

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
HOSPITAL ANGELES LOMAS
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA E IMAGEN**



TITULO DEL PROYECTO.

**Estudio del Valor Estandarizado de Captación Máximo (SUV_{max})
en la Población Mexicana, Determinado con Tomografía por
Emisión de Positrones y Tomografía Computada (PET-CT).**

“PRIMERA EXPERIENCIA EN MEXICO”

TESIS DE POSGRADO

**QUE PARA OBTENER EL TITULO EN LA
ESPECIALIDAD DE RADIOLOGIA E IMAGEN**

P R E S E N T A :

Dr. Gustavo Acosta Borbón.

MEXICO, D.F.

NOVIEMBRE 2006



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central

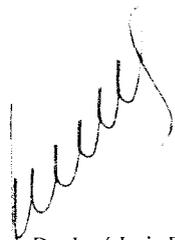


UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

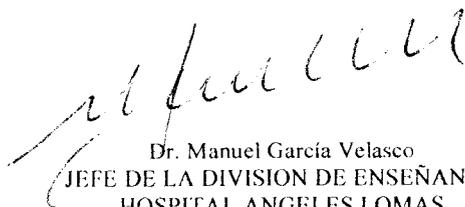
El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición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



Dr. José Luis Ramírez Arias
PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE RADIOLOGIA E IMAGEN
HOSPITAL ANGELES PEDREGAL



Dr. Horacio Lozano Zalce
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE IMAGENOLOGIA
PROFESOR ADJUNTO DEL CURSO DE RADIOLOGIA E IMAGEN
HOSPITAL ANGELES LOMAS



Dr. Manuel García Velasco
JEFE DE LA DIVISION DE ENSEÑANZA
HOSPITAL ANGELES LOMAS



Dr. José Antonio Pérez Mendizábal
PROFESOR ADJUNTO DEL CURSO DE RADIOLOGIA E IMAGEN
HOSPITAL ANGELES LOMAS

ASESOR DE TESIS

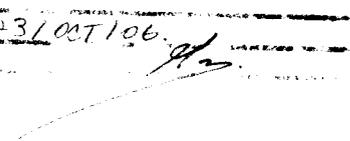
A handwritten signature in black ink, appearing to read 'J. Alamirano Ley', positioned above the printed name.

Dr. Javier Alamirano Ley
JEFE DEL SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR Y PET-CT
PROFESOR INVITADO DEL CURSO DE RADIOLOGIA E IMAGEN
HOSPITAL ANGELES LOMAS

Reservados todos los derechos. No se permite la explotación económica ni la transformación de esta obra. Queda permitida la impresión en su totalidad en formato electrónico e impreso el contenido de este trabajo excepcional.

NOMBRE: Cristina Acea Borbón

FECHA: 23/07/06

FIRMA: 

DEDICATORIA:

Especialmente a mis padres por todo su amor y apoyo durante la trayectoria de mi preparación profesional.

A mi esposa e hijo, quienes han soportado generosamente mi ausencia durante estos años de mi especialidad, dicho sacrificio e independencia fueron mi inspiración, para salir adelante.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia

A mis maestros les estaré sumamente agradecido, por brindarme las bases primordiales dentro de mi formación académica.

A mis compañeros.

ÍNDICE

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	2-6
Antecedentes	
JUSTIFICACIÓN	7
OBJETIVOS	7
HIPÓTESIS	7
MATERIAL Y MÉTODOS	7-8
A. Diseño del estudio	
B. Población en estudio	
C. Criterios de inclusión	
D. Criterios de exclusión	
E. Criterios de eliminación	
F. Definición de variables	
G. Características del PET-CT	
H. Proceso de revisión	
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	9
CONSIDERACIONES ÉTICAS	10
RESULTADOS	10
DISCUSIÓN	11
CONCLUSIONES	12
ANEXOS (Gráficas)	13-55
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56-57

RESUMEN

TÍTULO.

Estudio del valor estandarizado de captación máximo (SUV_{max}) en la población mexicana, determinado con Tomografía por Emisión de Positrones y Tomografía computada (PET-CT).

OBJETIVO.

Analizar una muestra de pacientes a quienes se les realizó un PET-CT corporal y se obtuvo un resultado sin evidencia macroscópica de enfermedad oncológica (normal) y determinar una estandarización dentro de la población mexicana, para poder comparar nuestro nivel de corte con el de la literatura en los diferentes órganos de concentración normal de ^{18}F flúor-2-deoxi-D-glucosa.

MATERIAL Y METODOS.

Se incluyeron 136 pacientes con un rango de edad de 4 a 88 años, con una media de 50.6, de ambos sexos, predominando los del sexo masculino con una frecuencia de 51%, y de 49% para el sexo femenino, que se refirieron a los servicios de PET-CT del Hospital Lomas y Hospital Pedregal por la sospecha de un padecimiento maligno. El radiofármaco utilizado fue la ^{18}F flúor-2-deoxi-D-glucosa (FDG), administrada por vía intravenosa. La dosis se determinó en base al peso del paciente, con la fórmula de 0.14 mCi/Kg para adultos y de 0.15 mCi/Kg en niños. Todo paciente previo al estudio tuvo un ayuno de 6-8 horas. Una vez inyectada la FDG, el paciente permaneció en silencio y penumbra durante 60 minutos previos al estudio, durante el cual tomaron abundante agua simple y se mantuvieron en reposo.

A todos los pacientes se les realizó el estudio del tercio proximal de muslos a la base del cráneo. Y previo a la inyección de la FDG se administraron 10 mg de diazepam por vía oral, para inducir relajación muscular.

Una vez procesado el estudio, se determinó el SUV_{max} en cada parte del organismo que concentró fisiológicamente la FDG.

Los estudios se adquirieron con un equipo PET-CT marca Philips, llamado Gemini, que permite la adquisición de los estudios metabólicos y anatómicos en un mismo tiempo, evitando el reposicionamiento del paciente para cada estudio.

RESULTADOS.

La captación media en general, para las diferentes estructuras corporales, en la población mexicana fue de: Grasa parda 2.2. Anillo Waldeyer 1.9. Pulmón 0.4. Mediastino 1.7. Hígado 1.8. Bazo 1.8. Riñones 2.5. Músculo 0.6. Estómago 1.6. Colon 1.8. Hueso 0.4.

No se observó modificación alguna en cuanto a la captación media con lo referido por la literatura.

CONCLUSIONES.

Se observaron variaciones de captación mínimas de un paciente a otro, sin sobrepasar los rangos normales ya establecidos por estandarizaciones internacionales. Por lo que nuestra investigación concuerda con lo establecido en la literatura.

I. INTRODUCCIÓN

ANTECEDENTES

La tomografía por emisión de positrones (PET), es la innovación más moderna de la Medicina Nuclear, que es capaz de obtener imágenes de procesos biológicos “in vivo”, mediante el uso de radiofármacos. Esto ha sido de gran ayuda primordialmente dentro del campo oncológico, ya que ofrece información funcional a nivel celular, por lo que es sumamente útil para hacer diagnósticos en un estadio temprano donde aún no hay cambios morfológicos, situación en que otros métodos diagnósticos convencionales serían incapaces de diagnosticar. Ha sido de gran ayuda para la estadificación y reestadificación de ciertos padecimientos, también ofrece información acerca del tipo de respuesta que está presentando el paciente frente a los distintos tratamientos que se usan.¹

Es por eso que la PET se ha denominado la imagen molecular, complemento de la información anatómica que proporciona la Tomografía Computada (CT) y la fusión de las técnicas nos permite obtener imágenes mixtas PET/CT. Esta modalidad dual PET/CT como herramienta diagnóstica más completa en imagenología oncológica, ha evolucionado a la Medicina Nuclear y atraído el interés de los radiólogos. Ahora los médicos nucleares pueden localizar con precisión los hallazgos metabólicos y los radiólogos pueden clasificar con mayor exactitud las alteraciones estructurales, y a pesar de que la experiencia es aún limitada, su futuro es muy prometedor. Debido al alto nivel de desempeño actual del PET con ¹⁸F-DG (flúordeoxiglucosa), el atractivo del PET/CT y su aceptación clínica casi universal, es que dicha fusión anatómica con la información de la imagen molecular es correcta por naturaleza y llena de significado clínico. Las imágenes moleculares se benefician de las referencias anatómicas, mientras que las imágenes anatómicas sin información molecular, permanecen incompletas y no son del todo satisfactorias. El PET/CT ha introducido a los radiólogos en la importancia de las imágenes moleculares y les ayuda a conceptualizar las limitantes inherentes del criterio en la identificación de anomalías anatómicas y a catalogarlas como malignas o benignas.

