



TITULO:

EL SÍNDROME DEPRESIVO Y SU ANÁLISIS ACTUAL

AUTOR:

DR. MIGUEL G. ÁVILA

CONS. MEDICINA NUCLEAR S.E.

LIBERTAD N° 666

C.P. 4.200 - SANTIAGO DEL ESTERO

ARGENTINA

RESUMEN

EL SÍNDROME DEPRESIVO Y SU ANÁLISIS ACTUAL

En los '70 la descripción de los fenómenos biológicos en forma cualitativa no concordaban con la realidad y, la tarjeta magnética resolvía una escasa franja de problemas a resolver. El germen de la digitalización en la medicina se instaló por la necesidad de contestar el porqué. En el estudio de perfusión cerebral y su análisis mediante programas computarizados se objetivizó y cuantificó el comportamiento biológico circulatorio y nos acerca a la realidad asociando a otras técnicas también de interés. Se realizó grupo control de 10 personas sanas y grupo de estudio de 30 personas entre los 30 - 60 años de ambos sexos, diagnosticados por la clínica médica síndrome depresivo. El protocolo se realizó usando para cada una las técnicas con el siguiente equipamiento:

- Determinación del flujo cerebral y fracción con afección cardíaca. Tecnecio 99 estable - hexametilprolenamio oxima (TC - HMPAO) y Iodo 131 metaestable - albúmina (131 I-alb.) con gammacámara Spect Technican modelo Omega conectado software 512 P marca Alfa Nuclear, con adquisición gatillada con cada latido cardíaco (en una serie de 300).
- Determinación de volumen y porcentaje de agua total corporal por transducción eléctrica de alto voltaje con analizador de grasa corporal Maltrond Ltd.
- Determinación de Litio plasmático por espectrometría óptica.

Resultados y conclusión del grupo de estudio de enfermos depresivos: La disminución de la perfusión sanguínea en la región parietal izquierda y ambas áreas occipitales de la corteza cerebral. La fracción de eyección cardíaca aumentado. El nivel del litio plasmático disminuido. El volumen y porcentaje de agua total corporal disminuido. Las mediciones mediante estas técnicas posibilitan un correcto tratamiento, ya que antes de este conjunto de análisis el mismo era opuesto al estado fisiopatológico expuesto.

INTRODUCCIÓN

En la medicina moderna, las imágenes con sus análisis morfológico y funcional se han extendido en un amplio rango. Una imagen gráfica o pictórica no es necesariamente en algunas circunstancias deseable. La imagen puede ser enteramente numérica, gráfica o espectral. La medicina nuclear (M.N.) por su naturaleza siempre ha estado involucrada fuertemente con la física, matemática y mecánica computacional y sus progresos gracias a expertos en estos campos. Conceptos físicos y métodos matemáticos usados en la investigación y el desarrollo tecnológico han sido virtualmente herramientas rutinarias en medicina nuclear. La medicina nuclear esta fuertemente condicionada al desarrollo en lo que respecta a equipos y radiofarmacia. Desde 1960 la computación gradualmente ha afectado virtualmente cada aspecto de M.N. especialmente la aplicación de métodos matemáticos. Se puede decir que la computación ha dado a la M.N. una cara nueva. La computación no ha modificado los conceptos matemáticos, por el contrario los ha reforzado y reingresado; creando aumento en su demanda en M.N.; y en otras disciplinas con comunes problemas. Para médicos, físicos, químicos y técnicos en medicina nuclear la computación es vital. La reconstrucción de imágenes a partir de proyecciones y la inteligencia artificial no pertenecen a M.N. pero si es una rama de la ingeniería y tiene un potencial fantástico con estos nuevos aliados. Los estudios de M.N. in vivo son clasificados en dos tipos principales: morfológicos y funcionales. Estrictamente significa que podemos detectar la localización del radiofarmaco en un órgano (I.E. morfología de la distribución del trazador) y el curso del tiempo resulta de la interacción física- química del trazador con la célula viva con consecuencia específica del proceso fisiológico. En biología se crea una relación entre acción y respuesta comportándose como una operación matemática. Un modelo es una fase de interpretación teórica basada en conceptos físico - matemáticos, si es una representación física o conceptual describiendo el comportamiento de un sistema biológico y usando las mismas variables. El modelo puede ser representado exhaustivamente y describe con variables no dimensionales equivalentes y simula formal y matemáticamente el sistema bajo estudio (ha sido usado para estudiar la biokinesia de los radiofarmacos). Un modelo es capaz para predecir matemáticamente el tiempo histórico de una droga y evaluar su concentración y los de sus metabolitos en varios compartimentos. En M.N. un sistema es un compartimento o un conjunto de compartimentos con propiedades metabólicas específicas.-

