuando la variable de entrada analógica es una señal esencialmente de baja frecuencia, todas las líneas de entrada y salida ofrecidas por la tarjeta CIB-02 están disponibles para ser conectadas al módulo experimental. O sea, es posible analizar el comportamiento de una variable analógica y/o variables digitales de entrada, en función de una variable analógica y/o variables digitales de salida. Para aquellos sistemas que necesariamente requieran un mayor número de variables analógicas tanto de entrada como de salida, puede realizarse la expansión funcional correspondiente en la arquitectura propia del módulo experimental a partir de los canales disponibles en la tarjeta CIB-02- Las dos señales de disparo BSHT/ y BDLYSHT/ pueden ser empleadas para diversos fines de acuerdo con la aplicación considerada.

Para aquellas aplicaciones en que la variable analógica de entrada posee un contenido de altas frecuencias de interés, que hacen que no sea posible la adquisición de la misma en tiempo real, están creadas las condiciones que facilitan la inclusión en el sistema de un Convertidor de Muestreo (Sampling Converter). En este caso, la señal proveniente del módulo

experimental se conecta a la entrada del convertidor y la salida de este último se conecta entonces a la entrada analógica de la tarjeta CIB-02. El canal de salida analógico puede ser empleado ventajosamente como control del eje de tiempo, suministrándose a la entrada de exploración externa del convertidor. La señal de disparo BSHT/ se conecta a la entrada de disparo externa del convertidor mientras que BDLYSHT/ constituye la señal de disparo para el módulo experimental. El retardo programable introducido en esta última respecto a BSHT/ compensa el retardo que pueda introducir el convertidor en las diferentes escalas de tiempo. Algunos detalles de interés relacionados con un convertidor de muestreo, en particular el KP1-20, se exponen en [3].

CONCLUSIONES

La tarjeta CIB-02 constituye una arquitectura básica, económica y flexible de interfase entre una computadora PC/XT/AT compatible y un módulo experimental. La flexibilidad se manifiesta tanto en las posibilidades de configuración de la misma durante su instalación como en la programabilidad de sus parámetros y modos de trabajo. Su versatilidad se incrementa al proporcionar señales que facilitan el acoplamiento al sistema de un convertidor de muestreo. La utilización de dispositivos programables y de lógica PAL contribuye a la optimización de la circuitería digital mientras que el tratamiento dado al canal de entrada analógico permite que pueda adecuarse a un rango relativamente amplio en los niveles de la señal correspondiente.

REFERENCIAS

- [1] ADVAMTECH, Co., Ltd. (1990): "PCL-812PG Enhanced Multi-Lab Card User's Manual, Taiwan, May, 85 p.
- [2] LOPEZ, C.E.1993): "Manual de Usuario de la Tarjeta CIB-02". Reporte Interno, ICIMAF, 24 p.
- [3] Institute of Fundamental Technological Research (1975): "Sampling Converter KP1-20 Instruction Manual"; Poland, 99 p.

SISTEMA ELECTRONICO PARA LA EVALUACION DE SENSORES ULTRASONICOS DE ARREGLO LINEAL

Antonio Jiménez Cañas, Carlos López Trujillo, ICIMAF, ACC

RESUMEN

Se expone un Sistema Electrónico que permite la evaluación acústica de sensores ultrasónicos de arreglo lineal, empleados en la Tomografía Ultrasónica Bidimensional. Dicho Sistema produce pulsos eléctricos con un tiempo de subida muy pequeño, con ancho de pulso y fases iniciales variables respectivamente, los cuales son suministrados a un arreglo de cerámicas piezoeléctricas. De esta manera y empleando el principio de Pulso-eco, las señales recibidas, obtenidas de este arreglo pueden retardarse convenientemente, sumarse y adecuarlas en amplitud de forma tal que puedan ser vistas en un osciloscopio o bien, puedan ser procesadas en una microcomputadora (PC), empleando una tarjeta de interfases para el acoplamiento mutuo.

ABSTRACT

An electronic system for the acoustic evaluation of linear array ultrasonic probes, employed in bidimensional Ultrasonic Tomography is exposed. Such system produces electrical pulses with a very little rise time and variable width and phase respectively which are supplied to a piezoelectric ceramic array. Employing the Pulse-Echo principle, the received signals are obtained from the array being delayed conveniently, added and amplitude-adjusted in such a way that it can be displayed in an oscilloscope or processed in a microcomputer (PC), by using an interface card for mutual coupling.

INTRODUCCION

La Tomografía Ultrasónica ocupa hoy día un lugar importantísimo en aplicaciones, tanto industriales como médicas [1], [2] permitiendo obtener mediciones con un alto grado de calidad y precisión. Por ende, los Tomógrafos Ultrasónicos han alcanzado un alto grado de desarrollo y perfeccionamiento, brindando alta calidad en la imagen y versatilidad en el manejo. Puede decirse además que en general, estos equipos están fundamentalmente constituidos por varias secciones o bloques funcionales, entre los cuales se destacan los sensores acústicos ("probe" en Inglés) y los diferentes circuitos electrónicos asociados. Por ende, nuestro interés en este trabajo estará dedicado a exponer un Sistema Electrónico, que forma parte integrante de otro sistema, empleado en la evaluación acústica de sensores ultrasónicos denominado: "COMPACT-4D", desarrollado en nuestro centro [3], [4]. Este Sistema Electrónico está acoplado a una microcomputadora personal (PC) a través de una tarjeta de interfaz denominada CIB-02, desarrollada también en nuestro centro, todo lo cual permite que los resultados obtenidos en las mediciones puedan ser procesados convenientemente, almacenados y reproducidos [5], [6].

Este Sistema Electrónico produce pulsos eléctricos con un tiempo de subida de 10 nano-seg. y gran magnitud, de amplitud y ancho variables, aptos para ser aplicados a las cerámicas piezoeléctricas que componen un arreglo lineal. Entonces, empleando el principio conocido como Pulso-eco, se amplifican los pulsos de voltaje recibidos por cada una de estas cerámicas, se suman convenientemente y el resultado de esta suma se adecua en magnitud para poder ser visto en la pantalla de un osciloscopio o bien, entregársele a la tarjeta CIB-02.

Sistema, que se compone de cuatro tarjetas básicas:

1. Tarjeta de Pulsadores.
2. Tarjeta Activadora de la Transmisión con Retardos.
3. Tarjeta de Recepción con Retardos.
4. Tarjeta de la Fuente de Alimentación.

Tarjeta de Pulsadores

En esta tarjeta se generan pulsos de voltaje estrechos y de gran magnitud, capaces de actuar en las cerámicas piezoeléctricas del arreglo y producir los pulsos acústicos de transmisión correspondientes, los cuales, una vez que son

reflejados en un medio y recibidos por estas cerámicas, son pre-amplificados en este bloque, obteniéndose como consecuencia las señales correspondientes a cada canal. De esta forma se atienden hasta doce cerámicas simultáneamente, con la posibilidad adicional de atender a una sola por separado. El pulso excitador puede poseer una amplitud pico a pico que oscila entre 50 y 350 Volt con pasos discretos de 50 Volt y un ancho discretamente variable comprendido entre 50 y 1000 nanosegundos, con pasos hasta de 10 nanosegundos. Los pre-amplificadores permiten un cambio discreto de la ganancia de voltaje de hasta 20 dB por canal. La atenuación de voltaje introducido por el canal inhabilitado puede ser menor o igual que 40 dB.

A esta tarjeta se le incluye una tarjeta auxiliar la cual se emplea para acoplar las líneas de los pulsadores con las cerámicas, introduciendo las inductancias compensatorias para cada cerámica del arreglo en cuestión.

TARJETA ACTIVADORA DE LA TRANSMISIÓN CON RETARDÓ

Aquí es donde se generan las señales de control de la transmisión, para ser suministradas al Bloque de Pulsadores para cada pulsador. Se fija un valor del retardo en la transmisión para cada uno de los doce canales, pudiéndose seleccionar hasta once valores de retardos diferentes dentro de cada grupo de incrementos. Por otro lado, se tienen tres valores para los incrementos o decrementos mínimos de retardos, siendo de 10, 20 y 25 nanosegundos, dando como resultado tres grupos de once valores de retardo por cada uno; solo se puede seleccionar uno de estos tres grupos de incrementos por vez (ver el acápite Aspectos Finales).

TARJETA DE RECEPCIÓN CON RETARDOS

Recibe la información de salida de la Tarjeta de Pulsadores correspondiente a los doce canales y al igual que ocurre en la tarjeta anteriormente descrita, pero de forma independiente, se selecciona uno de los once valores de retardos para cada uno de los canales y a continuación, se selecciona el grupo de tres que se desee (10, 20 y 25 nanoseg.). Como detalle curioso puede destacarse que cuando coinciden los mismos valores de retardo seleccionados, la suma de las señales se efectúa antes de alcanzar las líneas de retardo. Sin embargo, cuando los retardos seleccionados son diferentes, la suma de las señales se efectúa dentro de la línea de retardo.

Posteriormente la señal suma resultante es amplificada con valores discretos del factor de amplificación en ocho pisos y un estimado de ganancia de voltaje total de 20 dB. Esta señal puede aplicarse a la entrada de un osciloscopio o bien, a la tarjeta de interfase CIB-02.

BLOQUE DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Es el encargado de suministrarle al Sistema todos los voltajes de alimentación, con la posibilidad de ajustar discretamente la magnitud del voltaje suministrado a los transmisores en siete pasos de 50 Volt cada uno (50, 100, 150, 200, 250, 300 y 350 Volt). Puede suministrar una potencia de 150 Watt.

ASPECTOS FINALES

En la operación del Sistema es de vital importancia el papel jugado por la Tarjeta de Interfase CIB-02 acoplada a la PC, ya que mediante esta y el manejo del Programa de Control en la PC, el operador del Sistema puede seleccionar quien dispara, con qué voltaje, qué ganancia fue seleccionada o bien, cual fue el valor de los retardos seleccionados. Por ende, el Sistema constituye una herramienta importante, tanto para la evaluación de nuevos sensores desarrollados, durante la producción de estos o bien, en la verificación de sensores que han estado prestando servicio durante un tiempo prolongado.

Las características generales del Sistema Electrónico se pueden resumir de la siguiente manera:

1. Maneja un arreglo de hasta doce cerámicas en régimen pulsante.
2. Amplio margen del voltaje suministrado por los transmisores (50-350 Volt). Ancho variable del pulso excitador de la transmisión (50-1000 nano-seg).
3. Once valores de retardo posibles para el arreglo de doce cerámicas. Selección de tres intervalos mínimos de retardos (intervalos de 10 nanoseg./paso):
10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y 100 nseg.
(intervalos de 20 nanoseg./paso):
20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180 y 200 nseg.
(intervalos de 25 nanoseg./paso):
25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225 y 250 nseg.

4. La selección de los valores de retardo en la transmisión es independiente respecto a la recepción para cada cerámica seleccionada.

5. Ganancia variable de los pre-amplificadores y del amplificador final (20 dB de margen en ambos casos). Posibilidad de introducir atenuación adicional en el caso de los pre-amplificadores.

6. Valoración del resultado a través de un osciloscopio y/o empleando una PC.

RECONOCIMIENTOS

Queremos expresar nuestro agradecimiento al Lic. Roberto Otero por facilitar la información técnica necesaria durante la confección de este trabajo.

REFERENCIAS

[1] GORDON, S. KINO (1979): "Acoustic Imaging for Nondestructive Evaluation", Proceedings of the IEEE., 67(4), pp. 510-525.

[2] HAVLICE, J.S.; J.C. TAENZER (1979): "Medical Ultrasonic Imaging: an Overview of Principles and Instrumentation". Proceedings of the IEEE., 67(4), PP. 620-641.

[3] OTERO PUJOL, R. et al. : "Metodología para la Caracterización de Transductores Ultrasónico", Revista de Ciencias Técnicas Físicas y Matemáticas, A.C.C., (en prensa).

[4] RUIZ TOLEDO, A. (abr.-1991): "Caracterización de Sensores Utilizados para el Diagnóstico Médico y Fisioterapia Ultrasónica", Trabajo de Diploma ICIMAF-UH, 89 páginas.

[5] PRESTON, R.C. (1988): "The NPL Ultrasound Beam Calibrator", IEEE Transactions on Ultras. Ferroel. and Freq. Control, 35(2), pp. 122-139.

[6] SCHAFFER, M.E., P.A. LEWIN (1988): "A Computerized system for Measuring the Acoustic Output from Diagnostic Ultrasound Equipment", IEEE Transactions on Ultras. Ferroel. and Freq. Control 35(2), pp. 102-109.

RECONSTRUCCION TOMOGRAFICA. SU APLICACIÓN PARA EXPLORAR EL CEREBRO MEDIANTE RADIOISOTOPOS Y CAMARA GAMMA.

Carlos Alfredo Sánchez Catasús, Centro Internacional de Restauración Neurológica
Miguel Rodríguez Castillo Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Oncología
y Radiobiología, La Habana.

RESUMEN

Se presenta un bosquejo teórico de la reconstrucción tomográfica, así como la aplicación de esta teoría en la tomografía de emisión con radioisótopos emisores gamma (SPECT) y su empleo para explorar el cerebro humano. Se discuten las ventajas y las desventajas de algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, junto a varios de los problemas físicos asociados a la técnica de SPECT. Además, se presentan algunos de los resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica.

ABSTRACT

A theoretical background about reconstruction tomography and its application to the Single Photon Emission Tomography (SPECT), in order to explore the human brain, are presented. Advantages and disadvantages of some of the most known methods are discussed, together with various of the physical problems associated with SPECT technique. Also, some results of the application of brain SPECT at the international Center for Neurological Restoration are presented.

INTRODUCCION

La reconstrucción tomográfica consiste en obtener una imagen de la estructura interna de un objeto tridimensional a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales. Su origen se remonta a 1917 con el trabajo publicado por el matemático austriaco J. Radon⁽¹⁾. Sin embargo, no es hasta la segunda mitad de este siglo que varios investigadores emplean con éxito, en diversas aplicaciones, el método desarrollado por Radon: Bracewell en la radioastronomía⁽²⁾, DeRosier y Klug en la microscopía electrónica⁽³⁾, Cormack en la radiología⁽⁴⁾, y Kulh y Edwards en la medicina nuclear⁽⁵⁾.

De manera general, la tomografía permite estimar los valores de una función $f(x,y,z)$ definida en el espacio real IR^3 a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales definidas en IR^2 . La función f representa en cada caso particular la distribución espacial de alguna propiedad física del objeto bajo estudio. En la neurología nuclear, f representa la distribución de un radiofármaco (radioisótopo + fármaco) previamente administrado a

un paciente y que se distribuye en el cerebro de acuerdo a algún proceso bioquímico o fisiológico. Del tipo de emisión del radioisótopo empleado se derivan, como lo indican sus nombres, las dos técnicas tomográficas de emisión más utilizadas: la *Positron Emission Tomography* (PET) y la *Single Photon Emission Tomography* (SPECT).

Los métodos de reconstrucción tomográfica se pueden reunir en tres grandes grupos, los métodos a partir de transformadas, los métodos a partir de series de expansión o algebraicos y los métodos híbridos que utilizan ideas de los dos primeros. Cada grupo de métodos parte de un modelo del problema tomográfico y varios principios básicos del análisis matemático y de la geometría analítica.

En este artículo se presentan algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, su aplicación en la SPECT cerebral, las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, así como varios de los problemas físicos asociados a esta técnica. Además, se presentan algunos resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN).

METODOS A PARTIR DE TRANSFORMADAS

Definiciones y modelo del problema tomográfico

Para mayor simplicidad, se considera la función f definida en \mathbb{R}^2 . Los resultados son extrapolables al caso tridimensional, considerando que una distribución volumétrica es un conjunto de infinitas distribuciones planares.

Sea $f(x,y)$ una función definida en el plano cartesiano $x-y$, que representa la distribución bidimensional de un radiofármaco (figura 1). Aunque f es desconocida a priori, se sabe que está espacialmente acotada.

Se definió un **rayo** como cualquier línea recta que pase sobre la función f . Se define un **rayo integral** a la integral de f a lo largo de un rayo. Un conjunto de rayos integrales forman una **proyección** de f . En la figura 1, se considera el caso particular en que los rayos integrales son paralelos, lo cual se define como **proyección paralela** de f . Además, se muestra un sistema cartesiano de referencia auxiliar $r-s$, rotado un ángulo ϕ con respecto al sistema $x-y$. El sistema $r-s$ determina la orientación de cada proyección paralela.

La **transformada de Radon** $P_\phi(r)$ ⁽⁶⁾, de la función $f(x,y)$ se define como:

$$P_\phi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds \quad [1]$$

$P_\phi(r)$ es una función de r que representa matemáticamente la proyección paralela de f para un ángulo ϕ .

En el caso de la SPECT cerebral, f representa la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro y constituye la imagen a reconstruir o imagen incógnita. Una proyección paralela o transformada de Radon de f está representada por un perfil de actividad, tomado de la imagen bidimensional de la distribución del radiofármaco obtenida mediante la cámara gamma ⁽⁷⁾ (Figura 2).