Las lesiones hipermetabólicas pueden asignarse a estructuras anatómicas específicas normales o anormales, ofreciendo ventajas indiscutibles que incluyen tiempos de adquisición más cortos y por lo tanto un uso más eficiente de la instrumentación, mejorando la localización e identificación de la lesión y estadificación más precisa del tumor.

La PET convencional emplea la transmisión de imágenes para corrección de la atenuación de fotones utilizando una fuente de radiación externa. La terminación de la transmisión del scan requiere de 3 a 4 minutos por posición y por lo tanto más de 30 minutos para estudios de cuerpo entero. La emisión de datos por PET tradicionalmente han sido adquiridas en 4 minutos por posición. De este modo, un rastreo convencional de cuerpo entero con PET requiere de 6 a 8 posiciones que necesitan de 1 hora para completarse. Las imágenes de PET/CT se diferencian en que utilizan datos de CT de cuerpo entero para corrección de la atenuación. Dependiendo del número de detectores del CT utilizado, la corrección de la atenuación se obtiene de segundos a poco menos de 1 minuto. Así se reduce en 50% el tiempo de las imágenes de cuerpo entero, facilitando la localización precisa de alteraciones moleculares de tejido canceroso, lo cual es difícil si no imposible con el PET sólo.²

La localización anatómica precisa de las anomalías vistas con PET es problemática con trazadores no específicos como la ¹⁸F-FDG con la que se visualizan ciertas estructuras anatómicas normales, y la resolución espacial es generalmente inadecuada para la localización de la patología. La combinación de la PET con una modalidad de imagen anatómica como la CT puede resolver la localización de tejidos, mientras que las imágenes de las dos modalidades estén coordinadas con precisión. Sin embargo, las técnicas de registro basadas en software, tienen problemas en el conteo de las diferencias en la posición del paciente y por el movimiento involuntario de los órganos

internos, con frecuencia necesitan una intensa labor de mapeo no lineal que puede no converger de manera satisfactoria. La adquisición de imágenes con PET y CT en el mismo scanner obvia la necesidad de registro por software y ofrece de manera rutinaria imágenes con alineación precisa de la anatomía y la función en un sólo rastreo. Los scanner combinados de PET/CT representan una importante evolución en la tecnología que ayuda a mantener a la imagen molecular a la vanguardia en el diagnóstico, estadificación y monitoreo de la terapia del cáncer.

La fusión visual de la imagen anatómica y funcional del grupo de imágenes, con frecuencia ha sido considerada suficiente para obtener información adicional, particularmente con la percepción de que sólo una pequeña fracción de estudios con PET se beneficia del acceso al rastreo con CT correspondiente. Esta situación cambió dramáticamente con la reciente introducción del scanner combinado PET/CT, un avance que soluciona los problemas de fusión a través de un hardware más que con un software. Tal dispositivo tiene la capacidad de adquirir imágenes anatómicas y funcionales de un paciente alineadas con exactitud en una sola sesión de rastreo. Adicionalmente, ya que los pacientes permanecen posicionados en la misma cama para ambas modalidades de imágenes, las diferencias temporales y espaciales entre los dos grupos de imágenes se minimizan. Las diferencias espaciales incluyen no sólo la posición del paciente y el movimiento, sino también el movimiento involuntario e incontrolable de los órganos internos. Así se elimina la necesidad de una intensa labor para la fusión software, y se pueden adquirir rutinariamente registros de la anatomía y de la función en cada paciente, y disponer visualmente de las imágenes mientras el paciente aún se encuentra en el scanner.

El scanner PET/CT al combinar dos modalidades establecidas como la CT y el PET, es una evolución en la tecnología de imagen, integrando dos tecnologías existentes que han progresado históricamente cada una por su lado pero en vías paralelas. Las dos modalidades son complementarias, en las imágenes de CT, la falta de especificidad funcional se ve en el PET y con las imágenes de la PET, los detalles anatómicos se ven en la CT.

Un factor determinante que hace de la técnica PET un procedimiento complejo y costoso en términos absolutos si se compara con otras pruebas de imagen, es sin duda la producción de los radiofármacos que se emplean. Una unidad de producción de radiofármacos PET consta básicamente de un ciclotrón, un laboratorio farmacéutico y para la adquisición de imágenes de un tomógrafo PET/CT.³

El Ciclotrón: es un acelerador de partículas con el cual se producen diferentes radioisótopos de vida media corta como el Flúor (^{18}F 109.8 min.), Carbono (^{11}C 20.4 min.), Nitrógeno (^{13}N 9.96 min.), Oxígeno (^{15}O 2.05 min.), los cuales son magníficos trazadores que emiten positrones con fotones de alta energía, siendo el más usado hoy en día el ^{18}F .

El Laboratorio Farmacéutico: debe tener una ubicación próxima e inmediata al ciclotrón, por el corto periodo de semidesintegración de los radionúclidos. Es donde se lleva a cabo el proceso de síntesis y marcaje de las diversas moléculas orgánicas e inorgánicas, mismo que es rápido y automatizado, para reducir en lo posible la exposición a radiaciones del personal ocupacionalmente expuesto.⁴

El Tomógrafo PET-CT: es un método de diagnóstico clínico utilizado en Medicina Nuclear y Radiología que proporciona imágenes tomográficas, anatómicas y metabólicas de alta resolución, ya sea de cuerpo entero o de algún área de interés.

La PET se basa en la detección de la radiactividad de un trazador flúor de oxiglucosa, sustancia que se inyecta al paciente en estudio para que se deposite y quede retenida en el interior de las células que presenten alguna patología. Para lograr un alto nivel de precisión anatómica, se combina la tomografía axial computada y el estudio PET en un sólo equipo híbrido, el PET/CT.^{5,6}

Vía metabólica de la glucosa y flúordeoxiglucosa: La FDG es el trazador más utilizado en la PET, debido a sus propiedades biológicas y a su disponibilidad. Es un análogo de la glucosa que habitualmente se sintetiza por el método de Hamacher⁷ y mediante módulos automáticos de síntesis. Se caracteriza por pasar al espacio intracelular por difusión pasiva, facilitada por proteínas transportadoras denominadas GLUT-1 a GLUT-13, cuya acción se incrementa por efecto de la insulina y la hipoxia. Siendo el GLUT-4 dependiente de la insulina, y el resto independiente de ésta. Dentro de la célula la ¹⁸FDG se fosforiliza por efecto de las enzimas hexoquinasa y glucoquinasa pasando a FDG-6-fosfato, no siguiendo la vía metabólica normal de la glucosa, quedando atrapada en el interior de la célula.⁸

En el caso del metabolismo de la glucosa, nos enfocaremos exclusivamente al metabolismo de los hidratos de carbono, ya que son los metabolitos utilizados para la realización de los estudios funcionales valorados por PET.⁹ La estructura de los carbohidratos está muy relacionada con sus variadas funciones biológicas, tales como ser fuente inmediata de energía para la inmensa mayoría de las células, son precursoras para formar otras biomoléculas en las rutas anapletóticas, sirven como reserva energética en tejidos como el hígado y los músculos, y tienen un papel estructural en otros tejidos como el conjuntivo. Y según el tamaño molecular, se pueden clasificar en mono, oligo y polisacáridos.