La M.N. ha progresado como resultado de los avances de cada peldaño de diferentes áreas científicas, avances en el desarrollo de nuevos radiofármacos (I.E.: -H.M.P.A.O.), avances en equipamientos y calidad de detectores, avances en capacidad de modelar el destino metabólico de la entrada en el sistema y finamente mejorar la capacidad de extraer y procesar los datos desde su salida. Un compartimento es un espacio de distribución teórica de especies moleculares dada por el método de dilución usando un trazador o varios trazadores. Esto significa algo bien definido como el plasma o sea una distribución volumétrica fisiológicamente teórica sin materiales limitantes. Muchos compartimentos físicamente bien separados o teóricamente definidos existen en organismos vivos. En los hechos un organismo puede ser considerado como un conjunto de compartimentos interrelacionados. Un continuo cambio de materia y energía ocurre en tales compartimentos y también con el medio ambiente. Estos cambios son procesos físico - químicos de absorción, distribución, síntesis, degradación y excreción. La enfermedad es una alteración de sus mecanismos regulatorios. En M.N. se usan sistemas compartimentales y no compartimentales. Algunos modelos físicos son esencialmente determinativos. El modelo responde a las leyes que regulan su comportamiento como conocido y los parámetros por muestras y cálculos. Otros sistemas son estocásticos en su naturaleza. Las leyes estadísticas del sistema y sus parámetros han sido determinados por datos reunidos (la radioactividad se distribuye sus datos o eventos de acuerdo a la curva de Poisson). Los modelos patológicos pueden ser diferentes de los normales (esto puede ser útil si son correctamente usados). En estudios de dilución dinámica, el modelo estocástico puede ser usado pero no se puede predecir el resultado en el punto final en el tiempo establecido, aun si se asume el realizar una rápida inyección (bolo radioactivo). Esto es porque la mayoría de las situaciones de interés en medicina y biología: la dilución sistémica es compleja e impredecible. Las partículas inyectadas no solamente pueden tener un rango de diferentes vías pero solo pueden ser dibujadas por un rango de diferentes velocidades de flujo dentro del sistema, resultando una distribución estadística del tiempo de tránsito. Será necesario considerar tales sistemas como caóticos en los procesos que son esencialmente al azar. La M.N. se interesa sobre todo en las propiedades estadísticas de una población de partículas y se trabaja con distribuciones estadísticas y funciones físicas. Los resultados estadísticos acerca de una lista de eventos es conveniente usar un vector o matriz de rotación. La vasta lista de herramientas matemáticas es a menudo usada para ayudar a la interpretación de fenómenos biológicos en medicina nuclear incluyen ecuaciones diferenciales, ajustes exponenciales, adaptaciones polinomiales, métodos de convolución y de no convolución, análisis de Foller y análisis factorial, etc. Es tedioso el procesar datos obtenidos en M.N., es por el conjunto de métodos en relación entre sistemas biológicos, entre los parámetros en los cuales se supone que caracteriza a este sistema y entre tales parámetros y el sistema.-

El manejo de datos arriba mencionados pueden clasificarse en cuatro ítems: 1)- Adquisición, 2)- Procesamiento, 3)- Detección y visualización por monitor los parámetros de mejor predicción los cuales pueden estar contenidos en los datos, 4)- Detección de la relación de los datos interpretados con el diagnóstico clínico.-

Cada uno de estos pasos pueden ocasionar dificultosos procesos matemáticos de desarrollar por ejemplo, en la adquisición el simulador Montecarlo de imágenes de SPECT son actualmente utilizados para analizar la influencia de la dispersión y atenuación radioactiva en SPECT para desarrollar nuevos colimadores. El Método Montecarlo es un conjunto de algoritmos usando variables aleatorias para la resolución numérica del problema. El principio del procedimiento Montecarlo es para deducir de muestras independientes y al azar con una distribución de probabilidad usando en los pasos involucrados números independientes generados al azar de acuerdo a un esquema apropiado. Una importante aplicación del procedimiento Motecarlo es una estimación de la fracción absorbida para calcular la dosis radioactiva absorbida debido a los rayos gamma emitidos por el radiofármaco. Estos métodos hacen posible la simulación de la difusión de la energía de un factor en el cuerpo humano, permitiendo el cálculo de energía transmitido a los tejidos. La mayoría de los estudios de M.N. ya sea morfológicos o funcionales son realizados con gammacámara y toda la información es en forma de imagen pictórica o secuencia de imágenes gráficas, de proyecciones de distribución del radiofármaco. Sin embargo la adquisición de imágenes cuantitativamente refleja la distribución del radiotrazador en los órganos del paciente debido a la atenuación y dispersión de los rayos

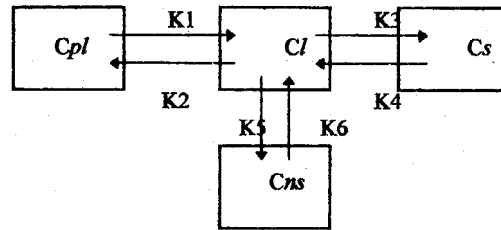
y a las limitaciones del equipo de detección. En la secuencia completa de formación, procesamiento e interpretación de imagen esta fuertemente ligada a los métodos matemáticos. Considerando que cada distribución de actividad puede ser representado como un conjunto de puntos, el trazo borroso de imágenes de fuentes grandes resultan de la superposición de imágenes de puntos vecinos. La función que caracteriza la bidimensionalidad de la imagen de un punto objeto. En general es no variable de fuente del colimador. La imagen (g) es obtenida por convolución bidimensional de la función de objeto $F(x,y)$ y $H(x,y)$ atenuación.-

$$g(x,y) = \iint f(x-x', y-y') h(x', y') dx' dy'$$

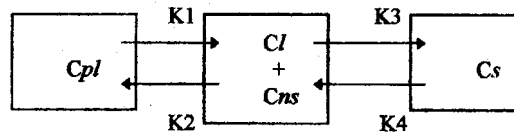
esta ecuación es para ser aplicada cuando son homogéneos los sectores de los volúmenes del objeto.-