Teorema de la proyección-corte

Sea $F(u,v)$ la transformada de Fourier de $f(x,y)$, esto es:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad [2]$$

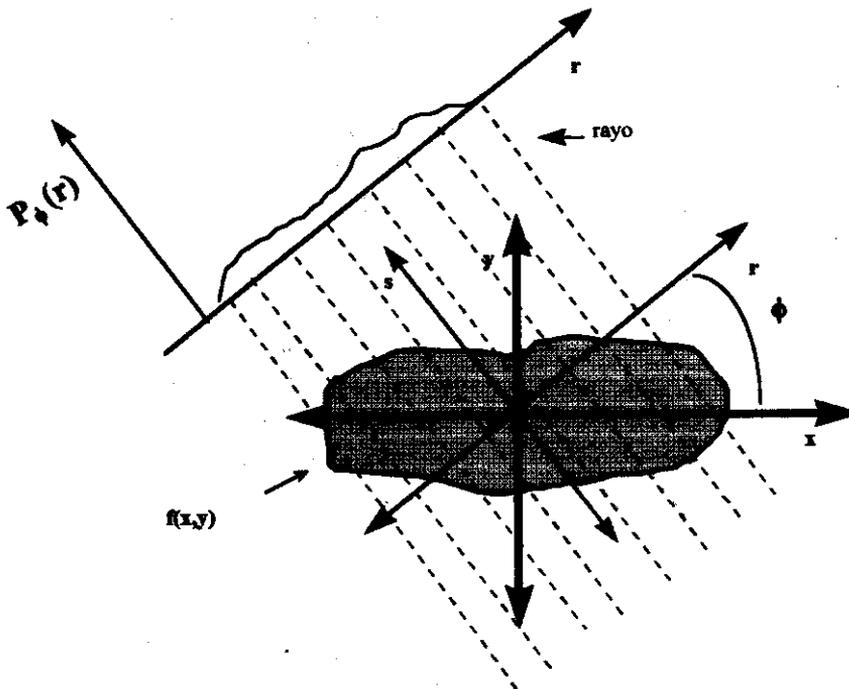


Figura 1. Modelo del problema tomográfico para los métodos a partir de transformadas. La transformada de Radon $P_\phi(r)$ de la función $f(x,y)$ representa matemáticamente la proyección paralela de f para un ángulo ϕ .

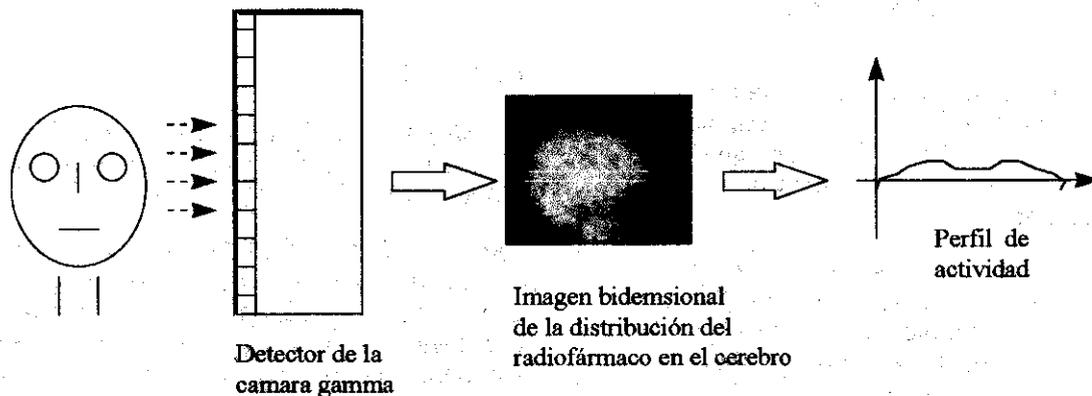


Figura 2. Proyección paralela o transformada de Radon de f representada por un perfil de actividad tomado de la imagen bidimensional de la distribución de un radiofármaco, obtenida mediante la cámara gamma.

Sea $Q_\phi(v)$ la transformada de Fourier de $P_\phi(r)$, esto es:

$$Q_\phi(v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [3]$$

Si para $F(u,v)$, se consideran sólo los valores sobre la recta $v=0$ en el plano de Fourier $u-v$. Entonces, reordenando [2] se tiene:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \right] e^{-i2\pi ux} dx \quad [4]$$

De acuerdo a [1], la expresión entre corchetes que aparece en [4] es la transformada de Radon de $f(x,y)$ para $\phi=0$. Además, en este caso $y=s$, $x=r$ y $u=v$, de manera que [4] se puede transformar en:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_0(r) e^{-i2\pi ur} dr \quad [5]$$

El término a la derecha de [5] es igual a $Q_0(v)$ de acuerdo a [3], de aquí que:

$$F(u,0) = Q_0(v) \quad [6]$$

De [6] se ve que los valores de F sobre la recta $v=0$ son iguales a la transformada de Fourier de la proyección vertical de f .

Si se generaliza [5] para cualquier valor de ϕ , se tiene:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [7]$$

$$\text{o } F(u,v) = Q_\phi(v) \quad [8]$$

La relación [8] se conoce como teorema de la proyección-corte y constituye el fundamento matemático de los métodos de reconstrucción a partir de transformadas⁽⁸⁾. Su demostración se logra fácilmente sustituyendo $P_\phi(r)$ en [7] por la expresión de la derecha en [1] y cambiando las variables de integración de las coordenadas (r,s) a las coordenadas fijas (x,y) .

El significado de este teorema queda más claro si se expresa $F(u,v)$ empleando las coordenadas polares (v,ϕ) , donde $v=v\cos\phi$ y $v=v\sin\phi$, entonces [8] queda:

$$F(v,\phi) = Q_\phi(v) \quad [9]$$

La relación [9] indica que a partir de las transformadas de Radon de $f(x,y)$ para los ángulos $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$ y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de $F(u,v)$ en las direcciones radiales del plano $u-v$ como muestra la Figura 3.

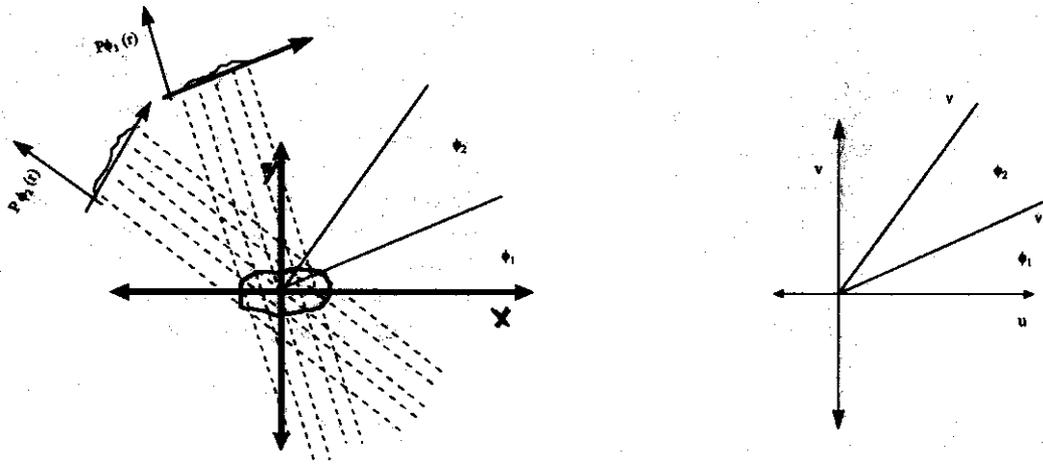


Figura 3. Interpretación geométrica del teorema de la proyección-corte. A partir de las transformadas de Radon de $f(x,y)$ para los ángulos $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$ y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de $F(u,v)$ en las direcciones radiales del plano $u-v$.

En la SPECT cerebral, la transformada de Radon de $f(x,y)$ o perfil de actividad para cada ángulo se logra a través de la rotación secuencial del detector ⁽⁹⁾.

Reconstrucción por inversión de Fourier

Si se tiene el conjunto infinito de todas las proyecciones de f se pueden calcular los valores de F en el plano de Fourier $u-v$. Entonces, tomando la transformada inversa se logra reconstruir totalmente a $f(x,y)$.

Puesto que f está acotada ($-a < x < a$, $-a < y < a$) y que la resolución espacial del detector limita el número de componentes de Fourier, la expresión computable de la transformada inversa de f queda:

$$f(x,y) \approx 1/[4a^2] \sum_{m=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} F(m/[2a], n/[2a]) e^{i2\pi[(m/[2a])x + (n/[2a])y]} \quad [10]$$

donde se ha asumido que N es un entero y par.

En términos prácticos, con la cámara gamma sólo es posible obtener un número finito de proyecciones en una órbita de 180° ó 360° . De aquí que, a partir de [9] F solamente pueda ser conocida a lo largo de un número finito de

direcciones radiales. Esto da lugar al empleo de métodos de interpolación para poder utilizar. [10]

Reconstrucción por convolución y retroproyección.

Si se emplea nuevamente el sistema de coordenadas polares (v, ϕ) para expresar $F(u,v)$, se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_0^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv + \int_\pi^{2\pi} \int_0^\infty F(v,\phi + \pi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv \quad [11]$$

Si se utiliza la propiedad:

$$F(-v,\phi) = F(v,\phi + \pi) \quad [12]$$

y que $x \cos \phi + y \sin \phi = r$

Entonces [11] se puede escribir como:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi vr} |v| d\phi dv$$

De acuerdo al teorema de la proyección-corte $F(v,\phi) = Q_\phi(v)$, sustituyendo se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^\infty Q_\phi(v) e^{i2\pi vr} |v| dv \right] d\phi \quad [13]$$

Si excluimos el término $|v|$ [13], la expresión entre corchetes quedaría igual a $P_{\phi}(r)$, esto es, la proyección de $f(x,y)$ para un ángulo ϕ . El factor $|v|$ representa el filtro rampa en el espacio de las frecuencias. De manera que, la expresión entre corchetes es la convolución del filtro $|v|$ y la proyección de $f(x,y)$ para un ángulo ϕ en el espacio de las frecuencias, es decir, es una proyección "filtrada" de $f(x,y)$, $P_{\phi}^{\wedge}(r)$. Entonces [13] queda:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad [14]$$

$$\text{donde: } \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} Q_{\phi}(v) e^{i2\pi vr} |v| dv \quad [15]$$

La fórmula [14] constituye el método de reconstrucción **por convolución y retroproyección** y es uno de los más utilizados en la práctica médica ⁽⁸⁾. Este método expresa que para reconstruir a $f(x,y)$ se debe primero filtrar cada proyección de acuerdo a [15] y luego sumar estas proyecciones "filtradas" de 0 a π .

Para comprender el significado del término **retroproyección**, en la figura 4 se considera el caso simple de una fuente puntual de radioactividad, para la cual se han tomado tres perfiles de actividad en tres ángulos diferentes (fig. 4-a). Cada perfil registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil. De acuerdo a la información que brinda cada perfil por separado, la fuente podría estar en

cualquier punto a lo largo de la dirección perpendicular al perfil. De tal forma que, una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es **retroproyectando** el perfil, como si todos estos puntos contribuyeran con igual peso a formar el perfil en cuestión, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (fig. 4-b). Es fácil notar que la aproximación será mejor a medida que aumenta el número de ángulos entre 0 y π .

La expresión discreta o computable para la fórmula [14] es:

$$f(x,y) \approx \pi/M \sum_{j=1}^M \hat{P}_{\phi_j}^{\wedge}(x \cos \phi_j + y \sin \phi_j)$$

Donde los M ángulos ϕ_j son aquellos para los cuales son conocidas las proyecciones $P_{\phi_j}(r)$.

El filtro rampa $|v|$ introduce en cada proyección un factor de multiplicación linealmente proporcional a la frecuencia, dando lugar a que la región de las altas frecuencias sean las más amplificadas. Esta región es propia del ruido producido por las fluctuaciones estadísticas de la desintegración radiactiva, el cual se puede reducir aumentando el número de conteos por proyección, ya sea incrementando la dosis del radiofármaco inyectado al paciente o aumentando el tiempo que dura el estudio. Debido a que ambas vías son prohibitivas en la práctica clínica, las imágenes isotópicas reconstruidas solo con el filtro rampa son muy ruidosas.

La solución a este problema se logra acotando el filtro rampa mediante la multiplicación por un segundo filtro o ventana, a costa de disminuir la resolución espacial. Las ventanas o filtros mas utilizados con este propósito son: Butterworth, Shepp-Logan y Hamming. Para más detalles sobre estos filtros ver referencia. (10)

Atenuación y dispersión de la radiación

En un estudio de SPECT cerebral, los rayos gamma que parten de las zonas más profundas del cerebro deben atravesar mayor masa de tejido atenuante que los originados en su periferia. De tal forma que en las proyecciones se registrará una menor densidad de información en los puntos correspondientes a las regiones más

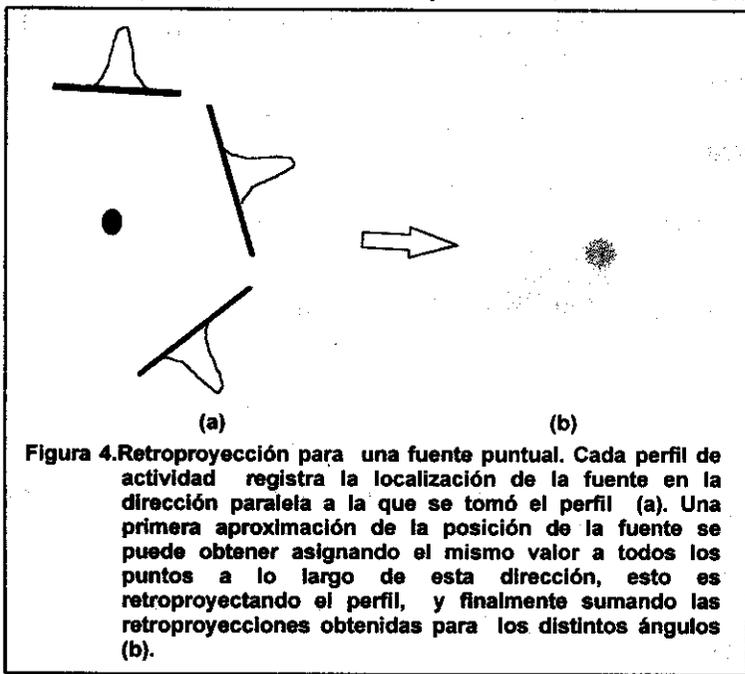


Figura 4. Retroproyección para una fuente puntual. Cada perfil de actividad registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil (a). Una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es retroproyectando el perfil, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (b).

internas. En este caso el método de reconstrucción interpretará que estas zonas tienen una menor concentración de radioactividad, es decir las transformadas de Radon están atenuadas.

Existen varios métodos para corregir el fenómeno de la atenuación de la radiación. El más frecuentemente utilizado es el método de Chang ⁽¹¹⁾. La corrección se realiza después de reconstruir los cortes y se basa en una simplificación del modelo, pues supone que toda la actividad que emite la fuente está concentrada en un punto y que el coeficiente de atenuación del medio es conocido y constante. Estas simplificaciones hacen que la corrección por atenuación utilizando este método sea parcialmente satisfactoria.

Al evaluar los coeficientes de atenuación, surge un segundo problema relacionado con la radiación dispersada ⁽⁹⁾. Este fenómeno se origina por la interacción Compton y su corrección es muy difícil debido a que el rayo gamma dispersado tiene una energía cercana al rayo primario para ángulos de dispersión pequeños.

Uno de los métodos más empleados para corregir dispersión se basa en utilizar una segunda ventana energética para estimar la contribución de la radiación dispersa en la región del fotopico ⁽¹²⁾. Conociendo que por ciento de la radiación Compton cae dentro del fotopico y que por ciento corresponde a la zona Compton, es posible eliminar de las proyecciones la radiación dispersa restando de ellas los conteos originados por el efecto Compton.

Es importante señalar que el desarrollo de métodos para corregir atenuación y dispersión de la radiación constituye una de las áreas de investigación más activas en el campo de la tomografía de emisión, por la repercusión que estos problemas tienen en el problema mayor de la cuantificación en la SPECT ⁽¹³⁾.

En la figura 5 se muestran dos cortes tomográficos obtenidos en el Laboratorio de NeuroSPECT del CIREN, al estudiar el flujo sanguíneo cerebral (FSC) en dos individuos: un joven sano de 29 años de edad (fig. 5-a) y un paciente de 69 años de edad con un infarto en el hemisferio cerebral izquierdo (fig. 5-b).

Los estudios se realizaron a partir de la inyección en una vena antecubital de una dosis de

925 MBq de [Tc 99m] - HM-PAO (radiofármaco que se distribuye en el cerebro de acuerdo al FSC). En cada estudio se adquirieron 128 proyecciones, con formato de 64x64 celdas, en una órbita circular de 360° (50 Kiloconteos/proyección). La reconstrucción tomográfica se realizó utilizando el método de convolución y retroproyección y empleando una ventana del tipo Butterworth (frecuencia de corte = 0.25 Ny, orden = 6). Además, se realizó corrección de atenuación por el método de Chang con un coeficiente de atenuación de 0.13 cm⁻¹. Los cortes tomográficos representan el FSC a nivel de los ganglios basales.

En la figura 5-a se observa una distribución bastante simétrica del radiofármaco, lo cual es típico en un individuo sano. Mientras que en la figura 5-b se observa una gran asimetría (ausencia de captación del radiofármaco en gran parte del hemisferio cerebral izquierdo), producido por el infarto que sufrió este paciente.