Entre los tipos de homeostasis, los monosacáridos y sus productos digestivos finales, llegan al hígado en un 60%, órgano que controla principalmente la homeostásis de la glucosa de las siguientes maneras:

a) La glucólisis anaeróbica se realiza por una serie de acciones de enzimas glucolíticas citoplasmáticas mediante intermediarios fosforilados, y en condiciones anaeróbicas producen piruvato o lactato además de ATP en cantidad limitada.

b) La glucólisis aeróbica se da después de la producción de los piruvatos en condiciones anaeróbicas y su inclusión en las mitocondrias en donde se transforma en acetilCoA, su función específica es la de alimentar el ciclo de los ácidos tricarbóxicos, el oxígeno interviene indirectamente para su oxidación hasta dióxido de carbono, produciendo ATP por medio de la fosforilación oxidativa.

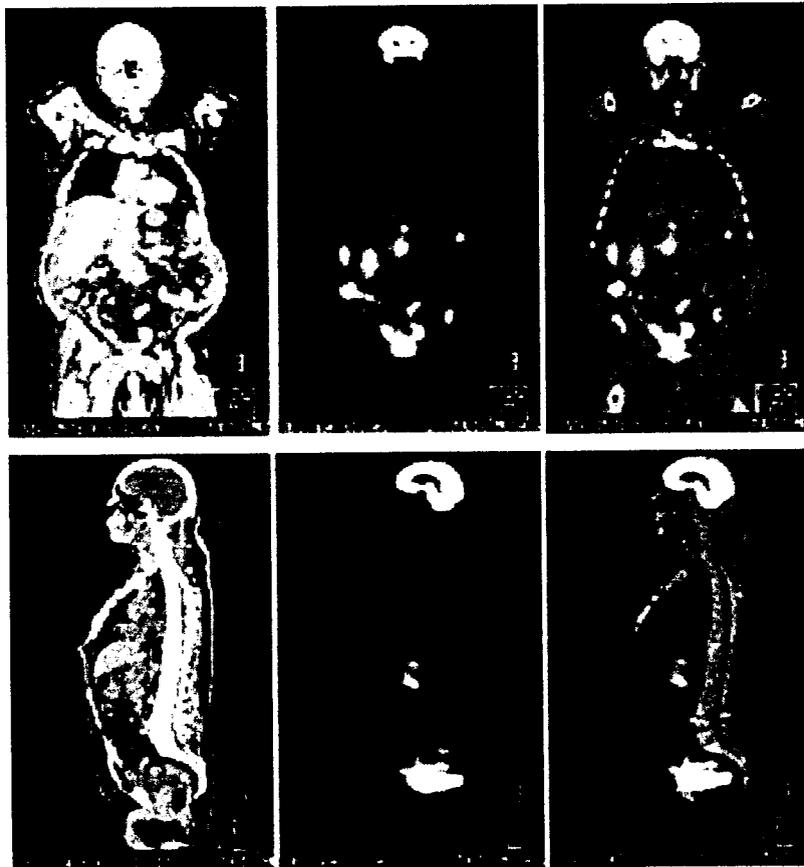
c) La vía de las pentosas fosfato es otra vía catabólica alternativa, anaeróbica y citoplasmática que produce la coenzima NADPH en cantidad necesaria para la biosíntesis de los ácidos grasos y esteroides. Además permite la conversión entre las hexosas y pentosas como la D-ribosa que es necesaria para la biosíntesis de nucleótidos y ácidos nucleicos.

d) La vía del ácido D-glucurónico da inicio con la glucosa-1-fosfato cuando se combina con la vía de las pentosas fosfato, se considera como otro camino catabólico citoplasmático productor de equivalentes de reducción.

e) La gluconeogénesis se lleva a cabo principalmente en el hepatocito, obteniendo la glucosa a partir de otros metabolitos y es esencial para regular la glucemia.

f) La glucogenosíntesis y glucogenólisis son procesos citoplasmáticos, principalmente de las células hepáticas y musculares, son contrapuestos entre sí y en su formación utilizan rutas enzimáticas diferentes.^{10,11}

La ¹⁸FDG fisiológicamente se acumula en la corteza cerebral, anillo de Waldeyer, miocardio, tejido muscular, tubo digestivo (hígado, estómago, colon), hueso, bazo, pulmón, mediastino, grasa parda y se excreta por las vías urinarias, por lo que también son visualizadas.



- a) Corte coronal y sagital de CT, del 1/3 proximal del fémur al cráneo.
- b) PET corte coronal y sagital, observando las acumulaciones fisiológicas que predominan en cerebro, anillo de waldeyer, miocardio, hígado, bazo, pulmones, hueso y vías urinarias.
- c) Imagen de fusión PET-CT, vista coronal y sagital con la misma longitud del campo.

Las principales indicaciones clínicas son la enfermedad de Alzheimer, tumores cerebrales, miocardiopatías y viabilidad miocárdica. En oncología sirve para diferenciar tumores benignos de malignos, estadificación pre-tratamiento, re-estadificación, determinación del valor pronóstico, valoración de la respuesta al tratamiento y para detectar enfermedad residual o recurrente. ^{12,13,14,15}

La interpretación del estudio se hace mediante un análisis visual cuidadoso en conjunto de un médico nuclear y un médico radiólogo, realizando ambos primeramente una valoración subjetiva del mismo, posteriormente el médico nuclear realiza una valoración semicuantitativa determinando el valor estandarizado de captación máximo (SUV_{max}), al que también se le ha llamado DUR (differential uptake ratio) y DAR (differential absorption ratio).

El SUV_{max} es el índice semicuantitativo más usado en todos los centros PET del mundo. Sin embargo, se pueden encontrar ciertas limitaciones con dicho valor, ya que puede modificarse dependiendo de la concentración de glucosa sanguínea, el tamaño de las lesiones y el peso corporal del paciente, por lo que existen diferentes correcciones o normalizaciones para dichas variabilidades:

1) Corrección por peso del paciente: SUV_w

$$SUV_w = Ct / (I/W)$$

Donde W es el peso del paciente, en Kg.

Siendo este el que se utilizó en nuestro protocolo, obteniéndolo en base a la siguiente formula:

$SUV_{max} =$ actividad máxima del ROI (Bq/mL) / dosis inyectada (Bq/mL.) x peso corporal (Kg).¹⁶

$$SUV_{max} = \frac{{}^{18}\text{FDG (Bq/mL)} \times 1000}{{}^{18}\text{FDG (Bq/mL inyectada)} \times \text{Peso (Kg)}}$$

2) Corrección por la masa magra: SUV_{lbm}

$$SUV_{lbm} = Ct / (I/LBM)$$

Donde LBM es la masa magra (Kg)

$$\text{Hombres: LBM} = 48 + 1.06 (h-152)$$

$$\text{Mujeres: LBM} = 45.5 + .91 (h-152)$$

Siendo h la altura en cm.

3) Corrección por la superficie corporal: SUV_{bsa}

$$SUV_{bsa} = Ct / (I/BSA)$$

Donde BSA es la superficie corporal en m².

$$BSA = .007184W.425h.725$$

4) Corrección adicional por glucosa en plasma: SUV_{ig}

$$SUV_{ig} = C_{glu} / SUV_i$$

Donde C_{glu} es la concentración de glucosa en plasma, en nmol/l.