Algo que nos acerca mas a la realidad cuando agregamos el factor η que esta unido al sistema electrónico y de dispersión de rayos:

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) + \eta$$

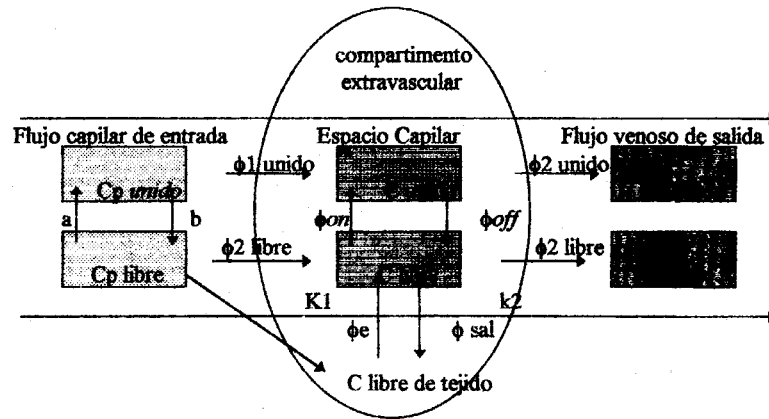


Cpl: unión intravascular
Cl: libre de ligadura
Cs: unión específica
Cns: unión no específica



K1: $fE \text{ ml gr}^{-1} \text{ min}^{-1}$
Clp: fracción de extracción del 1º paso
K3: $\alpha K_0 \beta_{max} / DV l + ns$
 β_{max} : densidad no ocupada de los receptores.
DV l + ns: distribución de volumen marcado no específico y libre
f: flujo sanguíneo.
K4: $K_{off} \text{ min}^{-1}$
Kon: velocidad de unión entre el receptor y el ligante
Koff: velocidad de disociación entre el receptor y el ligante.

El principal propósito de la teoría de sección es para derivar la dependencia de K1 y K2 en la cinética intravascular del ligante para simplificar el hecho se asume que el marcador esta confinado en el plasma y no interactúa con las células sanguíneas (glóbulos blancos, rojos y plaquetas).-



Balance de Masa a nivel Capilar

$$(1-h) \beta \frac{d}{dt} C \text{ libre} = -(\phi_{on} + \phi_{in} + \phi_2 \text{ libre}) + \phi_{off} + \phi_1 \text{ libre} + \phi_2$$

$$(1-h) \beta \frac{d}{dt} C \text{ unido} = \phi_{on} - \phi_{off} - \phi_2 \text{ unido} + \phi_1 \text{ unido}$$

El lado izquierdo de la ecuación representa el cambio temporal de la cantidad de molécula unida en el espacio capilar. Insertando a la expresión campos de flujo:

$$(1-h) \beta \frac{d}{dt} C \text{ libre} = -\left\{ (1-h) \beta_a + P_s + f(1-h) C_{\text{libre}} + 1(1-h) \beta_b C \text{ unido} + \alpha(1-h) \right\} f C_p \text{ unido} + PSC \text{ libre en tejido}$$

$$(1-h) \beta \frac{d}{dt} C_{\text{unido}} = \beta(1-h) \alpha C_{\text{libre}} - \left\{ \beta(1-h) b + (1-h) f \right\} C_{\text{unido}} + f(1-h) * (1-\alpha) C_p \text{ unido}$$

f : flujo sanguíneo - $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{g}^{-1}$

h : hematocrito

β : fracción vascular en espacio de tejido intestinal

P_s : producto de permeabilidad superficial vascular - $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{g}^{-1}$

a, b : velocidad de asociación y disociación para las moléculas unidas en plasma - min^{-1}

α : fracción unido en entorno de capilar (libre)

$\phi_{on} \phi_{off}$: velocidad bimolecular entre la molécula y el receptor - $\text{min}^{-1} \cdot \text{nmol}^{-1} \cdot \text{gr}$

En los recientes años la visualización de datos en tercera dimensión (3D) se ha convertido en materia de interés creciente en el diagnóstico, terapia y educación médica. Muchos investigadores han representado información volumétrica desde diferentes aparatos de imágenes. El interés es una representación volumétrica de una imagen etiquetada (esto es un conjunto de datos que contienen en cada voxel el número de identificación del objeto que le pertenece) que debe ser visualizada. El objetivo es desarrollar una fórmula matemática con funciones reales y finitas de una imagen virtual para su aplicación en técnicas