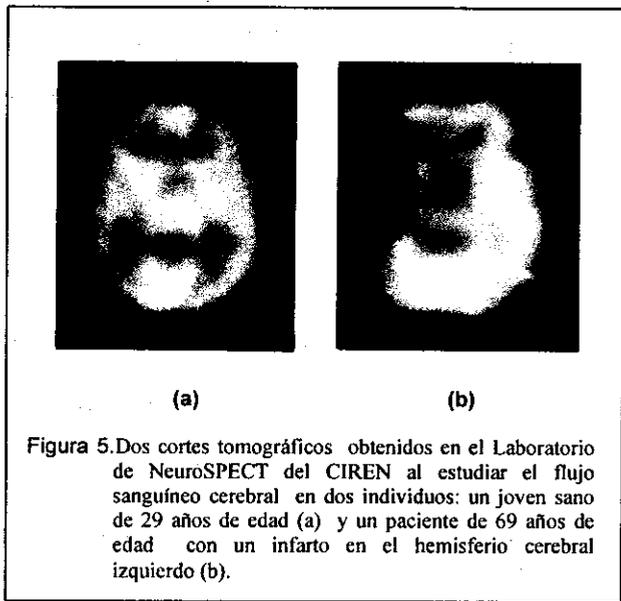


Figura 5. Dos cortes tomográficos obtenidos en el Laboratorio de NeuroSPECT del CIREN al estudiar el flujo sanguíneo cerebral en dos individuos: un joven sano de 29 años de edad (a) y un paciente de 69 años de edad con un infarto en el hemisferio cerebral izquierdo (b).

MÉTODOS A PARTIR DE SERIES DE EXPANSION

Definiciones y modelo del problema tomográfico

Los métodos a partir de series de expansión o algebraicos difieren fundamentalmente de los métodos a partir de transformadas, debido a que el modelo del problema tomográfico es discreto desde su planteamiento inicial, mientras que para los segundos el modelo es continuo y solo son discretas las fórmulas finales de solución del problema.

La figura 6 presenta una matriz o arreglo de celdas cuadradas, llamadas *pixels*, la cual abarca toda la imagen o función f que interesa reconstruir, es nuestro caso, la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro. Los pixels aparecen numerados convencionalmente de 1 (esquina superior izquierda) a n (esquina inferior derecha). El valor de la función f se asume constante en cada pixel, f_j , para $j=1, 2, \dots, n$.

representa la contribución o peso de f_j al rayo suma P_i .

La expresión [16] representa un sistema de m ecuaciones con n incógnitas, cuya solución es la función f o la imagen a reconstruir.

Si m y n son pequeños es posible emplear la teoría matricial convencional para resolver [16]. Sin embargo, en la práctica clínica n es como mínimo 4096 (imágenes de 64×64) y m de una magnitud similar. Para estos valores de m y n , el tamaño de la matriz formada por los valores (a_{ij}) es 4096×4096 . Para este tamaño de matriz, se hace impracticable, desde el punto de vista computacional, el empleo de métodos directos de inversión de matrices.

Método de reconstrucción algebraico o de las "proyecciones"

Método de reconstrucción algebraico o de las "proyecciones"

El método de reconstrucción algebraico (ART, del inglés, Algebraic Reconstruction techniques) o de las "proyecciones" fue publicado por primera vez en 1970 por Gordon y cols.^(11, 15) y luego se reconoció que era idéntico al

método de Kaczmarz para resolver sistemas de ecuaciones lineales⁽¹⁶⁾.

La función f dentro del arreglo de n pixels, puede ser representada por el vector $F(f_1, f_2, \dots, f_n)$ definido en un hiperspacio euclideo IR^n . En este hiperspacio cada una de las m ecuaciones en [16], representa un hiperplano. El punto en que se interceptan todos estos hiperplanos constituye la solución del problema tomográfico.

Para mayor simplicidad consideremos el caso $m=2$ y $n=2$. En este caso f_1 y f_2 satisfacen las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} P_1 &= a_{11}f_1 + a_{12}f_2 \\ P_2 &= a_{21}f_1 + a_{22}f_2 \end{aligned} \quad [17]$$

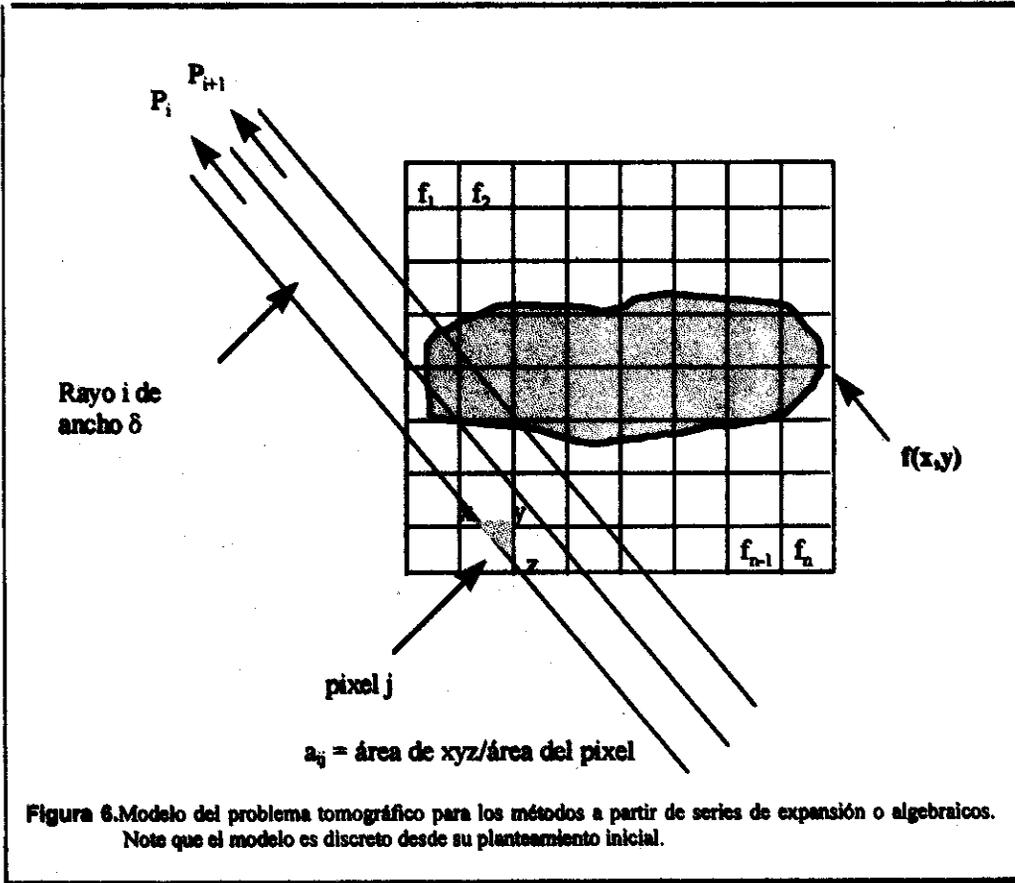


Figura 6. Modelo del problema tomográfico para los métodos a partir de series de expansión o algebraicos. Note que el modelo es discreto desde su planteamiento inicial.

Se define un *rayo* como cualquier banda que pase sobre la función f . Cada rayo tiene un ancho δ que generalmente es igual al ancho de un pixel. Se define un *rayo suma* a la suma de la función f sobre un rayo.

Sea P_i el rayo suma sobre el rayo i . La relación entre los P_i 's y los f_j 's se puede expresar mediante la serie:

$$P_i = \sum_{j=1}^n a_{ij} f_j \quad \text{para } i=1, 2, \dots, m. \quad [16]$$

Donde el factor a_{ij} es la fracción de área del pixel j producto de la intersección con el rayo i , y

El método ART parte de una solución inicial representada por el vector F_0 (Figura 7). Esta solución inicial es proyectada sobre la recta representada por la primera de las ecuaciones en [17].

La implementación matemática de esta primera proyección se realiza mediante la fórmula:

$$F_1 = F_0 - [(A_1 \cdot F_0 - P_1) / (A_1 \cdot A_1)] A_1 \quad [18]$$

Donde $A_1 = (a_{11}, a_{12})$, es el vector formado por los coeficientes de la primera de las ecuaciones en [17].

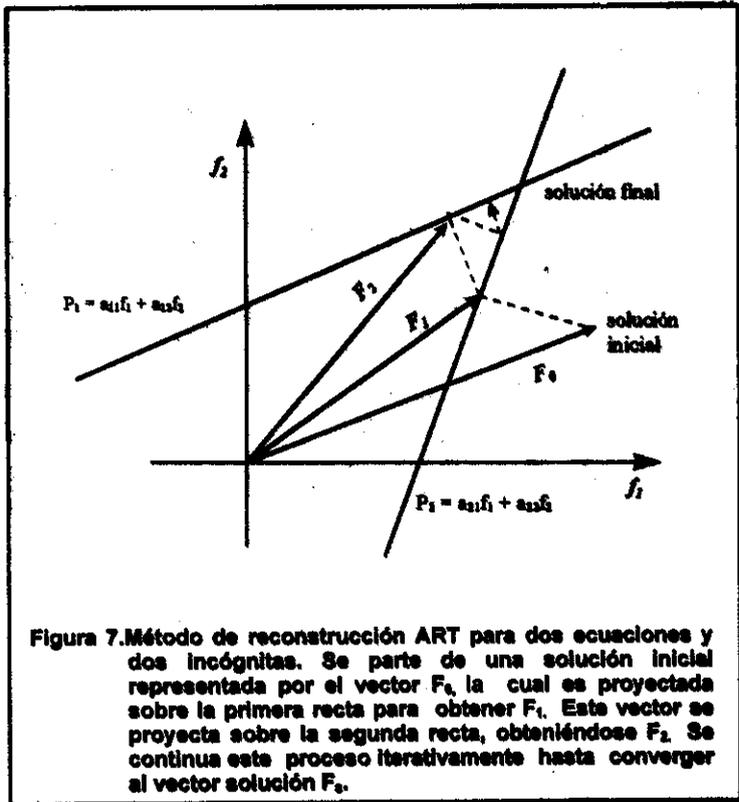


Figura 7. Método de reconstrucción ART para dos ecuaciones y dos incógnitas. Se parte de una solución inicial representada por el vector F_0 , la cual es proyectada sobre la primera recta para obtener F_1 . Este vector se proyecta sobre la segunda recta, obteniéndose F_2 . Se continúa este proceso iterativamente hasta converger al vector solución F_5 .

Después de obtener F_1 , se proyecta este vector sobre la segunda recta, obteniéndose F_2 como se observa en la figura 7. A continuación se proyecta F_2 sobre la primera recta para obtener F_3 . Proyectando F_3 sobre la segunda recta se logra F_4 . Este proceso iterativo continúa hasta converger al vector solución F_5 . Ha sido demostrado por Tanabe⁽¹⁷⁾ que si el sistema de ecuaciones representado por [17] tiene solución única, entonces:

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{L2} = F_s \quad [19]$$

Generalizando [18] y [19] para cualquier m y n, tenemos que:

$$F_j = F_{j-1} - [(A_j \cdot F_{j-1} - P_j) / (A_j \cdot A_j)] A_j \quad [20]$$

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{Lm} = F_s \quad [21]$$

Las fórmulas [20] y [21] constituyen el método de reconstrucción algebraico (ART) o de las "proyecciones" a partir del cual se han desarrollado otros métodos iterativos que en general buscan aumentar la velocidad de convergencia a la solución final⁽¹⁵⁾. [18]

BREVE ANALISIS COMPARATIVO

Los métodos de reconstrucción tomográfica se caracterizan por la exactitud de sus resultados, la velocidad en la reconstrucción y por la flexibilidad para adaptarse a diferentes sensores de imágenes y geometrías de medición.

En el contexto de los métodos a partir de transformadas, se señalaba, hasta hace sólo algunos años, que el método de convolución y retroproyección aventajaba en exactitud al método por inversión de Fourier⁽⁸⁾, debido a los artefactos introducidos por los métodos de interpolación. No obstante, trabajos posteriores han logrado mejorar parcialmente estos resultados a partir del uso de procedimientos de interpolación mucho más refinados⁽⁸⁾. Por otra parte, el método de Fourier aventaja en velocidad al de la convolución ya que se necesita un volumen menor de cálculos para obtener la solución del problema tomográfico. Esto último es de primera importancia para aquellos sensores tomográficos que pueden emplear imágenes de mayor resolución digital (Resonancia Magnética, Tomografía por rayos X, etc.), pero en el caso de la SPECT cerebral los beneficios son pobres teniendo en cuenta que es prohibitivo el empleo de imágenes mayores de 128x128, so pena de degradar considerablemente la relación señal/ruido⁽⁹⁾.

Considerando los elementos apuntados, el método de reconstrucción de preferencia hasta la fecha, en la mayoría de los servicios de medicina nuclear, es el de convolución y retroproyección.

En el contexto más amplio de la teoría tomográfica, los métodos a partir de transformadas son, como regla general, mucho más rápidos que los métodos a partir de series de expansión o algebraicos, debido a la lentitud

relativa de la convergencia del proceso iterativo. Sin embargo, el creciente aumento de la velocidad de procesamiento de las computadoras actuales desvirtúan, en términos prácticos, esta desventaja de los métodos algebraicos. Este hecho ha inducido a mirar sin recelo las indiscutibles ventajas de estos métodos. Primero, mayor exactitud por la naturaleza iterativa del procedimiento. Segundo, mayor flexibilidad para implementarlos en nuevos sensores de imágenes (por ejemplo, ultrasonido) y en nuevas geometrías de medición (colimadores convergentes, etc.). Tercero, y quizás la cuestión de mayor relevancia para la SPECT cerebral, estos métodos permiten modelar más fácilmente los problemas de la atenuación y de la dispersión de la radiación⁽¹³⁾.

Finalmente, los métodos híbridos de reconstrucción, de más reciente desarrollo, se basan en combinar ambos enfoques⁽¹³⁾. Por ejemplo, comenzar tomando con primera aproximación de la función f una simple retroproyección y seguidamente, continuar con un proceso iterativo aplicando ART.

APLICACIONES CLINICAS DE LA SPECT CEREBRAL

Las aplicaciones clínicas más importantes de la SPECT cerebral han estado orientadas a la evaluación del FSC en la enfermedad cerebrovascular en diferentes estadios, en el diagnóstico diferencial de la demencia, en el estudio de la epilepsia, en los traumas craneoencefálicos, en las enfermedades neuropediátricas, en la enfermedad de Parkinson y más recientemente en las enfermedades psiquiátricas⁽¹⁸⁾.

De más reciente aparición son los estudios con neuroactivación, los cuales consisten en estudiar el FSC en reposo y durante algún tipo de activación (farmacológica, mental, motora, sensorial y crisis epiléptica inducida). Estos estudios brindan mucha más información que los simples estudios basales o en reposo, pues se puede estudiar como responden funcionalmente determinadas áreas cerebrales ante un estímulo dado⁽¹⁹⁾. Estos estudios parten de la base de que existe un acople entre el FSC y el metabolismo cerebral.

Otras de las aplicaciones clínicas de gran interés son las relacionadas con los estudios con radiofármacos con afinidad por neuroreceptores, por su mayor especificidad desde el punto de vista

metabólico y por sus implicaciones farmacológicas⁽¹⁹⁾. Este es también un campo en franco período de investigación/desarrollo y requiere de tener disponible métodos de cuantificación en la SPECT.

En nuestro centro se han realizado un grupo de trabajos, principalmente orientados a mejorar la calidad de las imágenes, particularmente la resolución espacial, y a la aplicación de la SPECT con Tc 99m -HMPAO en la enfermedad de Parkinson⁽²⁰⁻²⁶⁾.

REFERENCIAS

- (1) RADON, J. (1917): *Berichte Saechsische Akademie der Wissenschaften*, 69.
- (2) BRACEWELL, R.N. (1956): *Aust. J. Phys.*, 9.
- (3) DeROSIER, D.J. and A. KLUG (1968): *Nature*, 217.
- (4) CORMACK, A.M. (1963): *Appl. Phys.*, 34.
- (5) KUHL, D.E and R.Q. EDWARDS (1963): *Radilogy*, 80.
- (6) HELGASON, S. (1980): *The Radon Transform*. Boston M.A., Birkhäuser.
- (7) SÁNCHEZ CATASÚS, C. (1986): *Rev. Cub. Fis.*, 4, 1.
- (8) LEWITT, R. M. (1983): *Proceedings of the IEEE*, 71,3.
- (9) SORENSON, J.A. and M.E. PHELPS, (1988): *Physics in Nuclear Medicine*, New York, Grune & Stratton, Inc. Harcourt Brace Jovanovich.
- (10) MASDEN, M.T. and C.H. PARK (1986): *J. Nucl. Med.*, 13.
- (11) CHANG, L.T., et al. (1978): *IEEE Trans Nucl Sci NS-25*.
- (12) GIRALDI, M.C.; V. BETTINARDI, y A. TODD-POKROPEK (1988): *J. Nucl Med*, 29.
- (13) ROSENTHAL, M.S., et al, (1995): *J. Nucl. Med.*, 36.

- (14) GORDON, R.; R. BENDER, and G.T. HERMAN (1970): J.Theor. Biol., 29.
- (15) CENSOR, Y. (1983): Proceedings of the IEEE, 71,3.
- (16) KACZMARZ, S. (1937): Bull. Acad. Polon. Sci. Lett, A. 35.
- (17) TANABE, K. (1971): Numerische Matematik, 17.
- (18) HOLMAN, B.L. and M.D. DEVOUS (1992): J. Nucl. Med. 33.
- (19) COSTA D.C.; G.F. MORGAN and N.A. LASSEN (1993): New trends in Nuclear Neurology and Psychiatry, London, John Libbey & Company Ltd,
- (20) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; L. ALVAREZ, et al. (1995): Rev. Esp. Med. Nucl. 15, 5.
- (21) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA, et al. (1994): Phys. Med. & Biol., 39a.
- (22) SANCHEZ CATASUS, C. et al. (1996). Eur. J. Nucl. Med., 23, 9.
- (23) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA et al. (1992): Rev. Esp. Med. Nucl., Supl. I.
- (24) _____ et al. (1995): Rev. Esp. Med. Nucl, 16, 1.
- (25) _____ et al. (1995): Tomograph in Nuclear Medicine, Present Status and Future Prospects. Vienna: IAEA Press.
- (26) Sánchez Catasús, C.; L. Alvarez, et al (1996): Rev. Neurol Arg. 21: 142-49.