SUV_i es cualquiera de los SUV anteriores. ¹⁷

La literatura refiere que el nivel de corte más aceptado para diferenciar lesiones benignas de malignas es de 2.5 a 3.0 en tejidos blandos y de 2.0 a 2.5 en tejido óseo.^{18,19}

La historia del desarrollo de la tecnología PET es rica y extensa. Varias disciplinas están involucradas en este desarrollo como son físicos, matemáticos, químicos, médicos y biólogos quienes juegan un papel importante en las diferentes etapas.

Uno de los puntos importantes en la historia de la PET comienza con el descubrimiento teórico y experimental del positrón. Esta partícula es claramente la parte central de la tomografía por emisión de positrones. La existencia y propiedades del positrón fueron descubiertas en 1927 por el Físico teórico P.A. M. Dirac y en 1932 C.D. Anderson fue el primero en detectar positrones en los rayos cósmicos.

La invención del acelerador tipo ciclotrón fue alrededor de 1930 por Ernest Lawrence, lo que permitió la producción artificial de radionúclidos de alta actividad y de vida media corta. En la década de 1930, haciendo uso de este ciclotrón se produjeron nuevos emisores de positrones (¹¹C y ¹³N), con esto se iniciaron las investigaciones básicas en física y biología. El cuarto diseño de Lawrence, fue el ciclotrón de 60 pulgadas en 1938, que fue llamado ciclotrón médico.

En 1953, Gordon Brownell y William Sweet del Hospital General de Massachusetts crearon un sistema de detección múltiple por coincidencia para localizar tumores de cerebro usando radionúclidos emisores de positrones. El primer PET moderno con anillos, que incorporaba detectores por coincidencia y reconstrucción de la tomografía, fue desarrollado por el grupo de Ter-Pogossian de la Universidad de Washington. Su prototipo era una cámara hexagonal de seis bancos con cuatro detectores, llamado PET II scanner (Tomografía Transaxial por Emisión de Positrones). Este usa 12 líneas por coincidencia, y el corte de una sola imagen tiene como resolución espacial de 25 mm de respuesta. La primera cámara PET usada para estudios en humanos fue con la PET III a finales de 1974. En 1976, dos importantes miembros del grupo Ter-Pogossian, Michael Phelps y Edward Hoffman produjeron la primera cámara PET comercial llamada ECAT en asociación con ORTEC ELECTRONICS.²⁰

II. JUSTIFICACIÓN

Debido a que no existen estudios en México y Latinoamérica donde se evalúe el SUV_{max} con determinación del nivel de corte en estructuras de concentración normal, está plenamente justificado determinar el umbral y comparar nuestros valores de SUV_{max} en la población mexicana, con los referidos por la literatura de EE.UU. y Europa, y posteriormente determinar el umbral para hacer el diagnóstico de benignidad o malignidad y grado de malignidad en trabajos futuros.

III. OBJETIVOS

- 1.- Analizar una muestra de pacientes a quienes se les realizó un SCAN PET-CT corporal y se obtuvo un resultado sin evidencia macroscópica de enfermedad oncológica (normal) y determinar una estandarización dentro de la población mexicana.
- 2.- Determinar el SUV_{max} en diferentes órganos de pacientes con SCAN normales.
- 3.- Comparar nuestro nivel de corte con el de la literatura en los diferentes órganos de concentración normal.

IV. HIPÓTESIS TRABAJO

El nivel de corte en la población mexicana puede ser diferente al referido en la literatura, puesto que el SUV_{max} se puede modificar por múltiples factores en relación al paciente, tales como la edad, peso, estatura, superficie corporal, masa magra y concentración de glucosa en plasma, características que son distintas en cada nacionalidad.

V. MATERIAL Y MÉTODOS

A. Diseño del estudio

Observacional, descriptivo y retrospectivo.

B. Población en estudio.

El protocolo se llevó a cabo en el Hospital Ángeles Lomas y el Hospital Ángeles Pedregal, donde se realizaron 136 SCANS PET-CT, en el periodo comprendido de marzo de 2005 a septiembre de 2006.

Se incluyeron, pacientes tanto del sexo masculino como femenino, con un rango de edad de 4 a 88 años, con una mediana de 53.5. Fueron 67 mujeres (49.3%) y 69 hombres (50.7%).

C. Criterios de inclusión

Pacientes que se realizaron un SCAN PET-CT, y que fue informado como un estudio normal o sin evidencia de enfermedad oncológica macroscópica.

D. Criterios de exclusión

Pacientes con glucemia >150 mg/dl.

Pacientes que hayan recibido medios de contraste, oral o intravenoso.

E. Criterios de eliminación

Todo aquel paciente que se haya sometido a un SCAN PET-CT, y se haya informado como positivo para cualquier enfermedad, ya que esta valoración está orientada para evaluar cifras numéricas de SUV_{max} en personas con estudios normales.

Método de Preparación

- Los pacientes tuvieron un ayuno de 6-8 horas, durante las cuales tomaron abundantes líquidos no azucarados.
- Todo paciente oncológico tomó su medicación habitual.
- El radiofármaco utilizado fue la 18 flúor-2-deoxi-D-glucosa.
- La aplicación del radiofármaco fue por vía intravenosa.
- La dosis se determinó en base al peso del paciente con la siguiente fórmula 0.14 mCi/Kg en adultos, y de 0.15 mCi/Kg en niños.
- Se realizó el estudio de cuerpo completo y previo a la inyección de la FDG se administraron 10 mg de diazepam por vía oral, para inducir relajación muscular en adultos, (Siempre y cuando no tuvieran contraindicaciones al mismo) y los niños fueron sedados por un anestesiólogo.

- Una vez inyectada la FDG, el paciente permaneció en silencio y penumbra durante 60 minutos, y se mantuvieron en reposo total previo al estudio.

F. Definición de variables

VARIABLES DEPENDIENTES:

- 1.- Edad.
- 2.- Peso.
- 3.- Talla.
- 4.- Género.
- 5.- Valores de glucosa en sangre previa al estudio.
- 6.- Infección de herida quirúrgica.
- 7.- Paciente diabético con un control deficiente.

VARIABLES INDEPENDIENTES:

- 1.- Transfusiones.
- 2.- Náuseas o vómitos que ameriten manejo médico.
- 3.- Complicaciones respiratorias.
- 4.- Incidentes.
- 5.- Medicamentos utilizados previos al estudio.

G. Características del Tomógrafo PET-CT Philips

Es un equipo con una propuesta bastante diferente para el diseño del PET/CT llamado Gemini, realizado y comercializado por Philips Medical. Esta es una configuración más abierta que otras, con los scanners del PET y del CT separados para permitir el acceso al espacio entre los dos dispositivos, pudiendo reducir la ansiedad del paciente en caso de claustrofobia. El Gemini consta de un scanner de CT Philips MX 8000D de corte dual y un PET scanner Allegro. El Allegro no tiene pared y opera completamente en 3D, basados en cristales de oxiortosilicato de gadolinio (GSO). El diámetro del área del paciente es de 70 cm para el CT, y se reduce a 63 cm para el PET, limitando la aplicación de planeamiento de terapia con radiación. Este dispositivo realiza rastreos PET/CT de cuerpo entero de buena calidad en menos de 30 minutos.

Este equipo mantiene la fuente de transmisión de ^{137}Cs , por lo que es posible realizar el estudio de transmisión con dicha fuente y en consecuencia determinar la corrección de atenuación para la imagen PET, además de la obtenida con la CT. Normalmente las imágenes de la CT se adquieren en matrices de 512x512 y las del PET en matrices de 128x128. Por lo tanto, para el análisis y fusión se requiere la transformación de las matrices de un espacio a otro y la flexibilidad del proceso determinará la calidad de las imágenes.