de medicina nuclear, por ejemplo: la técnica son rayos lanzados en proyecciones perspectivas (porque el ojo humano está condicionado para proyecciones perspectivas). Una superficie de visualización sofisticada, con posibilidades cambiantes para cada representación en 3D, de estructura con superficies alisadas para compensar errores de alineado y errores digitales cíclicos. La posibilidad de la representación simultánea de un primer plano y del fondo de los objetos y de generar cines digitales a partir de las vistas interpretadas con tiempos de respuestas cortos. Las técnicas de proyección ortogonal son simples de implementar y fáciles de computar. El plano de la imagen virtual está definido entre el objeto y el observador asumiendo que es una distancia finita. El primer voxel no cero puede ser usado para el procesamiento de la sombras subsecuentes. La forma de elipsoide es elegible para que encierre a todo un hemisferio cerebral lo mas cercano a su limite periférico como sea posible. Todos los voxels fuera de este casco pueden ser omitidos para acelerar el procesamiento. El método puede ser mejorado por acumulación de las posiciones representadas por cambios de la fuente de luz. La idea es determinar la intensidad de la reflexión directamente desde la distribución de los voxels del objeto. El sistema visual humano es usado para identificar relaciones espaciales entre diferentes objetos desde la sombra, conociendo que la sombra indica cual es el objeto mas cercano a la luz y para representar en 3D el rayo emitido debe ser extendido o desplegado. Asociando con métodos de profundidad de sombra y el de sombra mismo, la representación puede obtenerse con una fina simtonía por el número de parámetros definidos. La transparencia en su modo de trama o de vidrio es útil para la visualización del interior del objeto y para mostrar su posición relativa con la superficie. Aquí también es necesario extender el rayo emitido, por el algoritmo de la función óptica - distancia.

$$2\pi \int_{\pi/2+\Theta}^{\pi} d\theta \cdot \text{sen}\theta \int_0^R dr \cdot r^2 f(r, \theta = R(\Theta)) \quad (1)$$

Diferenciando con respecto a al campo Θ :

$$R'(\Theta) = \frac{d}{d\Theta} R(\Theta) = -2\pi \text{sen}\left(\frac{\pi}{2} + \Theta\right) \int_0^R dr \cdot r^2 f\left(r, \frac{\pi}{2} + \Theta\right) = -2\pi \cos \Theta f_2\left(\frac{\pi}{2} + \Theta\right) \int_0^R dr \cdot r^2 f_1(r) \quad (2)$$

Mas tarde la integral es constante y puede ser un conjunto igual a uno .

$$\int_0^R dr \cdot r^2 \cdot f_1(r) = 1$$

entonces:

$$R'(\Theta) = -2\pi \cos \Theta f_2(\pi/2 + \Theta) \quad \delta$$

$$f_2(\Theta) = \frac{1}{2\pi \text{sen}\Theta} R'(\Theta - \pi/2) \quad (3)$$

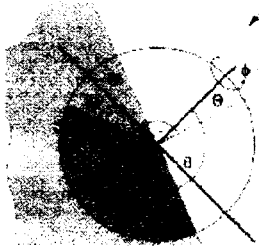
Frecuentemente es conveniente para escribir la reflexión en términos de $\cos\Theta$ mas bien que en Θ

$$R(\Theta) = G(\cos \Theta) \text{ y } f_2(\Theta) = g(z) \text{ con } z = \cos \Theta$$

Colocando $x = \cos \Theta$ se tiene:

$$\begin{aligned} -(1-x^2)^{3/2} G'(x) &= -\text{sen}\Theta G'(\cos \Theta) = R'(\Theta) = -2\pi \cos \Theta f_2(\pi/2 + \Theta) = \\ &= -2\pi x g(-\text{sen}\Theta) = 2\pi x g(-\sqrt{1-x^2})^{3/2} \end{aligned} \quad (4)$$

y con la sustitución $\gamma = -\sqrt{1-x^2}$



$$g(\gamma) = \frac{\gamma}{2\pi\sqrt{1-\gamma^2}}$$

Las ecuaciones (3) responden a las (5), son ecuaciones generales para determinar el peso de la función. En el caso particular $R(\Theta) = \cos^n \Theta$ se tiene $G(x) = x^n$ y $G'(x) = nx^{n-1}$, entonces:

$$f_2(\theta) = g(z) = \frac{n}{2\pi} z(1-z^2)^{n-2z^2} \quad (5)$$

y cuando r tiende a cero la función tiene su máximo por $r \rightarrow R$ en f_1 por su aspecto discreto y no específico.

$$f_1(r) = \frac{16}{\pi R^4} (R^2 - r^2)^{1/2} \quad (6)$$

Y finalmente se obtiene:

$$f(r, \theta) = f_1(r)g(z) = \frac{8n}{\pi^2 R^4} (R^2 - r^2)^{1/2} z(1-z^2)^{(n-2z^2)}$$

con $z = \cos \theta = 1 \div \frac{x}{|x|}$ por ser locaciones discretas usando $r = |x|$