RECONSTRUCCION TOMOGRAFICA. SU APLICACION PARA EXPLORAR EL CEREBRO MEDIANTE RADIOISOTOPOS Y CAMARA GAMMA.

Carlos Alfredo Sánchez Catasús, Centro Internacional de Restauración Neurológica
Miguel Rodríguez Castillo Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Oncología
y Radiobiología, La Habana.

RESUMEN

Se presenta un bosquejo teórico de la reconstrucción tomográfica, así como la aplicación de esta teoría en la tomografía de emisión con radioisótopos emisores gamma (SPECT) y su empleo para explorar el cerebro humano. Se discuten las ventajas y las desventajas de algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, junto a varios de los problemas físicos asociados a la técnica de SPECT. Además, se presentan algunos de los resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica.

ABSTRACT

A theoretical background about reconstruction tomography and its application to the Single Photon Emission Tomography (SPECT), in order to explore the human brain, are presented. Advantages and disadvantages of some of the most known methods are discussed, together with various of the physical problems associated with SPECT technique. Also, some results of the application of brain SPECT at the international Center for Neurological Restoration are presented.

INTRODUCCION

La reconstrucción tomográfica consiste en obtener una imagen de la estructura interna de un objeto tridimensional a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales. Su origen se remonta a 1917 con el trabajo publicado por el matemático austriaco J. Radon⁽¹⁾. Sin embargo, no es hasta la segunda mitad de este siglo que varios investigadores emplean con éxito, en diversas aplicaciones, el método desarrollado por Radon: Bracewell en la radioastronomía⁽²⁾, DeRosier y Klug en la microscopía electrónica⁽³⁾, Cormack en la radiología⁽⁴⁾, y Kulh y Edwards en la medicina nuclear⁽⁵⁾.

De manera general, la tomografía permite estimar los valores de una función $f(x,y,z)$ definida en el espacio real IR^3 a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales definidas en IR^2 . La función f representa en cada caso particular la distribución espacial de alguna propiedad física del objeto bajo estudio. En la neurología nuclear, f representa la distribución de un radiofármaco (radioisótopo + fármaco) previamente administrado a

un paciente y que se distribuye en el cerebro de acuerdo a algún proceso bioquímico o fisiológico. Del tipo de emisión del radioisótopo empleado se derivan, como lo indican sus nombres, las dos técnicas tomográficas de emisión más utilizadas: la *Positron Emission Tomography* (PET) y la *Single Photon Emission Tomography* (SPECT).

Los métodos de reconstrucción tomográfica se pueden reunir en tres grandes grupos, los métodos a partir de transformadas, los métodos a partir de series de expansión o algebraicos y los métodos híbridos que utilizan ideas de los dos primeros. Cada grupo de métodos parte de un modelo del problema tomográfico y varios principios básicos del análisis matemático y de la geometría analítica.

En este artículo se presentan algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, su aplicación en la SPECT cerebral, las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, así como varios de los problemas físicos asociados a esta técnica. Además, se presentan algunos resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN).

MÉTODOS A PARTIR DE TRANSFORMADAS

Definiciones y modelo del problema tomográfico

Para mayor simplicidad, se considera la función f definida en \mathbb{R}^2 . Los resultados son extrapolables al caso tridimensional, considerando que una distribución volumétrica es un conjunto de infinitas distribuciones planares.

Sea $f(x,y)$ una función definida en el plano cartesiano $x-y$, que representa la distribución bidimensional de un radiofármaco (figura 1). Aunque f es desconocida a priori, se sabe que está espacialmente acotada.

Se definió un **rayo** como cualquier línea recta que pase sobre la función f . Se define un **rayo integral** a la integral de f a lo largo de un rayo. Un conjunto de rayos integrales forman una **proyección** de f . En la figura 1, se considera el caso particular en que los rayos integrales son paralelos, lo cual se define como **proyección paralela** de f . Además, se muestra un sistema cartesiano de referencia auxiliar $r-s$, rotado un ángulo ϕ con respecto al sistema $x-y$. El sistema $r-s$ determina la orientación de cada proyección paralela.

La **transformada de Radon** $P_\phi(r)$ ⁽⁶⁾, de la función $f(x,y)$ se define como:

$$P_\phi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds \quad [1]$$

$P_\phi(r)$ es una función de r que representa matemáticamente la proyección paralela de f para un ángulo ϕ .

En el caso de la SPECT cerebral, f representa la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro y constituye la imagen a reconstruir o imagen incógnita. Una proyección paralela o transformada de Radon de f está representada por un perfil de actividad, tomado de la imagen bidimensional de la distribución del radiofármaco obtenida mediante la cámara gamma ⁽⁷⁾ (Figura 2).

Teorema de la proyección-corte

Sea $F(u,v)$ la transformada de Fourier de $f(x,y)$, esto es:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-i2\pi(xu+vy)} dx dy \quad [2]$$

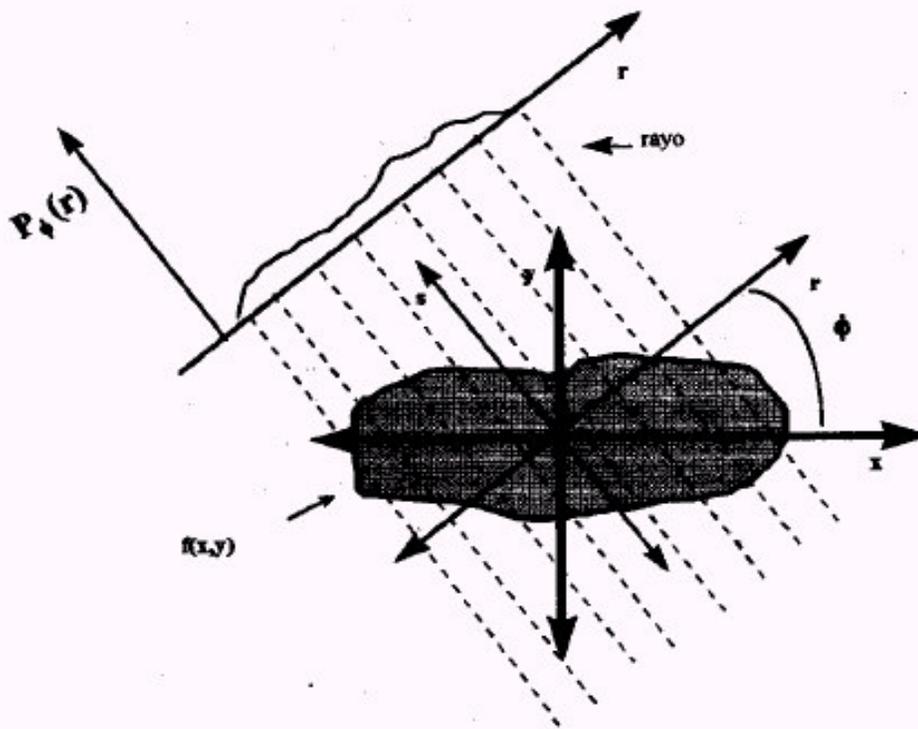


Figura 1. Modelo del problema tomográfico para los métodos a partir de transformadas. La transformada de Radon $P_\phi(r)$ de la función $f(x,y)$ representa matemáticamente la proyección paralela de f para un ángulo ϕ .

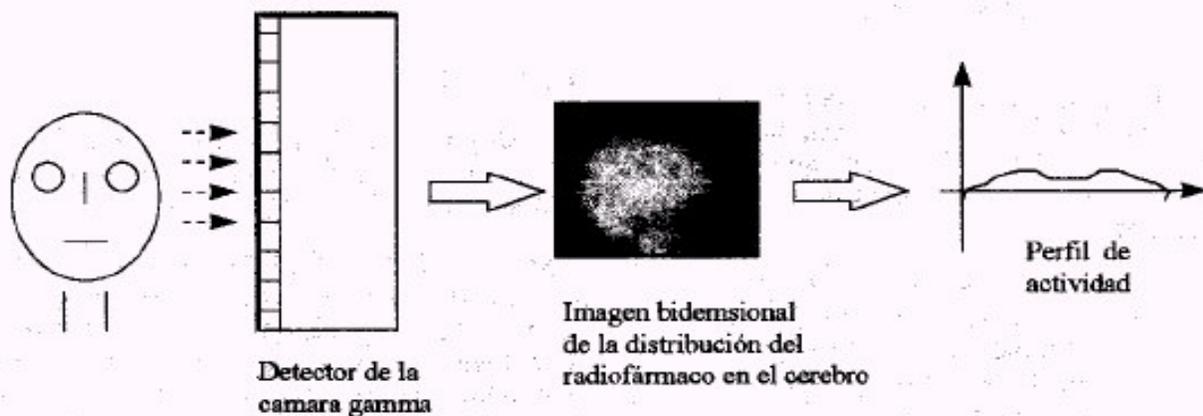


Figura 2. Proyección paralela o transformada de Radon de f representada por un perfil de actividad tomado de la imagen bidimensional de la distribución de un radiofármaco, obtenida mediante la cámara gamma.

Sea $Q_\phi(v)$ la transformada de Fourier de $P_\phi(r)$, esto es:

$$Q_\phi(v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [3]$$

Si para $F(u,v)$, se consideran sólo los valores sobre la recta $v=0$ en el plano de Fourier $u-v$. Entonces, reordenando [2] se tiene:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \right] e^{-i2\pi ux} dx \quad [4]$$

De acuerdo a [1], la expresión entre corchetes que aparece en [4] es la transformada de Radon de $f(x,y)$ para $\phi=0$. Además, en este caso $y=s$, $x=r$ y $u=v$, de manera que [4] se puede transformar en:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_0(r) e^{-i2\pi ur} dr \quad [5]$$

El término a la derecha de [5] es igual a $Q_0(v)$ de acuerdo a [3], de aquí que:

$$F(u,0) = Q_0(v) \quad [6]$$

De [6] se ve que los valores de F sobre la recta $v=0$ son iguales a la transformada de Fourier de la proyección vertical de f .

Si se generaliza [5] para cualquier valor de ϕ , se tiene:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [7]$$

$$\text{o } F(u,v) = Q_\phi(v) \quad [8]$$

La relación [8] se conoce como teorema de la proyección-corte y constituye el fundamento matemático de los métodos de reconstrucción a partir de transformadas⁽⁸⁾. Su demostración se logra fácilmente sustituyendo $P_\phi(r)$ en [7] por la expresión de la derecha en [1] y cambiando las variables de integración de las coordenadas (r,s) a las coordenadas fijas (x,y) .

El significado de este teorema quedará más claro si se expresa $F(u,v)$ empleando las coordenadas polares (v,ϕ) , donde $v=v\cos\phi$ y $v=v\sin\phi$, entonces [8] queda:

$$F(v,\phi) = Q_\phi(v) \quad [9]$$

La relación [9] indica que a partir de las transformadas de Radon de $f(x,y)$ para los ángulos $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$ y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de $F(u,v)$ en las direcciones radiales del plano $u-v$ como muestra la Figura 3.

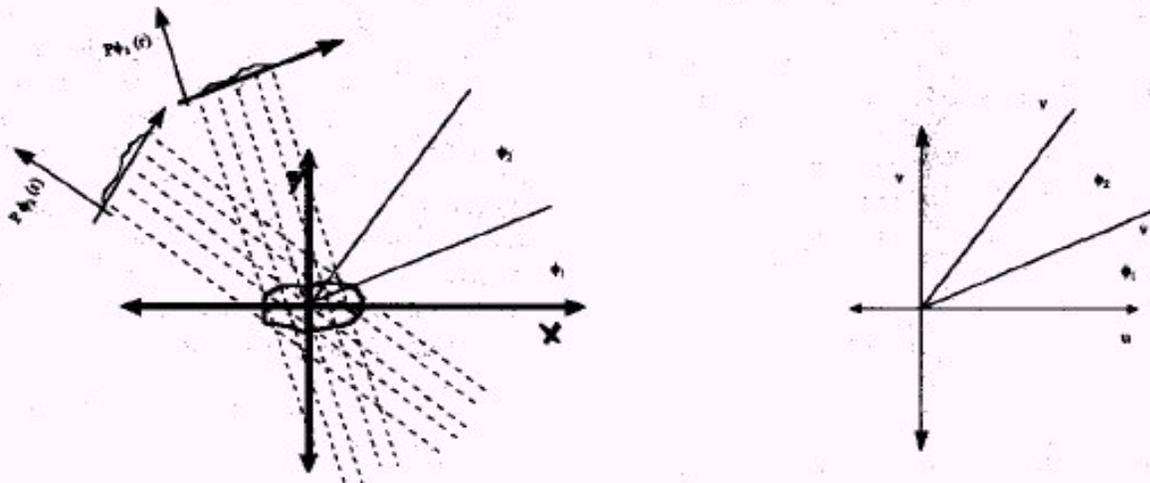


Figura 3. Interpretación geométrica del teorema de la proyección-corte. A partir de las transformadas de Radon de $f(x,y)$ para los ángulos $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$ y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de $F(u,v)$ en las direcciones radiales del plano $u-v$.

En la SPECT cerebral, la transformada de Radon de $f(x,y)$ o perfil de actividad para cada ángulo se logra a través de la rotación secuencial del detector⁽⁹⁾.

Reconstrucción por inversión de Fourier

Si se tiene el conjunto infinito de todas las proyecciones de f se pueden calcular los valores de F en el plano de Fourier $u-v$. Entonces, tomando la transformada inversa se logra reconstruir totalmente a $f(x,y)$.

Puesto que f está acotada ($-a < x < a$, $-a < y < a$) y que la resolución espacial del detector limita el número de componentes de Fourier, la expresión computable de la transformada inversa de f queda:

$$f(x,y) \approx 1/[4a^2] \sum_{m=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} F(m/[2a], n/[2a]) e^{i2\pi\{m/[2a]x + n/[2a]y\}} \quad [10]$$

donde se ha asumido que N es un entero y par.

En términos prácticos, con la cámara gamma sólo es posible obtener un número finito de proyecciones en una órbita de 180° ó 360° . De aquí que, a partir de [9] F solamente pueda ser conocida a lo largo de un número finito de

direcciones radiales. Esto da lugar al empleo de métodos de interpolación para poder utilizar. [10]

Reconstrucción por convolución y retroproyección.

Si se emplea nuevamente el sistema de coordenadas polares (v, ϕ) para expresar $F(u,v)$, se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_0^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv + \int_\pi^{2\pi} \int_0^\infty F(v,\phi + \pi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv \quad [11]$$

Si se utiliza la propiedad:

$$F(-v,\phi) = F(v,\phi + \pi) \quad [12]$$

y que $x \cos \phi + y \sin \phi = r$

Entonces [11] se puede escribir como:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_0^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi v r} |v| d\phi dv$$

De acuerdo al teorema de la proyección-corte $F(v,\phi) = Q_\phi(v)$, sustituyendo se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \left[\int_0^\infty Q_\phi(v) e^{i2\pi v r} |v| dv \right] d\phi \quad [13]$$

Si excluimos el término $|v|$ [13], la expresión entre corchetes quedaría igual a $P_{\phi}(r)$, esto es, la proyección de $f(x,y)$ para un ángulo ϕ . El factor $|v|$ representa el filtro rampa en el espacio de las frecuencias. De manera que, la expresión entre corchetes es la convolución del filtro $|v|$ y la proyección de $f(x,y)$ para un ángulo ϕ en el espacio de las frecuencias, es decir, es una proyección "filtrada" de $f(x,y)$, $P_{\phi}^{\wedge}(r)$. Entonces [13] queda:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad [14]$$

$$\text{donde: } \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} Q_{\phi}(v) e^{i2\pi vr} |v| dv \quad [15]$$

La fórmula [14] constituye el método de reconstrucción **por convolución y retroproyección** y es uno de los más utilizados en la práctica médica⁽⁸⁾. Este método expresa que para reconstruir a $f(x,y)$ se debe primero filtrar cada proyección de acuerdo a [15] y luego sumar estas proyecciones "filtradas" de 0 a π .

Para comprender el significado del término **retroproyección**, en la figura 4 se considera el caso simple de una fuente puntual de radioactividad, para la cual se han tomado tres perfiles de actividad en tres ángulos diferentes (fig. 4-a). Cada perfil registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil. De acuerdo a la información que brinda cada perfil por separado, la fuente podría estar en

cualquier punto a lo largo de la dirección perpendicular al perfil. De tal forma que, una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es **retroproyectando** el perfil, como si todos estos puntos contribuyeran con igual peso a formar el perfil en cuestión, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (fig. 4-b). Es fácil notar que la aproximación será mejor a medida que aumenta el número de ángulos entre 0 y π .

La expresión discreta o computable para la fórmula [14] es:

$$f(x,y) \approx \pi/M \sum_{j=1}^M \hat{P}_{\phi_j}^{\wedge}(x \cos \phi_j + y \sin \phi_j).$$

Donde los M ángulos ϕ_j son aquellos para los cuales son conocidas las proyecciones $P_{\phi_j}(r)$.