Una solución a la problemática que se presenta con la adquisición de los estudios PET/CT por separado, es la adquisición de los estudios metabólicos y anatómico en el mismo tomógrafo, en el que se combinen ambos estudios en un mismo tiempo. De esta forma los estudios se adquieren de forma secuencial, con una diferencia mínima de tiempo entre ambos, no siendo preciso reposicionar la camilla ni modificar el perfil de la misma, con el riesgo potencial de que se pueden llegar a presentar los movimientos involuntarios.^{21,22}

H. Proceso de Revisión

En la revisión de los estudios participaron 2 investigadores. Después de cada estudio se determino el SUV_{max} para cada parte del organismo que se describió previamente.

Mismo que posteriormente fue recolectado en un formato de datos, donde se archivaron todos los estudios que fueron participes de dicha revisión, haciendo el análisis estadístico y la comparación de los resultados con los reportados en la literatura.

Implicaciones del estudio.

El presente proyecto proporcionó información acerca del SUV_{max} en órganos de concentración normal.

VI. ANALISIS ESTADÍSTICO

Se emplearon los métodos de estadísticas descriptivas mínimos y máximos para variables numéricas y nominales como corresponda. Un análisis univariado fue realizado para las variables nominales utilizando la prueba χ^2 . Un valor menor de 0.05 fue considerado estadísticamente significativo. Todas las pruebas fueron de 2 colas.

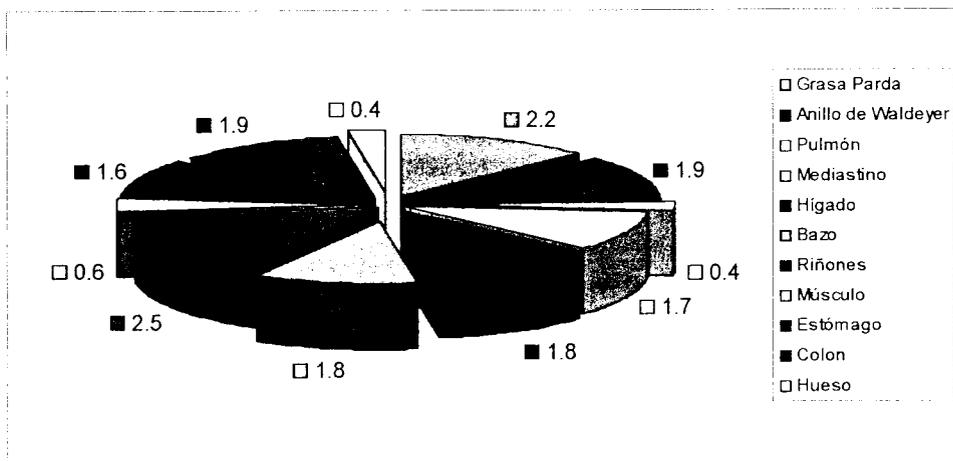
El programa SPSS, Chicago ill versión 12.0 fue utilizado para analizar los datos.

VII. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El proyecto se valoró y fue aprobado por el Comité de Investigación y el Comité de Ética del Hospital Angeles Lomas y Pedregal. Por tratarse de un estudio que no es invasivo y que se aprovechó el estudio que le pre-escribieron al paciente por su propio médico, consideramos que el proyecto no plantea problemas de índole ética.

VIII. RESULTADOS

En total se analizaron 136 pacientes de los cuales 67 (49.3%) fueron del sexo femenino y 69 (50.7%) del sexo masculino (Gráfica 1). La edad media fue de 50.64 años (Gráfica 2), la talla 166.3 cm (Gráfica 3), la media del peso 67.9 (Gráfica 4), la frecuencia de diabetes controlada en este grupo fue solamente de 3.7% (Gráfica 5). La media de los valores de glucosa sanguínea fue de 97.1 (Gráfica 6). Al 72.1% de los pacientes se les administró diazepam y al 27.9% nó, por contraindicación médica (Gráfica 7). Con la determinación de los valores del SUV_{max} en cada órgano de captación normal (Gráficas 8-18) se obtuvo la media en cada uno de ellos, encontrando los resultados referidos en el siguiente esquema:



IX. DISCUSIÓN

Al analizar los parámetros de la edad, sexo, peso, talla, dosis de FDG, uso de diazepam, antecedentes de diabetes mellitus y nacionalidad, no encontramos variabilidad estadística en los valores de captación del SUV_{max} en este proyecto que fue exclusivamente dirigido a la población mexicana.

Con las cifras de SUV_{max} obtenidas en cada órgano que concentró fisiológicamente FDG, pudimos comprobar que los valores se encuentran por debajo del umbral para diferenciar lesiones benignas y malignas, tal y como está descrito en la literatura, refiriendo para el tejido óseo un nivel de 2.0 a 2.5 y para tejido blandos de 2.5 a 3.0.^{18,19} En la literatura médica disponible no está referida la actividad urinaria en tránsito, y en nuestro trabajo pudimos comprobar que el riñón junto con todo su sistema secretor como pelvis renal, uréter y vejiga fueron los órganos donde mayor radiactividad fue visualizada en comparación con el resto, obteniendo una media de 2.5, manteniéndose dentro de los valores normales aún en aquellos pacientes que estuvieron bajo el efecto del diazepam así como aquellos que no lo ingirieron. De todos los órganos estudiados el hueso fue el que concentró con menor intensidad el radiofármaco, obteniendo una media de 0.4, estando por debajo de las cifras internacionales. Los sitios fisiológicos de concentración variable dependientes también se encontraron por debajo del umbral, tales como el miocardio que concentra de una manera variable la FDG dependiendo de su metabolismo, glándulas mamarias, testículos, ovarios y útero, que pueden captar fisiológicamente el radiofármaco de una forma hormonodependiente.

En general, los resultados de nuestro proyecto, fueron semejantes con los reportados en la literatura, por lo que asumimos que se desarrolló la hipótesis y se cumplió con el objetivo general.

X. CONCLUSIONES

Con los resultados obtenidos en nuestro estudio y con lo reportado en la literatura, pudimos comprobar que no existieron diferencias estadísticamente significativas en la semicuantificación de los diferentes órganos estudiados. La mayoría de las publicaciones son con PET y fuente externa y en nuestro proyecto se utilizó la CT, para la corrección de atenuación. Sin embargo, no tuvimos evidencia de cambios significativos. Con los valores obtenidos en la población mexicana, creemos que son válidos, ya que se encuentran por debajo de lo referido en la literatura por lo que consideramos se pueden utilizar como referencia y punto de partida.

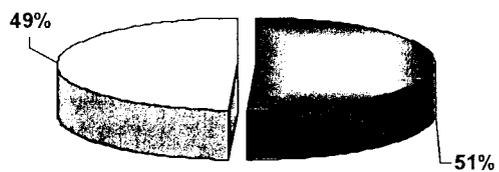
El hecho de tener nuestra propia estandarización de base, es altamente favorable para nuestros estudios de cada día, y aunque ya existe una estandarización, el nuestro se acerca mucho más a los valores que obtenemos día a día con nuestros pacientes mexicanos. Además, será de gran ayuda para ser más críticos al momento de tener que hacer una diferenciación entre una lesión benigna de una maligna, sin olvidar que el estándar de oro para diferenciar una lesión benigna de una maligna es sin duda la anatomía patológica.

En base a los resultados obtenidos en la estandarización de los valores normales en la población mexicana, estamos en la posibilidad de emprender un nuevo proyecto, que se enfoque a todo aquel paciente con un SCAN PET-CT positivo para enfermedad oncológica, y obtener una correlación entre los SUV_{max} de las lesiones y la histología de las mismas, para hacer el diagnóstico diferencial entre lo benigno y maligno, determinando también el grado de malignidad de las diferentes patologías. Datos que nos permitirán obtener cifras de sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo, valor predictivo negativo y exactitud diagnóstica del SUV_{max} al compararlo con el estándar de "oro", pues existe suficiente evidencia científica y cada vez mayor evidencia clínica mexicana de la efectividad y eficacia del SUV en el campo de la oncología.