El método aceptado para medir el agua total del cuerpo se basa en la dilución de los isótopos del hidrógeno del agua (Deuterio o Tritio), al metabolizarse con el tiempo en el organismo. Tradicionalmente se emplea la pletismografía por impedancia eléctrica para la estimación de la composición corporal. Sin embargo, para la determinación de esta composición corporal se requiere una técnica rápida, segura, no invasiva y suficientemente precisa y cómoda. Esta técnica se basa en la medida de la resistencia eléctrica (impedancia) del cuerpo humano. La cantidad de agua y masa libre de grasa en el organismo se puede cuantificar con precisión midiendo la resistencia eléctrica total del cuerpo. Específicamente, se hace pasar una corriente de 50 KHz a través de cuatro electrodos situados sobre metacarpos y metatarsos. El nivel de señal detectado, corregido con la altura de la persona, indicara el total de agua y masa libre de grasa del organismo. COMPOSICIÓN CORPORAL: el cuerpo humano esta constituido por grasa y masa libre de grasa, así como de agua. Todo esto junto es lo que nos mide la báscula al pesarnos. La masa libre de grasa incluye: músculos, huesos, órganos vitales, etc.; tanto la grasa como la masa libre de grasa contiene agua. Para tener un cuerpo saludable y que funcione bien, es de extrema importancia que esté adecuadamente equilibrado. Por ejemplo, una mujer de 35 años debería tener, en general, el 79% de su peso de masa libre de grasa, y el 21% de grasa. Es casi imposible poder decir que se tiene una construcción demasiado "magra", porque cuanto mas alto sea el nivel de masa libre de grasa, mayor será la actividad metabólica y mas saludable estarán los órganos vitales y funcionando cada vez mejor. Un exceso de grasa tiene, sin embargo, el efecto contrario y puede ser desbastador para su salud. Una persona empieza a notar que la ropa le queda un poco ajustada y que decide perder, por ejemplo, 5 kilos. Naturalmente quiere asegurarse que lo que pierde de peso ha de ser de grasa y no de tejido magro, punto que hay que tener muy en cuenta por su influencia en el estado de salud y en el funcionamiento correcto del metabolismo. Una báscula dará información del cambio de peso, pero no aporta datos, de lo que es mas importante e incluso puede ser vital, ¿de dónde se pierden estos kilos?. La tecnología de la bioresistencia si nos puede decir que componente ó componentes de nuestro organismo ha sufrido variación. LA BIORESISTENCIA: describe la propiedad que tiene el cuerpo humano de resistir el paso de una corriente eléctrica. El tejido graso, la masa magra y el agua ponen resistencia y obstaculizan el paso de la corriente eléctrica a su desplazamiento por las estructuras del cuerpo. El analizador mide el flujo de las señales eléctricas, cuando pasan por la grasa, musculo y agua de su cuerpo. Cuando la cantidad de estos componentes cambia.

MATERIAL Y MÉTODO

Adquisición en SPECT para sistema nervioso central - cerebro con gammacámara SPECT Technican modelo Omega 500 con colimador de alta resolución o grupos paralelos. El sistema tiene un rango de vista de 21 cm transaxial y 10,5 cm axialmente (Ver gráficos Nº 1 y Nº 2 del Anexo). Los datos obtenidos usando un rango 120 (x 3º angular) para cubrir 360º con el tamaño de un pixel de 0,164 cm (correspondiente a la proyección del tamaño de matriz 128 x 64). Para todas las adquisiciones cerebrales no fueron menores a 4000 cps (cuentas por segundo) para estar debajo del 5% de error. Los cortes tomográficos cerebrales fueron hechos de acuerdo a protocolo igual para todos los casos (sanos y enfermos). Los datos fueron corregidos debido al decaimiento $^{99}\text{Tc}_m$ (Tecnecio 99 metaestable). La corrección de coeficiente de atenuación (μ). El valor de μ 0,1 cm^{-1} fue más bajo que el valor teórico de $\mu = 0,15$ para $^{99}\text{Tc}_m$ en agua con el fin de compensar las dispersiones de los rayos γ . Los datos fueron reconstruidos sobre 64 cortes de 1 pixel de espesor en matrices 128 x 128, resultando un voxel cubico (0,164 x 0,164 x 0,164 cm^3). Debido a la relación no equivoca entre velocidad concentración del radiofármaco y el tamaño del objeto, análisis cuantitativo de concentración de radioactividad, en clínica no es posible a menos que se conozca el tamaño del objeto, para permitir obtener una correcta constante de velocidad de concentración y compensar la dependencia que tiene con el tamaño del objeto. Se inyecta en vena antecubital del brazo izquierdo para el estudio del cerebro HMPAO (hexametil propilen amino oxina) marcado con 740 Mbq de $^{99}\text{Tc}_m$ metaestable con un volumen a 2.5 cc como máximo en forma rápida. Se conecta al paciente con tres electrodos terminales para la obtención de registro de electrocardiograma simultáneamente. Se coloca el detector en el tórax a fin de obtener datos acerca de la progresión del bolo radioactivo y estudiar las cámaras o cavidades cardiacas porque a partir de estas superficies se calcula el volumen de eyección minuto del corazón con rango de 38-56% en grupo control normal. (Ver gráfico Nº 3 del Anexo)

MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS

A las 2½ - 3 horas. Realizamos un rastreo cerebral con rotación de cabeza y detector del equipo por 360º para obtener posteriormente la construcción tomográfica del cerebro de acuerdo a los métodos y matemáticas correcciones mencionadas. Se va marcando áreas de interés de acuerdo atlas de imágenes digitales (Ver gráficos Nº 4, Nº 5, Nº 6 Nº 7 del Anexo) y comparando cada área de cada hemisferio teniendo como parámetros:

- 1.- El número total de cuentas por segundo de toda el área de interés
- 2.- El número de pixeles que ocupa el área de interés.
- 3.- El punto de mayor densidad en Cps
- 4.- El número de pixeles del punto de mayor concentración del área de interés.