El filtro rampa $|v|$ introduce en cada proyección un factor de multiplicación linealmente proporcional a la frecuencia, dando lugar a que la región de las altas frecuencias sean las más amplificadas. Esta región es propia del ruido producido por las fluctuaciones estadísticas de la desintegración radiactiva, el cual se puede reducir aumentando el número de conteos por proyección, ya sea incrementando la dosis del radiofármaco inyectado al paciente o aumentando el tiempo que dura el estudio. Debido a que ambas vías son prohibitivas en la práctica clínica, las imágenes isotópicas reconstruidas solo con el filtro rampa son muy ruidosas.

La solución a este problema se logra acotando el filtro rampa mediante la multiplicación por un segundo filtro o ventana, a costa de disminuir la resolución espacial. Las ventanas o filtros más utilizados con este propósito son: Butterworth, Shepp-Logan y Hamming. Para más detalles sobre estos filtros ver referencia. (10)

Atenuación y dispersión de la radiación

En un estudio de SPECT cerebral, los rayos gamma que parten de las zonas más profundas del cerebro deben atravesar mayor masa de tejido atenuante que los originados en su periferia. De tal forma que en las proyecciones se registrará una menor densidad de información en los puntos correspondientes a las regiones más

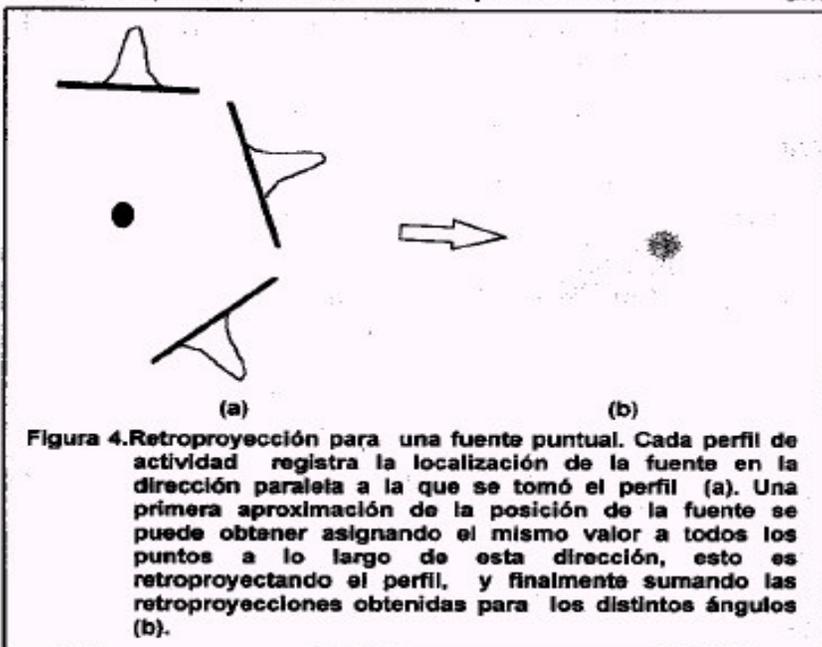


Figura 4. Retroproyección para una fuente puntual. Cada perfil de actividad registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil (a). Una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es retroproyectando el perfil, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (b).

internas. En este caso el método de reconstrucción interpretará que estas zonas tienen una menor concentración de radioactividad, es decir las transformadas de Radon están atenuadas.

Existen varios métodos para corregir el fenómeno de la atenuación de la radiación. El más frecuentemente utilizado es el método de Chang⁽¹¹⁾. La corrección se realiza después de reconstruir los cortes y se basa en una simplificación del modelo, pues supone que toda la actividad que emite la fuente está concentrada en un punto y que el coeficiente de atenuación del medio es conocido y constante. Estas simplificaciones hacen que la corrección por atenuación utilizando este método sea parcialmente satisfactoria.

Al evaluar los coeficientes de atenuación, surge un segundo problema relacionado con la radiación dispersada⁽⁹⁾. Este fenómeno se origina por la interacción Compton y su corrección es muy difícil debido a que el rayo gamma dispersado tiene una energía cercana al rayo primario para ángulos de dispersión pequeños.

Uno de los métodos más empleados para corregir dispersión se basa en utilizar una segunda ventana energética para estimar la contribución de la radiación dispersa en la región del fotopico⁽¹²⁾. Conociendo que por ciento de la radiación Compton cae dentro del fotopico y que por ciento corresponde a la zona Compton, es posible eliminar de las proyecciones la radiación dispersa restando de ellas los conteos originados por el efecto Compton.

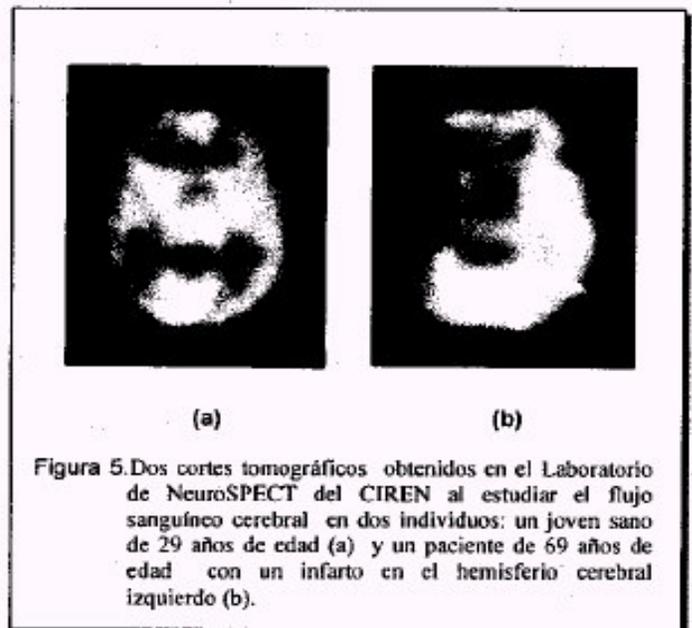
Es importante señalar que el desarrollo de métodos para corregir atenuación y dispersión de la radiación constituye una de las áreas de investigación más activas en el campo de la tomografía de emisión, por la repercusión que estos problemas tienen en el problema mayor de la cuantificación en la SPECT⁽¹³⁾.

En la figura 5 se muestran dos cortes tomográficos obtenidos en el Laboratorio de NeuroSPECT del CIREN, al estudiar el flujo sanguíneo cerebral (FSC) en dos individuos: un joven sano de 29 años de edad (fig. 5-a) y un paciente de 69 años de edad con un infarto en el hemisferio cerebral izquierdo (fig. 5-b).

Los estudios se realizaron a partir de la inyección en una vena antecubital de una dosis de

925 MBq de [Tc 99m] - HM-PAO (radiofármaco que se distribuye en el cerebro de acuerdo al FSC). En cada estudio se adquirieron 128 proyecciones, con formato de 64x64 celdas, en una órbita circular de 360° (50 Kiloconteos/proyección). La reconstrucción tomográfica se realizó utilizando el método de convolución y retroproyección y empleando una ventana del tipo Butterworth (frecuencia de corte = 0.25 Ny, orden = 6). Además, se realizó corrección de atenuación por el método de Chang con un coeficiente de atenuación de 0.13 cm⁻¹. Los cortes tomográficos representan el FSC a nivel de los ganglios basales.

En la figura 5-a se observa una distribución bastante simétrica del radiofármaco, lo cual es típico en un individuo sano. Mientras que en la figura 5-b se observa una gran asimetría (ausencia de captación del radiofármaco en gran parte del hemisferio cerebral izquierdo), producido por el infarto que sufrió este paciente.



MÉTODOS A PARTIR DE SERIES DE EXPANSION

Definiciones y modelo del problema tomográfico

Los métodos a partir de series de expansión o algebraicos difieren fundamentalmente de los métodos a partir de transformadas, debido a que el modelo del problema tomográfico es discreto desde su planteamiento inicial, mientras que para los segundos el modelo es continuo y solo son discretas las fórmulas finales de solución del problema.

La figura 6 presenta una matriz o arreglo de celdas cuadradas, llamadas *pixels*, la cual abarca toda la imagen o función f que interesa reconstruir, es nuestro caso, la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro. Los *pixels* aparecen numerados convencionalmente de 1 (esquina superior izquierda) a n (esquina inferior derecha). El valor de la función f se asume constante en cada *pixel*, f_j , para $j=1, 2, \dots, n$.

representa la contribución o peso de f_j al rayo suma P_i .

La expresión [16] representa un sistema de m ecuaciones con n incógnitas, cuya solución es la función f o la imagen a reconstruir.

Si m y n son pequeños es posible emplear la teoría matricial convencional para resolver [16]. Sin embargo, en la práctica clínica n es como mínimo 4096 (imágenes de 64×64) y m de una

magnitud similar. Para estos valores de m y n , el tamaño de la matriz formada por los valores (a_{ij}) es 4096×4096 . Para este tamaño de matriz, se hace impracticable, desde el punto de vista computacional, el empleo de métodos directos de inversión de matrices.

Método de reconstrucción algebraico o de las "proyecciones"

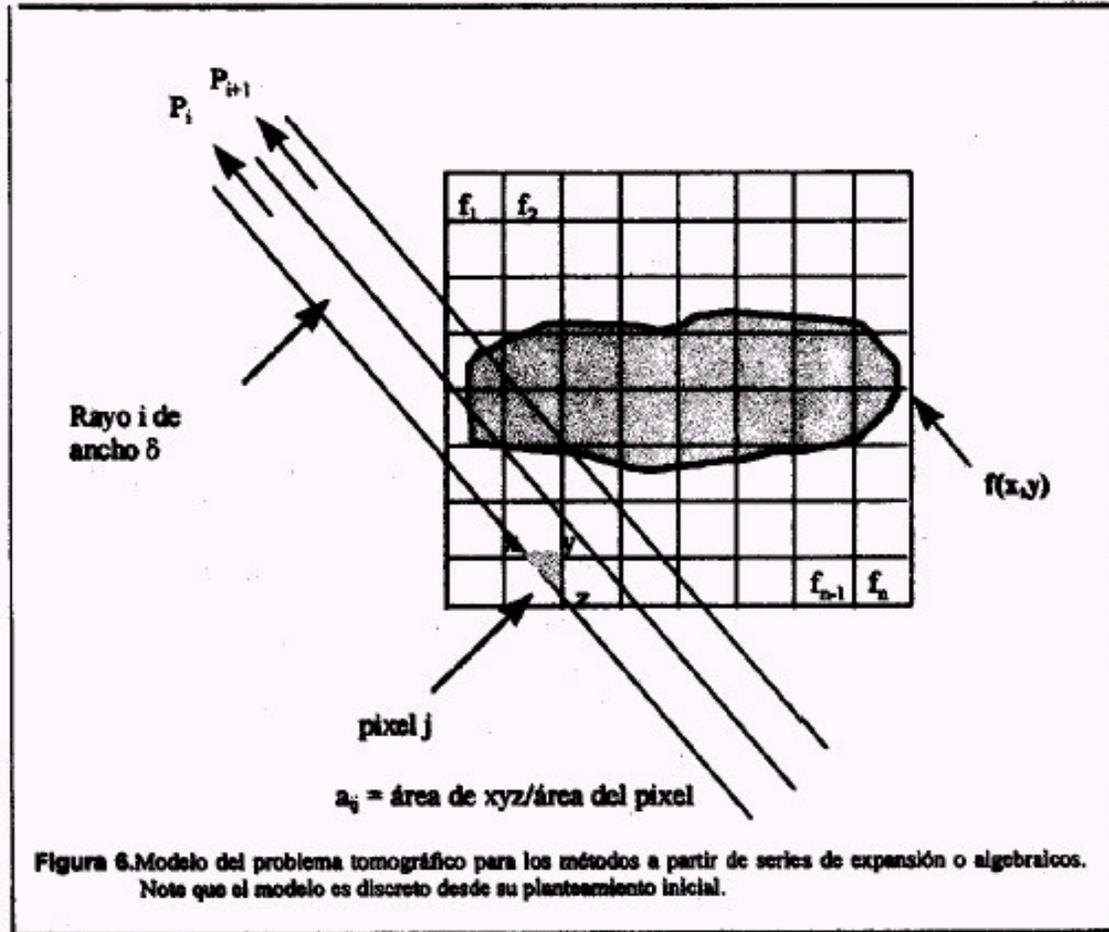
El método de reconstrucción algebraico (ART, del inglés, Algebraic Reconstruction techniques) o de la "proyecciones" fue publicado por primera vez en 1970 por Gordon y cols.^(11, 15) y luego se reconoció que era idéntico al

método de Kaczmarz para resolver sistemas de ecuaciones lineales⁽¹⁶⁾.

La función f dentro del arreglo de n *pixels*, puede ser representada por el vector $F (f_1, f_2, \dots, f_n)$ definido en un hiperespacio euclideo IR^n . En este hiperespacio cada una de las m ecuaciones en [16], representa un hiperplano. El punto en que se interceptan todos estos hiperplanos constituye la solución del problema tomográfico.

Para mayor simplicidad consideremos el caso $m=2$ y $n=2$. En este caso f_1 y f_2 satisfacen las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} P_1 &= a_{11}f_1 + a_{12}f_2 \\ P_2 &= a_{21}f_1 + a_{22}f_2 \end{aligned} \quad [17]$$



Se define un *rayo* como cualquier banda que pase sobre la función f . Cada rayo tiene un ancho δ que generalmente es igual al ancho de un *pixel*. Se define un *rayo suma* a la suma de la función f sobre un rayo.

Sea P_i el rayo suma sobre el rayo i . La relación entre los P_i 's y los f_j 's se puede expresar mediante la serie:

$$P_i = \sum_{j=1}^n a_{ij} f_j \quad \text{para } i=1, 2, \dots, m. \quad [16]$$

Donde el factor a_{ij} es la fracción de área del *pixel* j producto de la intersección con el rayo i , y

El método ART parte de una solución inicial representada por el vector F_0 (Figura 7). Esta solución inicial es proyectada sobre la recta representada por la primera de las ecuaciones en [17].

La implementación matemática de esta primera proyección se realiza mediante la fórmula:

$$F_1 = F_0 - [(A_1 \cdot F_0 - P_1) / (A_1 \cdot A_1)] A_1 \quad [18]$$

Donde $A_1 = (a_{11}, a_{12})$, es el vector formado por los coeficientes de la primera de las ecuaciones en [17].

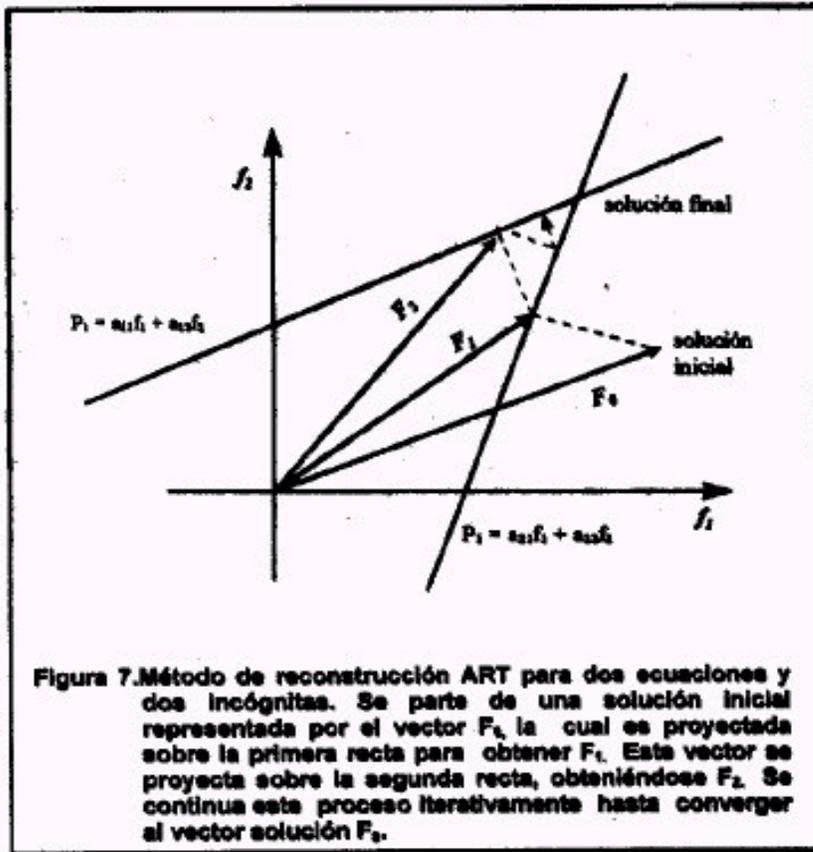


Figura 7. Método de reconstrucción ART para dos ecuaciones y dos incógnitas. Se parte de una solución inicial representada por el vector F_0 , la cual es proyectada sobre la primera recta para obtener F_1 . Este vector se proyecta sobre la segunda recta, obteniéndose F_2 . Se continúa este proceso iterativamente hasta converger al vector solución F_m .

Después de obtener F_1 , se proyecta este vector sobre la segunda recta, obteniéndose F_2 como se observa en la figura 7. A continuación se proyecta F_2 sobre la primera recta para obtener F_3 . Proyectando F_3 sobre la segunda recta se logra F_4 . Este proceso iterativo continúa hasta converger al vector solución F_m . Ha sido demostrado por Tanabe⁽¹⁷⁾ que si el sistema de ecuaciones representado por [17] tiene solución única, entonces:

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{L2} = F_s \quad [19]$$

Generalizando [18] y [19] para cualquier m y n, tenemos que:

$$F_j = F_{j-1} - [(A_j \cdot F_{j-1} - P_j) / (A_j \cdot A_j)] A_j \quad [20]$$

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{Lm} = F_s \quad [21]$$

Las fórmulas [20] y [21] constituyen el método de reconstrucción algebraico (ART) o de las "proyecciones" a partir del cual se han desarrollado otros métodos iterativos que en general buscan aumentar la velocidad de convergencia a la solución final⁽¹⁸⁾. [18]

BREVE ANALISIS COMPARATIVO

Los métodos de reconstrucción tomográfica se caracterizan por la exactitud de sus resultados, la velocidad en la reconstrucción y por la flexibilidad para adaptarse a diferentes sensores de imágenes y geometrías de medición.