Los autores del trabajo no tuvieron acuerdo o convenio de ningún tipo con la casa comercial que se menciona en el manuscrito.

Gráfica (1)

Distribución de pacientes por sexo

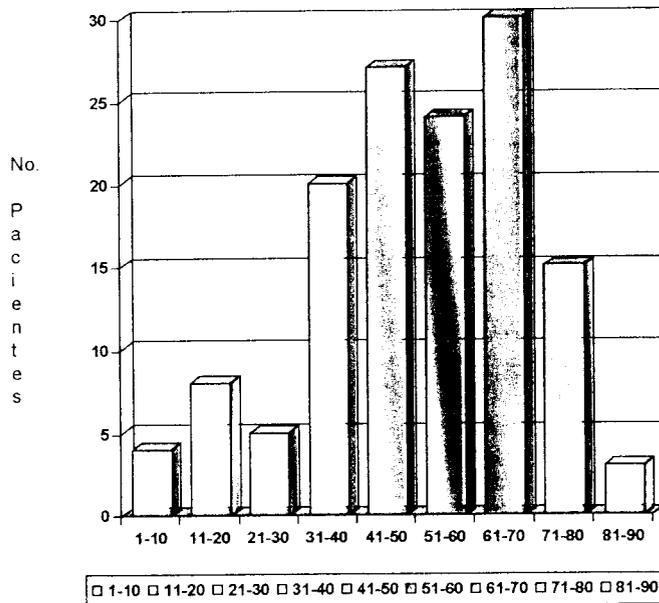


□ Masculino □ Femenino

Sexo	Frecuencia	Porcentaje
F	67	49.3
M	69	50.7
Total	136	100.0

Gráfica (2)

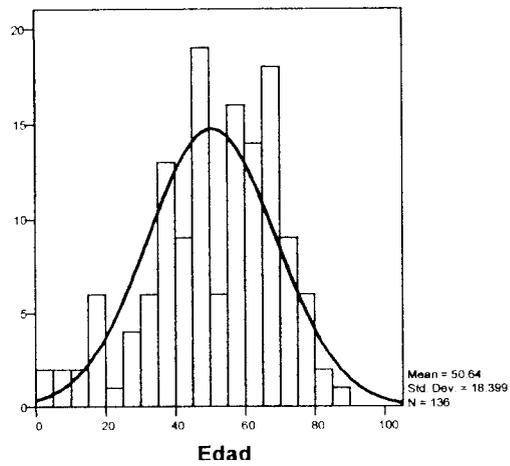
Distribución de pacientes por grupos de edad



EDAD	
Media	50.64
Error estándar de la media	1.58
Mediana	53.50
Desviación estándar	18.40
Varianza	338.51
Rango	84
Mínimo	4
Máximo	88

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
1-10	4	2.94
11-20	8	5.88
21-30	5	3.67
31-40	20	14.70
41-50	27	19.85
51-60	24	17.64
61-70	30	22.05
71-80	15	11.02
81-90	3	2.20

Histograma

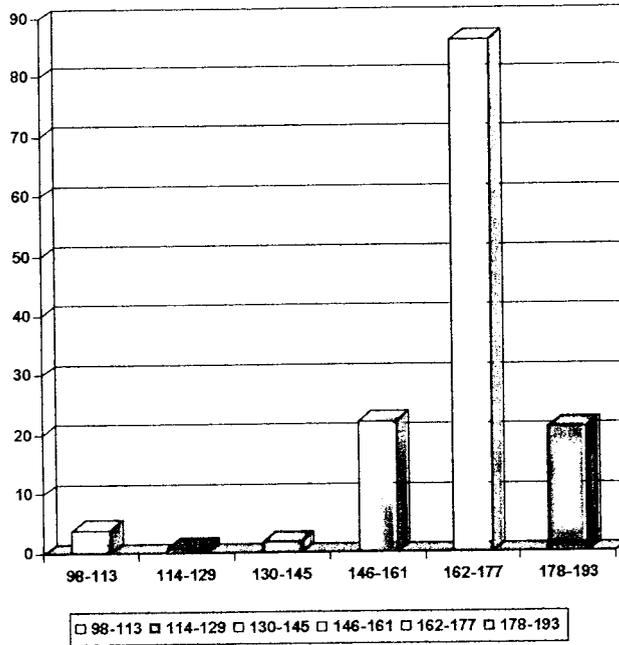


Edad	Frecuencia	Porcentaje
4	2	1.5
5	1	0.7
7	1	0.7
11	2	1.5
15	2	1.5
17	1	0.7
19	3	2.2
22	1	0.7
26	3	2.2
29	1	0.7
31	3	2.2
32	1	0.7

33	1	0.7
34	1	0.7
35	2	1.5
36	1	0.7
37	3	2.2
38	4	2.9
39	3	2.2
40	1	0.7
41	1	0.7
42	3	2.2
43	2	1.5
44	2	1.5
45	7	5.1
46	3	2.2
47	3	2.2
48	2	1.5
49	4	2.9
52	1	0.7
53	3	2.2
54	2	1.5
55	4	2.9
56	5	3.7
58	4	2.9
59	3	2.2
60	2	1.5
61	1	0.7
62	3	2.2
63	4	2.9
64	4	2.9
65	6	4.4
66	1	0.7
67	5	3.7
68	4	2.9
69	2	1.5
71	2	1.5
72	4	2.9
73	1	0.7
74	2	1.5
75	1	0.7
76	2	1.5
77	1	0.7
78	1	0.7
79	1	0.7
81	1	0.7
82	1	0.7
88	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (3)

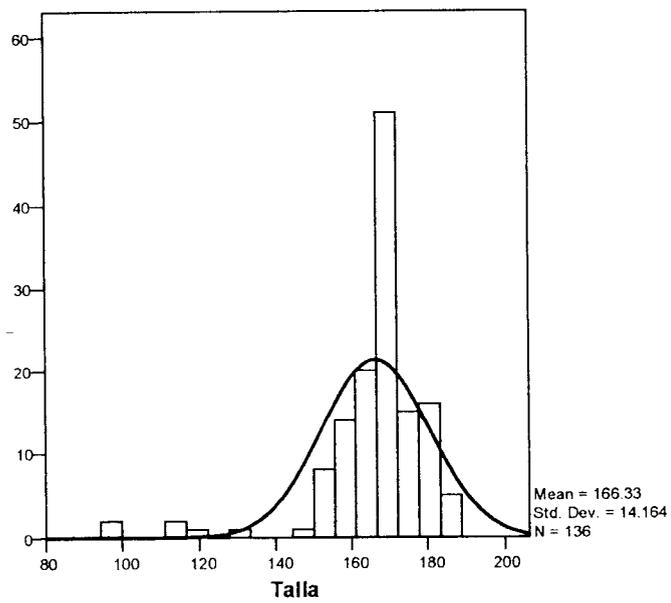
Talla



Media	166.33
Error estándar de la media	1.21
Mediana	169.00
Desviación estándar	14.16
Varianza	200.61
Rango	88
Mínimo	98
Máximo	186

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
98-113	4	2.94
114-129	1	0.73
130-145	2	1.47
146-161	22	16.17
162-177	86	63.23
178-193	21	15.44