Se resta como fondo radioactivo a las zonas que corresponde cuero cabelludo, cráneo y macizo facial. Al graficar todos los puntos mencionados, una persona de buena salud física la diferencia entre ambos hemisferios no debe superar el 10%. En los depresivos esta asimetría es mayor del 10%. HMPAO - $^{99}\text{Tc}_m$ tiene la propiedad de unirse con enzimas de las cadenas oxidativas de las mitocondrias - organelas intracélulas que son las que regulan el estado de oxido reducción y metabólico de las células. En células viejas o muertas las concentraciones del HMPAO $^{99}\text{Tc}_m$ son baja y nula respectivamente. Para la determinación del nivel de litio plasmático por flebopunción se extrae sangre total y se centrifuga 10 minutos a 15.000 r.p.m. Por acción de reacción de oxido - reductores en el plasma precipita en el fondo del tubo de ensayo, sales de litio y posterior dilución y lectura en espectómetro lumínico se realiza un cálculo indirecto. En el grupo de testigo los valores normales son de 2 a 6 meq. Obteniéndose entre 0 y 1,5 para las personas del grupo de estudio síndrome depresivo. La función del litio es de coenzima en las reacciones de oxido reducción intercelular de célula neuronal.

DISCUSIÓN

Los efectos acerca la resolución espacial, temporal y energética, de imágenes SPECT han sido discutida y su necesidad de compensar efectos de tamaño, de rotación del detector, del movimiento en sangre del radiofármaco y su concentración en los tejidos, etc. Para tales efectos se ha informado la importancia de la

precisión en la medición de la concentración radioactiva. La medición de concentración de objetos rodeados esféricamente con un fondo uniforme puede ser expresado con la suma de los contribuyentes: la disminución periférica radiactividad de la esfera y el efecto de volumen parcial en la resolución espacial. Estos efectos pueden ser medidos en diferentes términos que sirven para su conexión. Se debe tener como propósito en el uso de SPECT la exactitud de los datos obtenidos para tener una perfecta relación entre el tamaño del objeto y su contraste. Se aconseja la aplicación del método de Chang. Parámetros de adquisición y reconstrucción son procedimientos típicos que son adoptados para los estudios clínicos. Los objetos de tamaño pequeño y el efecto de volumen parcial afectan significativamente las estructuras analizadas por SPECT. La relación concentración fondo (C/F) afecta la resolución espacial. Un objeto limitado en tres dimensiones se aproxima más representativamente a estructuras anatómicas análogamente una esfera radioactiva rodeada por un fondo uniforme. (Ver gráficos N° 8 y N° 9 del Anexo)

GRASA (%): el porcentaje de grasa del cuerpo es probablemente el dato más importante para evaluar el estado nutricional. Por ejemplo una persona que tiene 1,50 m. de altura, con 40 Kg de peso y con 10 Kg de grasa y otra de 1,80 m. también tiene 10 Kg de grasa pero pesa 70 Kg. El estado nutricional de esta última será mejor ya que sus 10 Kg de grasa representan el 14,2% mientras que en la primera corresponden al 25%. **GRASA (Kg):** los kilogramos de grasa que obtenemos es una indicación del peso de la grasa del cuerpo. Hay aproximadamente 7.700 K calorías almacenadas por cada Kg. de grasa. **MASA LIBRE DE GRASA (%):** este valor representa el tanto por ciento del peso del cuerpo que no es grasa. La masa libre de grasa comprenden estructuras tales como huesos, músculos, corazón, hígado, riñones, etc. **MASA LIBRE DE GRASA (Kg):** los kilogramos de M.L.G. del cuerpo (mencionado anteriormente) corresponden a lo que no es grasa. Para un mismo volumen de grasa y M.L.G., esta última pesará más. Este hecho ayuda a explicar porque algunas personas, a menudo, alcanzan un peso "tope" cuando siguen un programa combinado de dieta y ejercicios. Pueden estar perdiendo grasa, pero a la vez ganando masa muscular con lo que el peso total se ve poco afectado. Pero lo sí es evidente que el aspecto de la persona es más saludable, a perdido centímetros, gana en solidez y mejora su silueta. Posiblemente tenga un aumento en su consumo energético basal y una mejora en su estado nutricional. **AGUA (litros):** la medida de los litros de agua del cuerpo puede ser muy útil para explicar esas rápidas bajadas y subidas de peso. Un litro de agua pesa aproximadamente un kilogramo. La mayoría de los fluidos del cuerpo están en la masa libre de grasa que se compone normalmente del 70 - 75% de agua. Muchas dietas engañosas atrapan a sus víctimas y quieren deshidratar su cuerpo con el fin de perder peso. Esta práctica, además de ser peligrosa es desalentadora ya que si hay pérdida de peso, rápidamente se gana otra vez.

VALORES ORIENTADOS DE TOTAL EN EL CUERPO

EDAD	HOMBRE	MUJER
30-40	61%	51%
40-60	55%	47%
mayor de 60	52%	46%

CONSUMO ENERGÉTICO BASAL (C.E.B.): esta cifra significa el número de K. calorías que el cuerpo necesita para "funcionar" (respirar, bombeo de sangre, actividad cerebral, etc.). Aquí no se incluyen las que se necesitan para realizar una actividad laboral. El consumo energético basal está directamente relacionado con la cantidad de tejido magro corporal. Cuanto mayor tejido se tenga más alto será el C.E.B. o lo que es lo mismo, el cuerpo necesitará mayor número de calorías para funcionar, sin hacer esfuerzo alguno. O sea para mantenerse vivo. Tanto dieta como ejercicio pueden influir sobre el C.E.B. Por ejemplo una dieta estricta puede disminuir el C.E.B., hasta el punto que se puede incidentalmente ganar peso en la proporción de calorías.