En el contexto de los métodos a partir de transformadas, se señalaba, hasta hace sólo algunos años, que el método de convolución y retroproyección aventajaba en exactitud al método por inversión de Fourier⁽⁸⁾, debido a los artefactos introducidos por los métodos de interpolación. No obstante, trabajos posteriores han logrado mejorar parcialmente estos resultados a partir del uso de procedimientos de interpolación mucho más refinados⁽⁸⁾. Por otra parte, el método de Fourier aventaja en velocidad al de la convolución ya que se necesita un volumen menor de cálculos para obtener la solución del problema tomográfico. Esto último es de primera importancia para aquellos sensores tomográficos que pueden emplear imágenes de mayor resolución digital (Resonancia Magnética, Tomografía por rayos X, etc.), pero en el caso de la SPECT cerebral los beneficios son pobres teniendo en cuenta que es prohibitivo el empleo de imágenes mayores de 128x128, so pena de degradar considerablemente la relación señal/ruido⁽⁹⁾.

Considerando los elementos apuntados, el método de reconstrucción de preferencia hasta la fecha, en la mayoría de los servicios de medicina nuclear, es el de convolución y retroproyección.

En el contexto más amplio de la teoría tomográfica, los métodos a partir de transformadas son, como regla general, mucho más rápidos que los métodos a partir de series de expansión o algebraicos, debido a la lentitud

relativa de la convergencia del proceso iterativo. Sin embargo, el creciente aumento de la velocidad de procesamiento de las computadoras actuales desvirtúan, en términos prácticos, esta desventaja de los métodos algebraicos. Este hecho ha inducido a mirar sin recelo las indiscutibles ventajas de estos métodos. Primero, mayor exactitud por la naturaleza iterativa del procedimiento. Segundo, mayor flexibilidad para implementarlos en nuevos sensores de imágenes (por ejemplo, ultrasonido) y en nuevas geometrias de medición (colimadores convergentes, etc.). Tercero, y quizás la cuestión de mayor relevancia para la SPECT cerebral, estos métodos permiten modelar mas fácilmente los problemas de la atenuación y de la dispersión de la radiación⁽¹³⁾.

Finalmente, los métodos híbridos de reconstrucción, de más reciente desarrollo, se basan en combinar ambos enfoques⁽¹³⁾. Por ejemplo, comenzar tomando con primera aproximación de la función f una simple retroproyección y seguidamente, continuar con un proceso iterativo aplicando ART.

APLICACIONES CLINICAS DE LA SPECT CEREBRAL

Las aplicaciones clínicas mas importantes de la SPECT cerebral han estado orientadas a la evaluación del FSC en la enfermedad cerebrovascular en diferentes estadios, en el diagnóstico diferencial de la demencia, en el estudio de las epilepsia, en los traumas craneoencefálicos, en las enfermedades neuropediátricas, en la enfermedad de Parkinson y más recientemente en las enfermedades psiquiátricas⁽¹⁸⁾.

De más reciente aparición son los estudios con neuroactivación, los cuales consisten en estudiar el FSC en reposo y durante algún tipo de activación (farmacológica, mental, motora, sensorial y crisis epiléptica inducida). Estos estudios brindan mucha más información que los simples estudios basales o en reposo, pues se puede estudiar como responden funcionalmente determinadas áreas cerebrales ante un estímulo dado⁽¹⁹⁾. Estos estudios parten de la base de que existe un acople entre el FSC y el metabolismo cerebral.

Otras de las aplicaciones clínicas de gran interés son las relacionadas con los estudios con radiofármacos con afinidad por neuroreceptores, por su mayor especificidad desde el punto de vista

metabólico y por sus implicaciones farmacológicas⁽¹⁹⁾. Este es también un campo en franco periodo de investigación/desarrollo y requiere de tener disponible métodos de cuantificación en la SPECT.

En nuestro centro se han realizado un grupo de trabajos, principalmente orientados a mejorar la calidad de las imágenes, particularmente la resolución espacial, y a la aplicación de la SPECT con Tc 99m -HMPAO en la enfermedad de Parkinson⁽²⁰⁻²⁶⁾.

REFERENCIAS

- (1) RADON, J. (1917): Berichte Saechsische Akademie der Wissenschaften, 69.
- (2) BRACEWELL, R.N. (1956): Aust. J. Phys., 9.
- (3) DeROSIER, D.J. and A. KLUG (1968): Nature, 217.
- (4) CORMACK, A.M. (1963): Appl. Phys., 34.
- (5) KUHLE, D.E and R.Q. EDWARDS (1963): Radiology, 80.
- (6) HELGASON, S. (1980): The Radon Transform. Boston M.A., Birkhäuser.
- (7) SÁNCHEZ CATASÚS, C. (1986): Rev. Cub. Fis., 4, 1.
- (8) LEWITT, R. M. (1983): Proceedings of the IEEE, 71,3.
- (9) SORENSON, J.A. and M.E. PHELPS, (1988): Physics in Nuclear Medicine, New York, Grune & Stratton, Inc. Harcourt Brace Jovanovich.
- (10) MASDEN, M.T. and C.H. PARK (1986): J. Nucl. Med., 13.
- (11) CHANG, L.T., et al. (1978): IEEE Trans Nucl Sci NS-25.
- (12) GIRALDI, M.C.; V. BETTINARDI, y A. TODD-POKROPEK (1988): J. Nucl Med, 29.
- (13) ROSENTHAL, M.S., et al, (1995): J. Nucl. Med., 36.

- (14) GORDON, R.; R. BENDER, and G.T. HERMAN (1970): *J.Theor. Biol.*, 29.
- (15) CENSOR, Y. (1983): *Proceedings of the IEEE*, 71,3.
- (16) KACZMARZ, S. (1937): *Bull. Acad. Polon. Sci. Lett. A*, 35.
- (17) TANABE, K. (1971): *Numerische Matematik*, 17.
- (18) HOLMAN, B.L. and M.D. DEVOUS (1992): *J. Nucl. Med.* 33.
- (19) COSTA D.C.; G.F. MORGAN and N.A. LASSEN (1993): *New trends in Nuclear Neurology and Psychiatry*, London, John Libbey & Company Ltd,
- (20) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; L. ALVAREZ, et al. (1995): *Rev. Esp. Med. Nucl.* 15, 5.
- (21) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA, et al. (1994): *Phys. Med. & Biol.*, 39a.
- (22) SANCHEZ CATASUS, C. et al. (1996). *Eur. J. Nucl. Med.*, 23, 9.
- (23) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA et al. (1992): *Rev. Esp. Med. Nucl.*, Supl. I.
- (24) _____ et al. (1995): *Rev. Esp. Med. Nucl*, 16, 1.
- (25) _____ et al. (1995): *Tomograph in Nuclear Medicine, Present Status and Future Prospects*. Vienna: IAEA Press.
- (26) Sánchez Catasús, C.; L. Alvarez, et al (1996): *Rev. Neuroi Arg.* 21: 142-49.

SISTEMA PARA LA MEDICION DE CUERPO ENTERO Y ESTIMACION DE DOSIS POR DIFERENTES VIAS DE IRRADIACION EN UN GRUPO DE INFANTES DE AREAS AFECTADAS POR EL ACCIDENTE DE CHERNOBIL

R.C. Suárez; G.M. López Bejerano; J.O. Arado; L.A. Jova Sed
Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones.

RESUMEN

El artículo describe la implementación de dos contadores corporales con blindaje parcial de sombra y geometría de camilla, para determinar la actividad del Cs-137 presente en el cuerpo; las técnicas de calibración y la metodología usada para la estimación de dosis de diferentes fuentes de irradiación. Se presentan los resultados de un grupo de 4506 niños provenientes de áreas afectadas por el accidente de Chernobyl. En 69 % de los niños estudiados se detectaron contenidos de Cs-137 con valores mayores que la actividad mínima detectable. La actividad específica osciló entre 1,5 y 565 Bq/kg. Los resultados de las dosis estimadas muestran que el componente externo de la dosis es el factor de mayor contribución a la dosis total con valores entre 3,6 y 87,6 mSv. La dosis hipotética de yodo en tiroides alcanzó valores hasta de 2 Gy. La dosis interna de Sr-90 y Cs-137 alcanzó valores de unidades de mSv. La dosis total fue estimada entre 8 y 172 mSv.

ABSTRACT

Paper describes the implementation of two whole body counters with partial shadow shield and lying geometry in order to determine Cs-137 body burden; calibration technics and used methodology for dose estimation from different sources of irradiation. Results in a group of 4506 children coming from affected areas due to Chernobyl accident are presented. In 69 % measured children was detected contents of Cs-137 with higher values to the minimum detectable activity. The specific activity oscillated between 1.5 and 565 Bq/kg. Results of dose estimation show that external dose component is the major contributing factor to the total dose with values between 3.6 and 87.6 mSv. The hypothetical iodine dose in thyroid reached values up to 2 Gy. The internal dose of Sr-90 and Cs-137 reached unity values of mSv. The total dose was estimated between 8 and 172 mSv with means values of mSv.

1. INTRODUCCION

Como parte de la atención médica general que reciben en la República de Cuba un grupo de niños procedentes de zonas afectadas por el accidente de Chernobyl el Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones realiza estudios dosimétricos en los que se incluyen:

- el montaje de las instalaciones para las mediciones de la actividad de Cs-137 presente en el organismo de los niños, el equipamiento y los fantomas de calibración preparados, así como los resultados del procedimiento de calibración para infantes.

- el estudio dosimétrico que comprende la estimación de la dosis de I-131 en tiroides, la estimación de dosis producto de la contaminación de Sr-90 en el terreno y el cálculo de las dosis efectivas integradas en 70 años producto de la incorporación de Cs-137 en el organismo de los niños asumiendo un modelo de incorporación crónica.

El estudio realizado abarca 4506 niños de las Repúblicas de Ucrania (69.3 %). Bielorus (8.1%) y Rusia (22.5%) procedentes de 659 poblados y con edades entre 1 y 17 años.

2. MATERIALES Y METODOS

En la Ciudad de los Pioneros "José Martí" se instalaron dos contadores de cuerpo entero con blindaje parcial de sombra de 5 cm de plomo y geometría de camilla. En cada instalación se empleó un detector de NaI(TL) de 150*100 mm y un analizador multicanal AMC-01 de fabricación nacional.

Para la calibración del sistema se utilizó un juego de simuladores formados por recipientes plásticos con los cuales se crearon fantasmas de diferentes pesos y tallas, que abarcan desde un niño de 5 Kg hasta el Hombre Dosimétrico de Referencia de 70 kg [1]. Los radionúclidos empleados en la calibración fueron emisores gamma con energías entre 511 y 1460 Kev : Sr-85, Mn-54, Cs-137 y K-40. El fantoma utilizado para medir el fondo contiene la cantidad de potasio y calcio correspondiente a cada peso [2,3], con lo cual se hace más exacta la determinación del Cs-137 debido al mejor conocimiento del aporte del K-40 presente en cada niño. Para el caso del Cs-137 la eficiencia de detección determinada para cada fantoma fue ajustada por el método de mínimos cuadrados en dependencia de su relación peso/talla.

Los valores de la eficiencia de detección y la actividad mínima detectable se presentan en la Tabla 1. El error de medición de actividad para un intervalo de confianza del 90 % se estimó en un 32 %.

superficial para la regiones de donde proceden los niños [4,5,6,7,8].

Los procedimientos para la estimación de dosis por irradiación externa para el primer año posterior al accidente incluye a los radionúclidos Ru-103, Ru-106, I-131, Cs-134 y Cs-137. La estimación de dosis efectiva producida por el Sr-90 se limitó a un pequeño grupo de 1314 niños de aquellas zonas donde se conocen los valores de contaminación del terreno con este radionúclido. Se aplicaron los factores de transferencia recomendados por UNSCEAR [9].

Las dosis absorbidas en tiroides producidas por I-131 se calcularon sobre la base de una estimación hipotética conociendo la relación en que se encontraba este radionúclido y el Cs-137 en el terreno. Se aplicaron los factores de transferencia para diferentes zonas con contaminación de superficie de Cs-137 [8,9].

Para el cálculo de la dosis por contaminación interna se empleó la metodología recomendada por la publicación 30 de la CIPR [10]. Este procedimiento está establecido para personas adultas; en el caso de estimación de dosis para niños es necesario tener en cuenta la masa del órgano de interés o de todo el cuerpo. Se asume un período de tiempo de 70 años [11,12].

Tomando en cuenta las características físicas y metabólicas del Cs-137 el cálculo de dosis equivalente integrada en 70 años se realiza por la ecuación:

Tabla 1. Características de los Contadores de Cuerpo Entero empleados.

Radionúclido	Contador-1		Contador-2	
	ε(cps/Bq)*	AMD (bq)**	ε(cps/Bq)	AMD (Bq)
Cs-137	3.09 E-3	105	2.66 E-3	126
K - 40	1.63 E-3	1036	1.69 E-3	804

* Tiempo de medición 25 min.

** Simulador de Hombre Dosimétrico de Referencia.

La información preliminar para la estimación de dosis equivalente por irradiación externa se obtuvo a partir de una encuesta realizada a cada niño con el objetivo de conocer su ubicación geográfica, sus hábitos de alimentación y de vida en la etapa durante y posterior al accidente. Las dosis se estimaron utilizando la información de publicaciones oficiales ucranianas y de otros organismos internacionales donde se presentaron valores de las tasas de dosis y contaminación

$$H_{70,t} = 1.6 \cdot 10^{-10}$$

$$[U_{Cs}(70/m) SEE_{Cs} +$$

$$U_{Ba}(70/m)^{0.66} SEE_{Ba}]$$

donde:

U.....es el número de transformaciones que ocurren en todo el cuerpo en 50 años posteriores a la incorporación por Bq incorporado, debido a la desintegración del Cs-137 y el Ba-137m.

SEE...energía específica efectiva para adulto producida por desintegración del Cs-137 y el Ba-137m respectivamente.

Todos los cálculos se efectuaron para el momento de estancia del niño en Cuba y como pronóstico en 70 años asumiendo que continúa

habitando en la misma región. La estimación de dosis total incluye el aporte de cada uno de los procedimientos explicados.

3. RESULTADOS Y DISCUSION

Los resultados generales de las mediciones realizadas se presentan en la Tabla 2 de acuerdo a las repúblicas de procedencia de los infantes. El mayor número de mediciones se realizó a los niños de Ucrania con el 70 % del total.

conservador producto de que se asume un cociente I-131/Cs-137 en el ambiente que se conoce de manera general y no por localidad específica. Un 44 % de los niños se estima recibieron dosis en tiroides superiores a 40 mGv.

El cálculo de la dosis efectiva integrada por Cs-137 mostró que el 70 % de los niños reciben dosis inferiores a 0.1 mSv. Los valores máximos estimados tienen valores de unidades de mSv.

Tabla 2. Resultados generales de la medición de Cs-137 en el organismo de los niños para las tres repúblicas estudiadas.

República	Número de niños medidos	Mediciones con actividad total superior a AMD		Intervalo actividad total (kBq)	Intervalo actividad específica (Bq/Kg)
		Número	%		
Bielorús	367	324	88.28	0.1-8.47	1.5-363
Ucrania	3121	2239	71.74	0.1-31.82	1.5-565
Rusia	1018	548	54.10	0.1-11.53	1.5-195
Totales o intervalos	4506	3111	69.10	0.1-31.82	1.5-565

En el 69 % de los niños medidos se detectaron contenido de actividad de Cs-137 en el organismo en valores superiores a la actividad mínima detectable. Los valores oscilaron entre 1.5 y 565 Bq/Kg. Un 90 % de los niños medidos presentaron actividad específica inferior a 20 Bq/Kg. La distribución de actividad tuvo un carácter logarítmico normal en cada una de las regiones estudiadas. La prueba de bondad de ajuste fue aceptada.

La distribución de niños por intervalos de dosis de irradiación externa para el cuarto año mostró que el 90 % de los niños reciben por esa vía de irradiación dosis inferiores a 2 mSv, sólo el 5 % reciben dosis superiores a los 5 mSv. El máximo estimado para el período es de 31.42 mSv. El comportamiento de los valores de dosis tanto para el año de estudio como para el pronóstico en los 70 años es lineal.

En el caso de la dosis efectiva producto del Sr-90 la distribución de los niños muestra que el 25 % reciben dosis superiores a la unidad de mSv. Las dosis máximas no superan los 5 mSv.

La estimación hipotética de la dosis absorbida en tiroides en algunas regiones evidenció valores de hasta 2 Gv. Debe señalarse que el cálculo es

La distribución de niños por intervalos de dosis total evidenció que el 80 % de los mismos reciben dosis totales inferiores a 5 mSv. Los valores máximos no sobrepasan los 0.2 Sv.

4. CONCLUSIONES

Los niveles de contaminación interna en el universo estudiados oscila entre 1.5 y 565 Bq/Kg, presentando un 90 % actividades inferiores a 20 Bq/Kg. La distribución de actividad medida tiene un carácter log-normal en cada una de las regiones estudiadas.

Se realizaron estimaciones de dosis por diferentes vías de irradiación en el grupo de niños estudiados. La componente de dosis por irradiación externa es el mayor contribuyente a la dosis total con valores entre 3.6 y 87.5 mSv para 70 años. Las dosis hipotéticas de yodo en tiroides alcanzó valores de hasta 2 Gy en algunas regiones. Las dosis internas de Sr-90 y Cs-137 alcanzaron valores de unidades de mSv. La dosis total se estimó entre 8 y 172 mSv con valores medios de unidades de mSv.