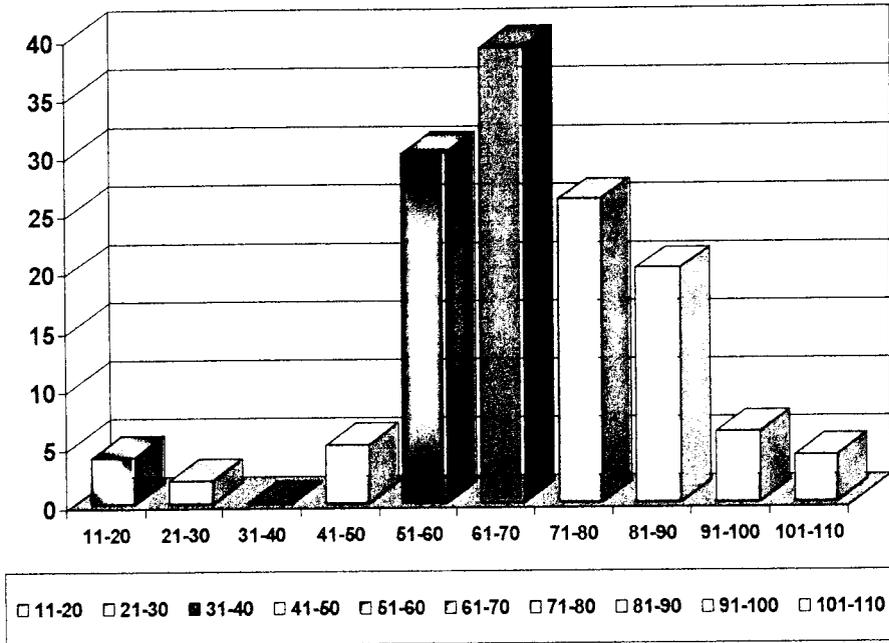
Histograma



Talla	Frecuencia	Porcentaje
98	2	1.5
113	2	1.5
120	1	0.7
130	1	0.7
145	1	0.7
152	1	0.7
154	2	1.5
155	5	3.7
156	1	0.7
158	4	2.9
159	2	1.5
160	7	5.1
162	2	1.5
163	2	1.5
164	3	2.2
165	10	7.4
166	3	2.2
167	6	4.4
168	10	7.4
169	7	5.1
170	18	13.2
171	3	2.2
172	7	5.1
173	7	5.1
174	2	1.5
175	1	0.7
176	4	2.9
177	1	0.7
178	4	2.9
179	4	2.9
180	5	3.7
181	3	2.2
184	1	0.7
185	3	2.2
186	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfico (4)

Distribución de pacientes por peso

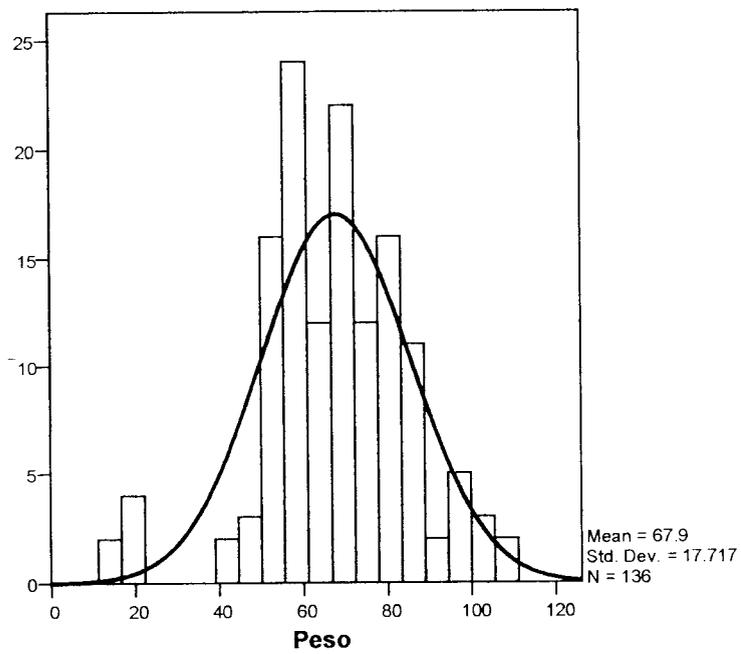


PESO

Media	67.90
Error estándar de la media	1.52
Mediana	67.50
Desviación estándar	17.72
Varianza	313.90
Rango	92
Mínimo	14
Máximo	106

Intervalo	Número pacientes	Porcentaje
11-20	4	2.94
21-30	2	1.47
31-40	0	0.00
41-50	5	3.67
51-60	30	22.05
61-70	39	28.67
71-80	26	19.11
81-90	20	14.70
91-100	6	4.41
101-110	4	2.94

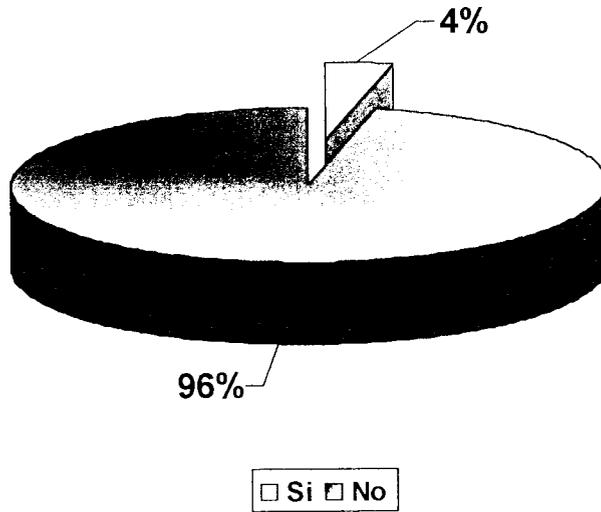
Histograma



Peso	Frecuencia	Porcentaje
14	2	1.5
18	2	1.5
22	2	1.5
44	2	1.5
45	1	0.7
46	1	0.7
48	1	0.7
51	3	2.2
52	4	2.9
53	2	1.5
54	3	2.2
55	4	2.9
56	3	2.2
57	4	2.9
58	4	2.9
60	3	2.2
61	10	7.4
62	1	0.7
63	1	0.7
64	5	3.7
65	5	3.7
67	5	3.7
68	1	0.7
69	2	1.5
70	9	6.6
72	5	3.7
73	2	1.5
74	2	1.5
75	5	3.7
76	2	1.5
77	1	0.7
78	1	0.7
79	2	1.5
80	6	4.4
83	7	5.1
85	2	1.5
86	6	4.4
87	1	0.7
88	2	1.5
90	2	1.5
96	1	0.7
97	1	0.7
98	3	2.2
100	1	0.7
104	2	1.5
106	2	1.5
Total	136	100.0

Gráfica (5)

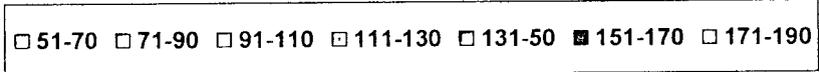
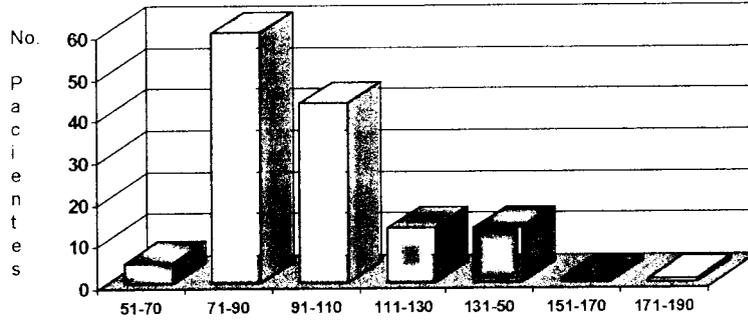
Frecuencia de Diabetes



Diabetes	Frecuencia	Porcentaje
NO	131	96.3
SI	5	3.7
Total	136	100.0

Gráfica (6)