Del griego fármaco denota el significado Veneno y Curación. Toda la práctica de la medicina se encuentra en un fino balance entre el veneno y curación. Con la introducción del método científico y con la

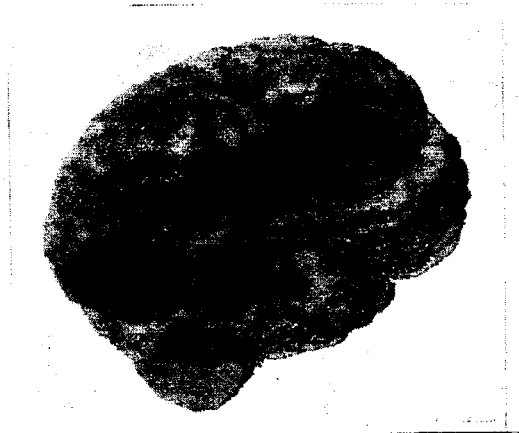
investigación médica moderna han surgido nuevas preguntas éticas. El ser humano y su bienestar no son los únicos fundamentos de la investigación médica. Los seres humanos que están sujetos a experimentación, su autonomía y libertad están coartados por los protocolos de investigación, sobre los cuales no tienen control. Esto es una peligrosa ambigüedad lo que llama a la reflexión acerca de una cuidadosa revisión ética. La justificación de poner en riesgo a un grupo para beneficiar el bienestar de una mayoría no tiene una justificación ética. Si la promoción de la salud justifica alguna experimentación de la cual la salud es el objetivo; resulta en la actualidad que no siempre son armónicos el riesgo de la experimentación y el avance del conocimiento científico por que esta encubriendo una presión moral, un negocio financiero y/o un "acto de voluntariado". En mecánica computacional todavía no han surgido explícitamente la justificación ética de los procedimientos aunque sí son alarmantes sus resultados que están mostrando en la vida cotidiana. -

COMENTARIO

Este trabajo de medicina nuclear no tuvo la intención de ser comprendido en su integridad biológica sino resaltar el uso como herramientas importantes de los métodos matemáticos y de mecánica computacional en el estado actual de la medicina para su mejor entendimiento con modelos matemáticos y estadísticos, de peso y valor científico.

También para obtener una mayor eficiencia en los resultados de los estudios clínicos que se practican rutinariamente en estos días y no son analizados en su verdadera dimensión. El ejemplo del síndrome depresivo que era territorio de la psiquiatría se convierte en una rama de la clínica y su tratamiento correcto corrigiendo el volumen del agua total o sea hidratando adecuadamente; dilatando las arterias cerebrales, modificando el erectismo cardíaco y por ende el volumen sistólico cardíaco (disminuyendo y efectivizandolo). Subir el nivel plasmático de litio para que exista sustrato para la formación de coenzimas específicas neuronales. Todo esto relaciona y cambia el tratamiento que se realiza con fármacos antidepresivos que a la larga agrava la enfermedad y este síndrome depresivo que aparenta benigno es causa de muerte súbita.

ANEXO



Cerebro en estudio

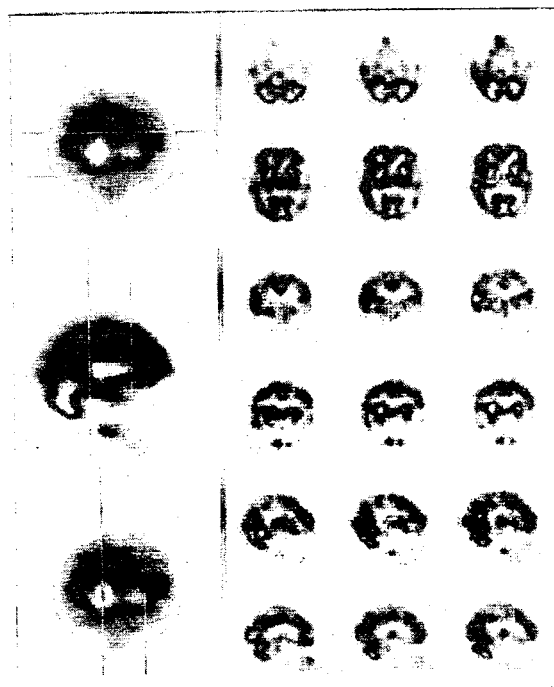


Gráfico N° 1: Estudio de cerebro con SPECT y su análisis en diferentes cortes

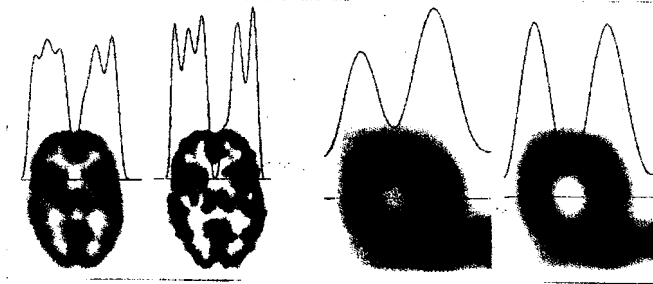


Gráfico N°2: Estudio cerebral y cardíaco en imágenes pictóricas y digitales

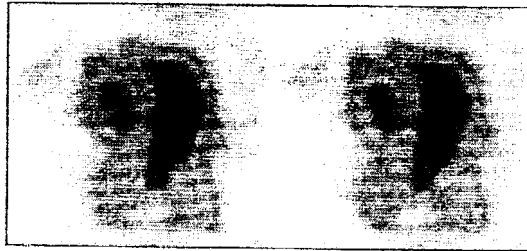


Gráfico N°3: Estudio Gammagráfico de corazón para su posterior cálculo de fracción de eyección