5. REFERENCIAS

- [1] SUOMELA, M. (Dec.-1983): Whole body counters studies in Radiation Protection y Clinical Research. Institute of Radiation Protection. STL-A45. Helsinki. Finland.

- [2] ICRP (1975): Publication 23. Report of the Task Group on Reference Man. Pergamon Press.
- [3] BRODSKY, A. (1986): Accuracy and detection limits for bioassay measurements in radiation protection. Statistical considerations. NUREG-1156.
- [4] [1986]: URSS state Committee on the utilization of Atomic Energy. The Accident on the Chernobyl Nuclear Power Plant and its Consequences. Part I. II.
- [5] (1989): Medical Aspects of the Chernobyl Accident. IAEA TECDOC -516 Vienna.
- [6] (1988): United Nations. Sources, Effects and Risk of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. 1988 Report to the General Assembly with annexes. United Nations sales publication E.88.IX.7. New York.
- [7] (1989): State Committee on Hydrometeorology. Data on Radiactive Contamination in settlements of the Ukrainian SSR by Cs-137 and Sr-90. Moscow.
- [8] (1991): The International Chernobyl Project. Assessment of Radiological Consequences and Evaluation of Protective Measures. Report by an International Advisory Committee. IAEA. Vienna.
- [9] United Nations. Ionizing Radiation: Sources and Biological Effects. United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation. 1982 Report to the General Assembly with annexes. United Nations sales publication E.82.IX.8. New York.
- [10] (1980): ICRP Publication 30. Limits for intake radionuclids by workers. ICRP. Pergamon Press.
- [11] (1969): ICRP Publication 10 A. The Assessment of Internal Contamination Resulting from Recurrent or Prolongued Uptakes. ICRP.
- [12] (1986): Husak a kolektiv. Dozimetrie Vnitnich Zaricu. CVUT PRAHA.

METODO DE REORIENTACION AUTOMATICA DE IMAGENES DE SPECT CEREBRAL CON ^{99m}Tc -HMPAO

Leonel A. Torres; J.L. Rodríguez, O. Pereztoi; A. Perera; M. Pérez,
Centro de Investigaciones Clínicas, Ciudad de La Habana, Cuba.

RESUMEN

Hemos desarrollado un método para la detección automática de la línea órbito meatal (O-M) y la reorientación de los cortes oblicuos, en estudios de perfusión cerebral con SPECT empleando ^{99m}Tc -HMPAO. Se basa en obtener el perfil inferior de la imagen sagital suma y determinar la inclinación de la recta que mejor se ajusta. Además fue necesario realizar un estudio previo de calibración en el que se determinó el ángulo de inclinación existente entre la línea (O-M) y la recta ajustada. Con estos parámetros el volumen es reorientado de forma automática con una inclinación previamente determinada.

ABSTRACT

We have developed a method for automatic detection of orbito meatal (O-M) line and oblique section reorientation in Regional Cerebral Blood Flow studies with Brain SPECT employing ^{99m}Tc HMPAO. It is based on obtaining the inferior profile of the sagittal sum image and determining the inclination of the best fitted line. Besides, it was necessary to carry out a previous calibration study in order to determine the angle of inclination between the (O-M) line and the fitted line. With these parameters, the volume is reorientate automatically with an inclination previously determined.

INTRODUCCION

El SPECT cerebral con ^{99m}Tc -HMPAO es una técnica ampliamente difundida en la actualidad para el estudio del Flujo Sanguíneo Cerebral regional (FSCr) (1). Para la valoración de las imágenes es necesario standarizar los procedimientos de adquisición y procesamiento de los datos lo que garantiza la reproducibilidad y repetitividad de los diagnósticos.

La inclinación de los cortes oblicuos con respecto al plano transversal tiene una importancia preponderante en estos estudios ya que permite obtener niveles predeterminados que son comparados con patrones conocidos de perfusión, utilizados como referencia para informar las pruebas.

Además para la correlación de las imágenes gammagráficas con las de otras técnicas con TAC y RMN, la orientación del volumen es de vital importancia para garantizar la coincidencia espacial requerida en la superposición de estos estudios (2).

Los criterios de reorientación más reportados en la literatura usan como referencia al plano (O-M) (3,4). Existen varios procedimientos en función de

este objetivo, algunos consisten en posicionar la cabeza del paciente tal que el plano (O-M) sea perpendicular al plano del detector y otros en reorientar el volumen por software de forma manual. Estos métodos son muy inexactos y tienen una gran dependencia de las habilidades y experiencias del operador, aunque en la actualidad han aparecido en el mercado sistemas con posicionamiento por laser con los que se logra una gran exactitud.

Existen también algunos trabajos donde se describen métodos de reorientación de imágenes de SPECT cerebral por software (cortes transversales y coronales) pero que no abordan esta tarea en el plano sagital (5) y solo en estudios con PET ha sido abordada esta temática (6). Es por ello que nos propusimos desarrollar un método de reorientación del volumen en este plano, que posea mayor exactitud y que en el orden práctico sea de poca complejidad.

MATERIALES Y METODOS

Efectividad de la regresión lineal

Para la validación del método fueron colectadas imágenes del Flujo Sanguíneo Cerebral regional

(FSCr) de diez pacientes normales empleando un sistema SPECT modelo SOPHYCAMERA DS7. Las adquisiciones se realizaron en 128 proyecciones de 15 segundos cada una en formato de 64*64 y zoom 1.14. Fue empleada una órbita por contorno y un cabezal especial para estudios de SPECT cerebral. En cada uno de los pacientes se obtuvo la imagen suma sagital en las cuales se ajustó una recta a su perfil inferior y se valoró si el mismo posee un comportamiento lineal a través del análisis de los coeficientes de correlación lineal (r).

Detección de la línea (O-M)

Para la determinación del ángulo de inclinación entre el volumen encefálico y el plano órbito-meata fueron creados 4 marcadores puntuales de ^{99m}Tc posicionados en 4 puntos pertenecientes a dicho plano realizándose una adquisición tomográfica simultánea de la distribución del radiofármaco y los marcadores. Estos estudios se realizaron en cinco pacientes y los resultados fueron valorados empleando softwares comerciales de uso específico.

Implementación del algoritmo

La creación del software de reorientación automática se realizó en una estación de procesamiento SOPHY-20P, empleando lenguajes FORTH y FORTH assembler (CPU motorola 68020). Este se basa en la obtención de una curva que se ajusta al borde inferior de la imagen suma sagital, formada por la superposición de los cortes sagitales. Esta imagen es recentrada en su centro de gravedad y llevada a coordenadas polares,

obteniéndose su contorno inferior con búsquedas radiales de isocontornos. Utilizamos condiciones de extremo para obtener los límites del intervalo de la curva la cual se ajusta a una recta empleando al método de regresión por mínimos cuadrados y cuya pendiente es empleada para obtener los parámetros usados en la reorientación de las imágenes. Conociendo el ángulo de inclinación del volumen podemos determinar la posición del plano órbito-meata y rotar este a la posición deseada con respecto al plano horizontal. En nuestro caso el volumen es reorientado con una inclinación de 25 grados entre estos dos planos.

Validación del algoritmo

Para la validación del algoritmo fueron creados tres sets de imágenes simuladas (software phantoms) con ángulos de inclinación de su perfil inferior conocidos y además el software fue testado empleando estudios realizados en diez pacientes normales tomados como grupo de control.

Análisis Estadístico

Para el procesamiento estadístico de los resultados se empleó análisis de correlación y tests de comparación de medias y varianzas muestrales (Test de Student y test de Cochran).

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Como resultado obtuvimos un método que permite determinar de forma automática el ángulo de inclinación del volumen, hallar su relación con la orientación del plano órbito-meata y finalmente reorientar las imágenes para obtener cortes a niveles deseados y útiles para el diagnóstico. Se determinó el ángulo de inclinación existente entre el plano órbito-meata y el volumen obteniéndose como valor promedio $\theta = -8.94 \pm 0.98$ grados.

Se corroboró que existe una dependencia lineal entre los puntos que forman el contorno inferior del encéfalo, obteniéndose coeficientes de correlación $r > 0.85$ (Tabla 1) que para $n > 20$ puntos corresponde a una dependencia lineal con un nivel de significación ($\alpha = 0.05$) entre ellas. Esto demuestra que el presente método trabajó de forma reproducible.

Los valores medios de los ángulos obtenidos tras la rotación para cada paciente

TABLA 1

Estudio	Angulo Inicial (grados)	Angulo Final (grados)	r
Paciente 1	-23.8	-25.9	-0.86
Paciente 2	-14.1	-25.7	-0.85
Paciente 3	-18.8	-25.3	-0.92
Paciente 4	-18.7	-24.3	-0.93
Paciente 5	-20.0	-24.5	-0.94
Paciente 6	-16.9	-24.7	-0.89
Paciente 7	-15.5	-25.4	-0.93
Paciente 8	-18.4	-24.9	-0.91
Paciente 9	-5.6	-25.2	-0.85
Paciente 10	-20.5	-24.5	-0.88
Phantom 1	0	-24.9	1
Phantom 2	-45.0	-25.1	1
Phantom 3	-25.0	-24.8	1

fueron comparados con el hipotético (25.0°), empleándose el Test de Student. En este caso no se encontró diferencia significativa entre ambas magnitudes, lo que habla a favor de la exactitud del algoritmo propuesto. Consideramos que este es un método sencillo y práctico que puede ser implementado por los grupos que se dedican al estudio del FSCr con sistemas SPECT.

REFERENCIAS

1. LEONARD HOLMAN, B. and MICHAEL D. DEVOUS (1992): "Functional Brain SPECT: The emergence of a powerful clinical method". *J. Nucl. Med.*; 33:1888-1904.
2. EVANS, A.C.; S. MARRIETT; J. TORRESCORZO; S. KU and K. COLLINS (1991): "MRI-PET correlations in three dimensions using a volume of interest (VOI) atlas". *J. Cereb. Blood Flow Metab.*; 11; A69-A78.
3. ROO, M.D. et al. (1989): "Clinical experience with ^{99m}Tc-HMPAO high resolution SPECT of the brain in patients with cerebrovascular accidents". *Eur. J. Nucl. Med.*, 15; 9-15.
4. NEARY, D. et al. (1987): "Single photon emission tomography using 99mTc-HMPAO in the investigation of dementia". *Neurology*; 50:1101-1109.
5. MINOSHIMA, SATOSHI, KEVIN L. BERGER, KIEN S. LEE and A.M. MARK (1992): "An automated Method for Rotational Correction and centering of three-dimensional functional Brain Images". *J. Nucl. Med.*; 33:1579-1585.
6. MINOSHIMA, S. et al. (1993): "Automated Detection of the Intercommisural Line for Stereotactic Localization of Functional Brain Images". *J. Nucl. Med.*; 34: 322-329.

ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN ELEMENTAL EN DIFERENTES ZONAS COSTERAS DE CAYO COCO, ATENDIENDO A SU VEGETACIÓN

E.F. Herrera, R.A. Herrera, O. Díaz, G. Capote*, Ma. E. Montero y F. Bringas

Instituto Superior de Ciencias y Tecnología Nucleares

*Centro de Estudios Aplicados a la Energía Nuclear

RESUMEN.

La influencia de la vegetación puede afectar la dinámica del contenido nutricional de cada parcela de playa de Cayo Coco estudiada. Para ello, se han tomado 21 muestras de suelos costeros sobre los cuales crecen diferentes tipos de vegetación y se les ha aplicado el análisis por activación neutrónica (AAN) y a través de las técnicas estadísticas se puede determinar si existe correlación entre el tipo de vegetación y la composición multielemental medida en cada muestra. En el trabajo se muestra la dependencia de la concentración de diferentes elementos minoritarios y trazas con las diferentes muestras de suelo costero, tomadas en dirección perpendicular a la playa y se llega a conclusiones ecológicas importantes.

ABSTRACT

The influence of the vegetation can affect the dynamic of the nutritional contents in each parcel of beach in Key Coco on study. For this reason had been take 21 samples of coast soil upon which grow different types of vegetation and were applied its the Neutron Activation Analysis with the K_0 - Standardization Method, and furthermore with the help of statistical techniques we could determine if there is or not correlation between the types of vegetation and the multi elemental composition measured in each sample. In this work we show the dependence of the concentration of different minor and trace elements in the different samples of coast soils, taken in the perpendicular direction of the beach, arriving to important ecological conclusions.

INTRODUCCION

En este trabajo se realizó un estudio de la dependencia funcional entre la concentración de los elementos y las zonas vegetativas de una de las playas (Loma del Puerto) de las costas de Cayo Coco, en la cayería del norte de Camagüey con fines netamente ecológicos y así dar recomendaciones para el desarrollo turístico de esta zona. Con este objetivo fueron analizadas 21 muestras de 7 zonas con diferentes características microambientales y comunidades vegetales (3 muestras por zona).

MATERIALES Y METODOS

Fue realizada la determinación elemental de las 21 muestras usando el AAN relativo, absoluto y semi-absoluto (Método de monoestandarización K_0) usando las facilidades de irradiación que ofrece el reactor nuclear térmico de investigaciones TRIGA-III de México. Las mediciones de las muestras se realizaron en Cuba

en el detector de HpGe del laboratorio de Radioquímica del ISCTN. Las muestras fueron irradiadas en paquetes de aluminio cuyos pesos fueron del orden de las decenas en milígramo. El período de irradiación fue de 40 horas.

Para los cálculos de las concentraciones de los elementos se usó el programa CCOMP escrito en FORTRAN 77, el cual tiene en cuenta en sus resultados los valores de concentración calculados por el método relativo [1], absoluto y semiabsoluto (K_0) [2 y 3]. Los elementos Ni y Ti fueron determinados según la técnica del comparador simple reportada en [4].

RESULTADOS Y DISCUSION

Las concentraciones de los 28 elementos medidos, fueron procesados por el test de Fisher para determinar si existen niveles de significación de las concentraciones en las diferentes zonas y posteriormente fueron procesados por los test de comparación de medias para discernir qué zona es

la que presenta la significación [5]. En la Tabla 1 se presentan los resultados de todos los elementos promediados para las 7 zonas. El Fe es el que posee más nivel de significación en la zona F. Los ***indican alto nivel de significación (menos del 1 % de los valores de concentración se acercan a la media general entre las medias de muestras). También está el Cr con doble significación (**) en la zona F (sólo el 1 % de los valores de concentración se acercan a la media general). Por último, elementos como el Ba, Zn, Gd, Nd y Ta tienen simple significación (*), también en la zona F (Sólo el 5 % de los valores de concentración se acercan a la media general).

K₀, se determinaron las concentraciones de 28 elementos en muestras de suelo tomadas en diferentes partes de la región costera de Cayo Coco (Loma del Puerto) y se determinó el nivel de significación de la concentración de estos, respecto a las diferentes zonas vegetativas. Con el resultado experimental se determinó que los elementos más significativos se encuentran en su mayoría en la zona F de pastizales estabilizados, aunque en una gran cantidad de ellos no se determinó el nivel de significación.

La colonización biológica de las dunas arenosas sigue principios de dinámica ecológica íntimamente

Tabla 1. Concentración media de los elementos detectados en las diferentes zonas de interés analizados (en ppm).

Elem.	A	B	C	D	E	F	G	Media general
Ca	332109	337135	332101	301111	327325	300015	313605	320310
Sr	1925	1711	5166	1600	5069	1115	1592	1990
Fe	1195	1520	1512	1909	3975	6135**	6715***	1959
Ti	379	<300	<300	<300	311	315	302	312
Ba	37.2	35.7	15.0*	32.6	39.5	13.7*	11.5	39.2
Zn	31.1	22.2	31.2	35.6	39.5	19.2*	37.2	35.2
Ni	25.9	29.3	39.2	11.2	15.5	52.7	29.6	33.6
Cr	12.1	13.1*	13.7*	13.3*	11.6	15.5*	10.0	13.6
La	9.9	10.3	12.3	10.3	11.9	13.1	12.1	11.2
Zr	1.0	5.0	1.0	1.0	5.0	6.0	2.0	1.0
Gd	3.5	3.2	1.0	3.7	1.0	5.0*	1.9*	3.9
Ce	3.0	3.0	2.5	2.9	3.5	3.2	3.1	3.2
Nd	1.7	1.5	1.3	1.5	1.9*	2.9*	1.9	1.7
Co	1.3	1.3	1.1	1.5	1.2	1.9	1.5	1.1
Br	3.1	<1.0	<1.0	<1.0	<1.0	1.1	1.1	1.3
U	1.07	1.20	1.10	0.93	1.10	1.15	0.93	1.05
Hf	0.93	1.01	1.05	1.3	1.05	1.15	1.15	1.0
Mo	1.1	1.2	1.1	1.1	0.2	<0.9	<0.9	1.0
Rb	9.6	0.1	0.9	0.1	1.5	0.1	0.7	0.6
Yb	0.27	0.99	0.91	0.29	0.91	0.91	0.21	0.29
Th	0.25	0.23	0.29	0.23	0.30	0.29	0.29	0.27
Sc	0.25	0.21	0.25	0.22	0.17	0.21	0.25	0.23
Sb	0.23	0.20	0.29	0.16	0.16	0.19	0.17	0.20
Tb	0.053	0.051	0.053	0.010	0.011	0.069	0.050	0.053
Eu	0.036	0.010	0.033	0.051	0.053	0.053	0.013	0.012
Ta	0.031	0.030	0.035	0.035	0.012	0.053*	0.019*	0.030
Lu	0.030	0.027	0.025	0.023	0.022	0.025	0.025	0.026
Te	0.020	0.021	0.023	0.019	0.021	0.021	0.017	0.021

No obstante a que en los demás elementos no aparecen niveles de significación, de la Tabla 1 se puede apreciar un incremento de los valores de concentración en la zona F y G para la mayoría de los elementos.

CONCLUSIONES

Usando el análisis por activación neutrónica, tanto relativo, como absoluto, como por el método

relacionados con los procesos que originaron la vida sobre el planeta, acelerados sin embargo, por el entorno vivo en que actualmente se desarrollan.

Partiendo de este principio, la cadena sucesional:

Playa desnuda - playa con vegetación - frente de duna con *Ambrosia* sp. o *Uniola* sp. - duna protegida - duna estabilizada con pastizal - duna estabilizada con árboles y palmas, implica un

proceso de colonización biológica en el cual entran cada vez más elementos y/o especies vivas que a su vez preparan el camino para la entrada de nuevos elementos y/o especies.

Desde el punto de vista vegetal, en cada una de las fases a partir de la playa desnuda, se crean las condiciones funcionales ecológicas, es decir surgen los nichos (dados por conjuntos de factores abióticos y bióticos), que permiten la entrada de nuevas especies. Dicho de otro modo, en cada fase anterior surgen los nichos que serán ocupados en la fase siguiente.

Desde el punto de vista nutrimental las primeras especies en colonizar las dunas o tienen pocos requerimientos, o se trata de taxones capacitados para crear, al menos en parte, sus propios requerimientos. En este caso pueden encontrarse especies vegetales capacitadas para fijar nitrógeno atmosférico, resistir altas salinidades, etc. Los individuos de estas especies a su vez van creando en su entorno un ambiente biológico y físico-químico que es diferente al original existente cuando ellas pudieron implantarse. Este nuevo ambiente da lugar a nichos desocupados y por lo tanto se crean las bases para la entrada de nuevas especies.

Las mayores concentraciones de elementos nutrimentales importantes para el crecimiento vegetal en el pastizal (zona F) se debe entonces a los propios procesos orgánicos que ya se han generalizado si se comparan con las fases anteriores. Es necesario tener en cuenta que las diferencias entre este ecosistema y los demás son aún mayores, pues para el presente análisis se han tenido en cuenta los porcentajes de cobertura de la vegetación. Si estos porcentajes fueran considerados, las concentraciones de elementos químicos en estadios anteriores serían mucho menores pues tanto en frente de duna como en duna protegida las plantas cubren mucho menos del 50 % de la superficie (téngase en cuenta que

en todos los casos las muestras fueron colectadas bajo una planta o en su entorno).

En las dunas, a los procesos de colonización biológica que tienen lugar, hay que añadir las entradas nutrimentales provenientes del propio mar, y también aquellos provenientes a través de las lluvias y vientos. Todo este conjunto en unión de las características biológicas de las especies presentes, son los responsables de los procesos de colonización que son comparables con aquellos que originaron evolutivamente la colonización de las tierras a partir de las fuentes de agua circundantes [6].

REFERENCIAS

- HERRERA, E. et al., (september, 1991): Preprint JINR E14-91-399 Submitted to "Modern Trends in Activation Analysis", Vienna, 16-21.
- DE CORTE, F. (1987): The Ko -Standardization Method. Phylosophical Dr. Thesis. Ghent University, Belgium.
- DE CORTE F., SIMONIT A. ; A. SIMONIT; A. De WISPELAERE and A. ELEK (September, 1989): K_o Measurements and related Nuclear Data Conpilation for (n, τ) reaction in NAA, IIIa, IIIb. Journal of Radioanal. and Nucl. Chem. Vol. 33, No. 1.
- VERHEIJKE, M.L. and R.M.W. JANSEN (1988): The Silgle Comparator Method in the Thermal Activation Analysis. Journal of Radioanal. and Nucl. Chem. 125(1), 103-111.
- LERCH, G. (1977): La Experimentación en las Ciencias Biológicas. Editorial Científico-Técnica. La Habana.
- JORDAN, C.F. (1985): Nutrient Cycling in Tropical Forest Ecosystems. Jhon Wiley and Sons.

BIOESTIMULACION LASER DE BAJA POTENCIA EN EL CULTIVO DE LA CEBOLLA (*Allium cepa*, L.)

L. Guardia Gutiérrez*, R. Casate Fernández*, A. De Souza Torrez*, E. Tamayo González, E. Lescay Batista* y J. Rassi Pichardo**

* Instituto de Investigaciones Agropecuarias "Jorge Dimitrov", A.C.C.

** Centro de Desarrollo de Equipos e Instrumentos Científicos, A.C.C.

RESUMEN

Se evaluó la influencia de la irradiación laser de baja potencia en el rendimiento y sus componentes de cebolla variedad Red Creole. Las semillas fueron tratadas pre-siembra con un laser de 25 mW de potencia, comprendido en la zona roja del espectro de la luz, según las combinaciones óptimas reportadas en condiciones de laboratorio. Se demostró un efecto bio-estimulador en el rendimiento y sus componentes ante este tipo de radiación.

ABSTRACT

The influence of low potency laser radiation in the yield and its components in red creole onion variety were evaluated. The seeds were treated pre-sowing with laser He-Ne of 25 mW of potency fulfilled in the red visible light of spectrum, with the optimum combinations reported in laboratory conditions. It was shown the bio-stimulate effect in the yield and its components with this type of radiation.

INTRODUCCION

La cebolla (*Allium cepa*, L.) es uno de los cultivos hortícolas más antiguos (Jones, 1937), y en la actualidad extremadamente difundido en el mundo. De la lista de más de 50 cultivos hortícolas reconocidos por la FAO (FAO 1973), la cebolla ocupa el segundo lugar, solo superado por el tomate en términos de producción en todo el planeta.

En Cuba es considerado uno de los principales cultivos debido a sus necesidades como condimento y parte de las ensaladas de nuestra dieta alimentaria, más la producción local es todavía insuficiente, por lo que se hace necesario su constante importación.

El empleo de la radiación laser sobre diferentes variedades hortícolas es un método que reporta incrementos en el desarrollo y rendimientos de los cultivos (Kartalof et al. 1989, Toskob et al. 1989, Cholakov 1990). En el cultivo de la cebolla no se poseen referencias internacionales, solo trabajos desarrollados en Cuba sobre el efecto estimulante de los rayos laser en diferentes variedades de cultivos hortícolas, incluyendo esta. (Guardia et al. 1991)

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos sobre la bio-estimulación laser en la

cebolla variedad Red Creole sobre el rendimiento y sus componentes.

Materiales y métodos

Fueron llevadas a condiciones de campo las mejores combinaciones obtenidas en condiciones de laboratorio (Guardia et al. 1991), se tomó el primero de los dos picos de estímulo y dentro de ellos 0.25 y 1 minuto, tiempos que sirvieron para que permanecieran expuestas al haz lumínico semillas de cebolla variedad Red Creole, ante un tratamiento pre-siembra.

El haz laser se proyectó de forma continua con una densidad aproximada de 0.8 mW/cm^2 , el laser empleado fue de He-Ne y 25 mW de potencia, comprendido en la zona roja del espectro de la luz, con una longitud de onda de 632.8 nm.

Las semillas fueron sembradas en condiciones de semillero empleando los dos tratamientos antes mencionados, además de un testigo sin irradiar. El semillero se montó en la primera quincena de Noviembre de 1992, sobre canteros altos de 1 m de ancho y densidad de siembra aproximada entre $5-6 \text{ g/m}^2$. (Guenkov 1980), en un suelo aluvial poco diferenciado (Instituto de Suelos, 1980)

El trasplante se realizó en la segunda quincena de Diciembre, se realizó un diseño experimental en bloques al azar, con tres réplicas para cada tratamiento, las parcelas experimentales por cada réplica contaron con 3.2 m² y un marco de plantación de (0.90 + 0.35+0.35 * 0.05) m.

La cosecha se realizó al finalizar el primer tercio de Marzo, se tomó la masa fresco (Kg/m²) como indicador principal al analizar el rendimiento, se analizaron los componentes de la biomasa (masa fresco, masa seco y % de agua), así como la clasificación comercial de los bulbos después de secos (Norma Cubana 77-93: 1991).

Para los análisis estadísticos se empleó el "Complete Statistical System" (CSS) versión 3.0 A/1991. Se realizó un análisis de varianza en cada caso, así como la prueba de rangos múltiples de Duncan, para establecer diferencias entre tratamientos.

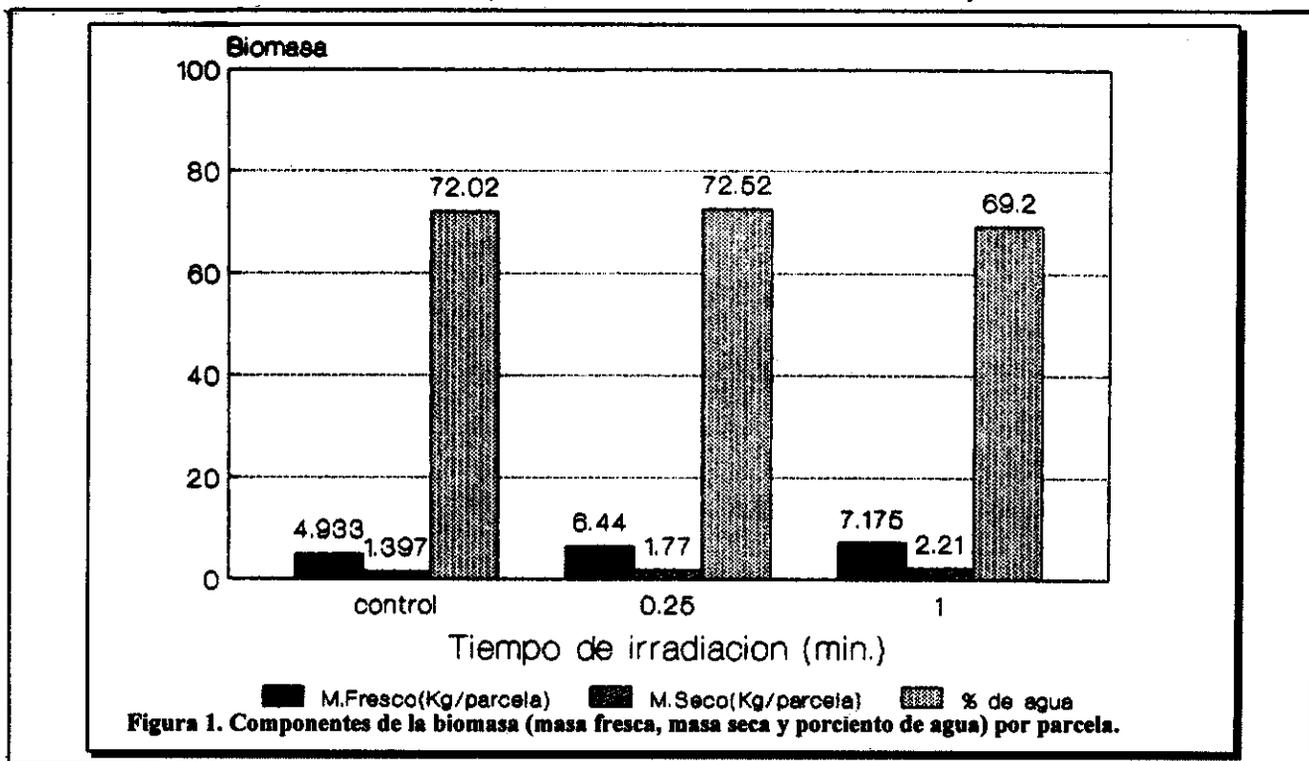
Resultados y discusiones

La Fig. 1 muestra los resultados de los componentes de la biomasa por parcelas, se observan diferencias sustanciales al comparar las masas fresco y seco de los tratamientos con el control, en particular el tratamiento con 1 min. de exposición al laser fue el más estimulado. El porcentaje de agua se manifestó estable entre 69 y 72 %, existiendo por consiguiente una diferencia en la masa seco entre los tratamientos y el control,

reportado desde 1920 como el principal indicador para analizar el crecimiento de las plantas. (Briggs et al. 1920)

En la Fig. 2 se presenta el rendimiento en ton/ha y la clasificación comercial en relación a este para este tipo de cebolla (Norma Cubana 77-93: 1991) en esta también se aprecia una marcada estimulación en los tratamientos con laser, por ejemplo el 49.0 % del rendimiento total en el tratamiento donde se empleó 1 min. de laser se encontraba en la primera categoría en tanto al analizar el testigo solo el 31.5 % estaba en esta categoría y sí era superior en las restantes. Esto demuestra una estimulación en el desarrollo y formación de los bulbos con estos tratamientos.

El rendimiento total obtenido en el tratamiento control fue 1.54 Kg/m² (15.17 ton/ha), en los órdenes de los reportados por Guenkov, 1980, para la cebolla Red Creole en condiciones cubanas como media anual (10 ton/ha) y en particular para plantaciones sembradas en la primera quincena de Noviembre (1.2 – 1.4 Kg/m²) según Muñoz de Con y colaboradores en 1984. En tanto para el resto de los tratamientos se reportó una estimulación significativa respecto al tratamiento testigo 2.013 (19.81 ton/ha) y 2.242 Kg/m² (22.01 ton/ha), lo que representa llevado a valores relativos del control un 130.58 y 145.08 % respectivamente de estímulo, y aumentos en los rendimientos de 4.64 y 6.84 ton/ha.



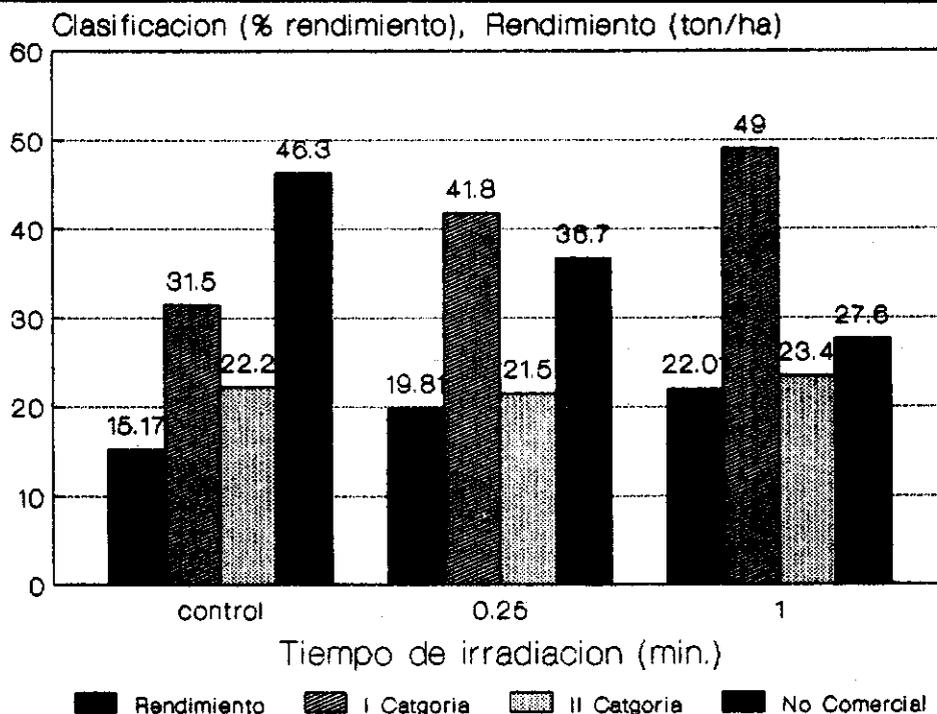


Figura 2. Comportamiento del rendimiento (ton/ ha) y la clasificación comercial en relación a este.

REFERENCIAS

CHOLAKOV, D. (1990): Efecto de la irradiación de energía laser en semillas y sus manifestaciones biológicas en pepinos". *Rev. Ciencias de las plantas*, 27(5) p.77-81 (en búlgaro).

FAO (1973): Production year 1973. Food and Agriculture Organization of the United Nations. Rome.

Guardia, L.; A. Labrada; L. González y A. Pérez (1991): Efecto de la irradiación laser sobre el crecimiento de plántulas de cultivos de importancia económica. Resúmenes III Taller "Las radiaciones y los isótopos en la agricultura", INIFAT, Cuba.

GUENKOV, G. (1980): Fundamentos de la horticultura cubana. Ed. Pueblo y Educación, La Habana, 308 pp.

Instituto de suelos (1980): Clasificación genética de los suelos de Cuba, 1979. Ed. Academia, La Habana, 28 p.

JONES, H.A. (1937): Onion Improvement. U.S.D.A. Yearbook. P. 233-250.

KARTALOF, P. y D. CHOLAKOV (1989): Influencia de la frecuencia de irradiación laser en semillas en el crecimiento de tomates tempranos en invernaderos. *Rev. Viandas y hortalizas*. Moscú. 11/89. Pág. 6 (en ruso).

MUÑOZ DE CON; L. y A. PRATS PEREZ (1984): Investigaciones sobre la variación en los rendimientos de la cebolla en Cuba. Ed. Academia 69 pp.

Norma Cubana 77-93 (1991): Frutos y vegetales naturales. Especificaciones de calidad. 2 pp. Cuba.

TOSKOB, K. Y C. GENCHEB (1989): Influencia de la irradiación laser en semillas en el crecimiento, desarrollo y rendimientos de variedades medio-tempranos de tomate. *Rev. Viandas y hortalizas*. Moscú 11/89 pág. 5 (en ruso).