Gráfico N°4: Cerebro en corte digital y transversal

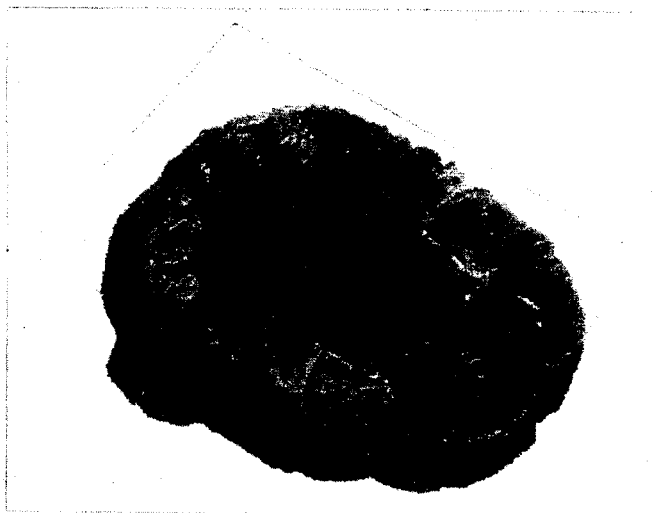


Gráfico N°5: Cerebro en corte transversal

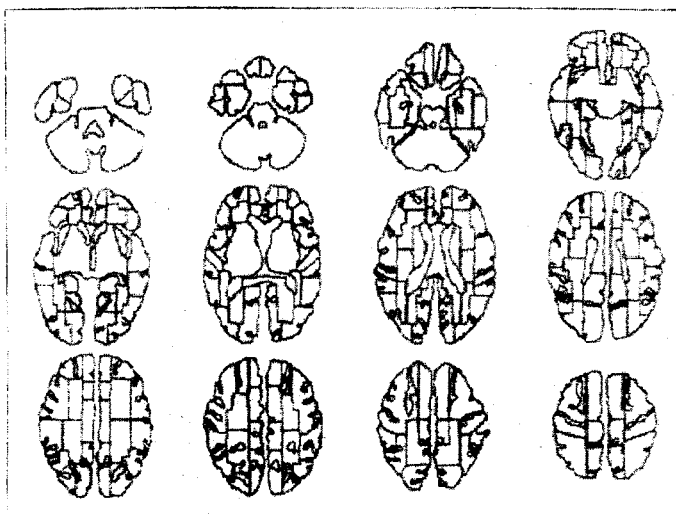


Gráfico N°6: Atlas digital de áreas de interés del cerebro en cortes digitales

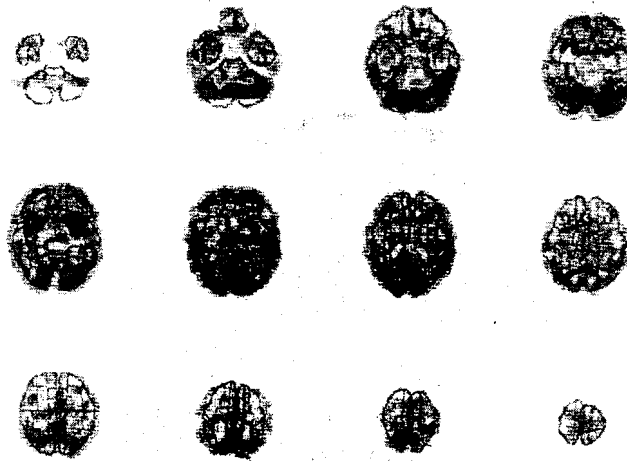


Gráfico N°7: Superposición de un estudio SPECT con las diferentes áreas de interés

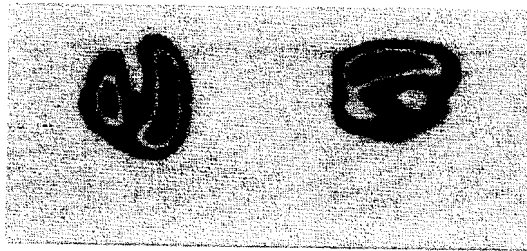


Gráfico N°8: Estudio cardíaco sin corrección de atenuación y dispersión

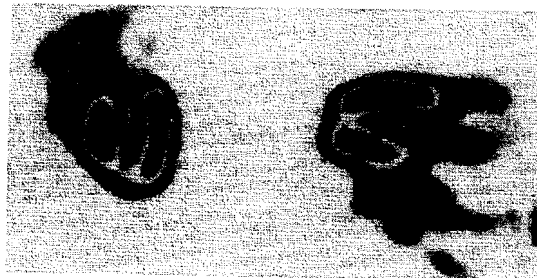


Gráfico N°9: Estudio cardíaco con factores de atenuación y dispersión