Distribución de pacientes según la Glucemia

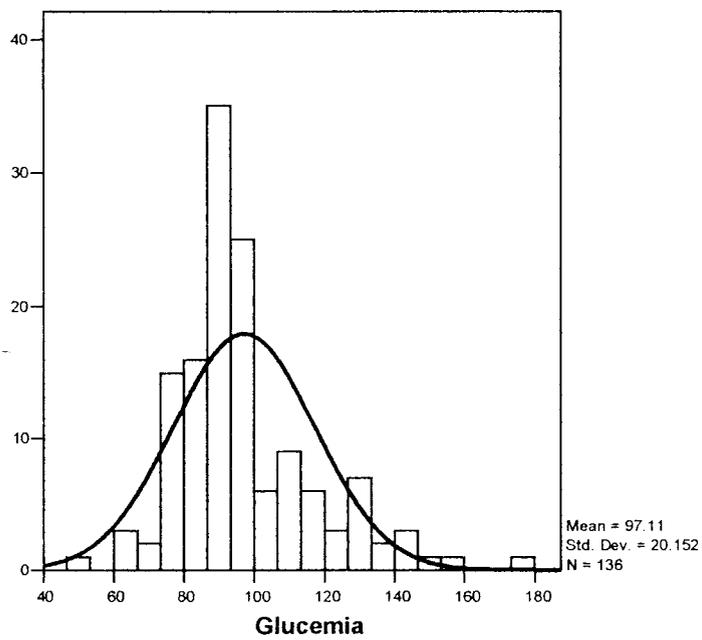


Glucemia

Media	97.11
Error estándar de la media	1.73
Mediana	91.00
Desviación estándar	20.15
Varianza	406.08
Rango	126
Mínimo	52
Máximo	178

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
51-70	5	3.67
71-90	60	44.11
91-110	43	31.6
111-130	13	9.55
131-150	13	9.55
151-170	1	0.73
171-190	1	0.73

Histograma

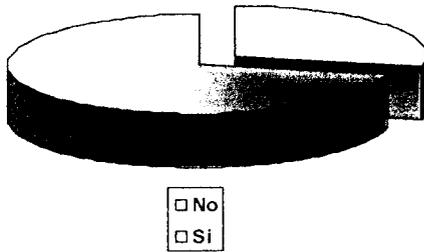


Glucemia	Frecuencia	Porcentaje
52	1	0.7
61	1	0.7
63	1	0.7
64	1	0.7
68	1	0.7
72	1	0.7
75	2	1.5
76	4	2.9

78	4	2.9
80	5	3.7
82	5	3.7
83	1	0.7
85	7	5.1
86	3	2.2
87	7	5.1
88	2	1.5
89	9	6.6
90	10	7.4
91	4	2.9
92	3	2.2
94	3	2.2
95	11	8.1
96	2	1.5
97	3	2.2
98	5	3.7
99	1	0.7
102	4	2.9
104	1	0.7
105	1	0.7
107	1	0.7
108	2	1.5
109	1	0.7
110	1	0.7
111	1	0.7
112	2	1.5
113	1	0.7
115	2	1.5
117	1	0.7
119	3	2.2
121	1	0.7
123	2	1.5
131	3	2.2
132	3	2.2
133	1	0.7
137	1	0.7
138	1	0.7
144	1	0.7
145	2	1.5
149	1	0.7
154	1	0.7
178	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (7)

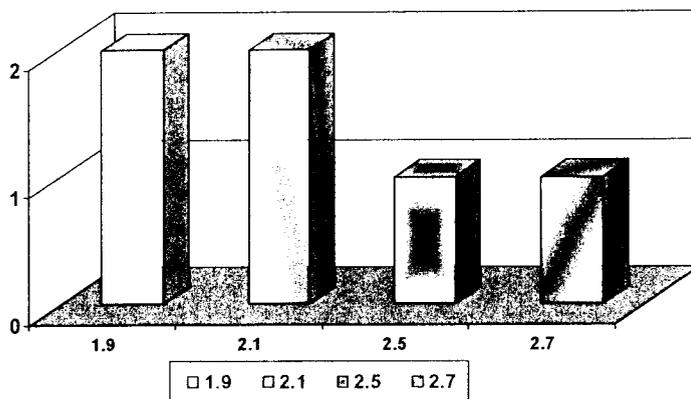
Diazepam



Diazepam	Frecuencia	Porcentaje
NO	38	27.9
SI	98	72.1
Total	136	100.0

Gráfica (8)

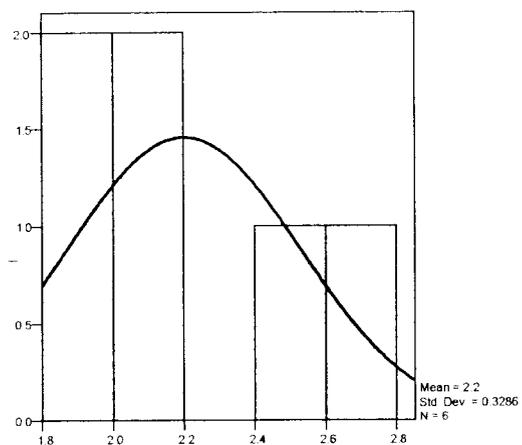
Grasa Parda



Media	2.20
Error estándar de la media	0.13
Mediana	2.10
Desviación estándar	0.32
Varianza	0.10
Rango	0.80
Mínimo	1.95
Máximo	2.73

Valor	Número de Pacientes	Porcentaje
1.9	2	33.33
2.1	2	33.33
2.5	1	16.66
2.7	1	16.66

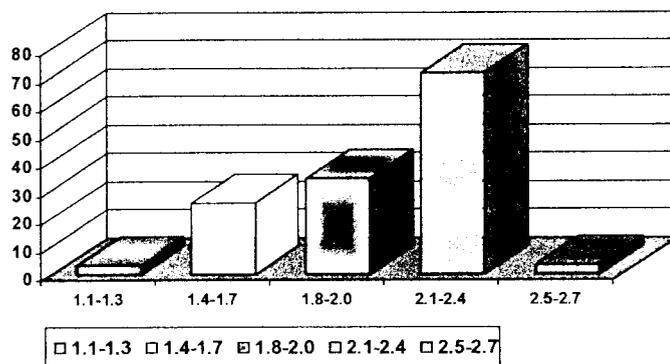
Grasa Parda



Grasa Parda	Frecuencia	Porcentaje
1.9	2	1.5
2.1	2	1.5
2.5	1	0.7
2.7	1	0.7
Total	6	4.4
System	130	95.6

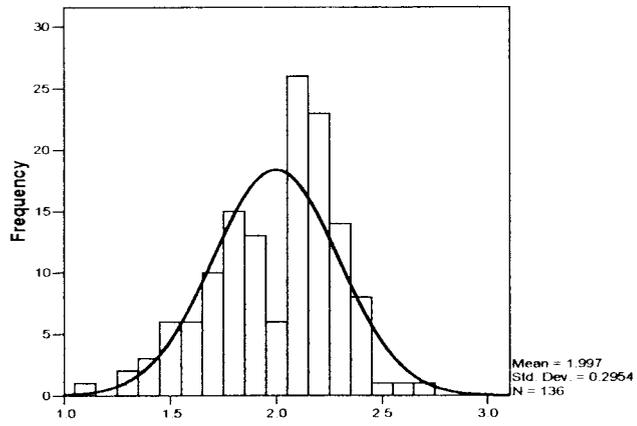
Gráfica (9)

Anillo de Waldeyer



Intervalo	Número pacientes	Porcentaje
1.1-1.3	3	2.20
1.4-1.7	25	18.38
1.8-2.0	34	25.00
2.1-2.4	71	52.70
2.5-2.7	3	2.20

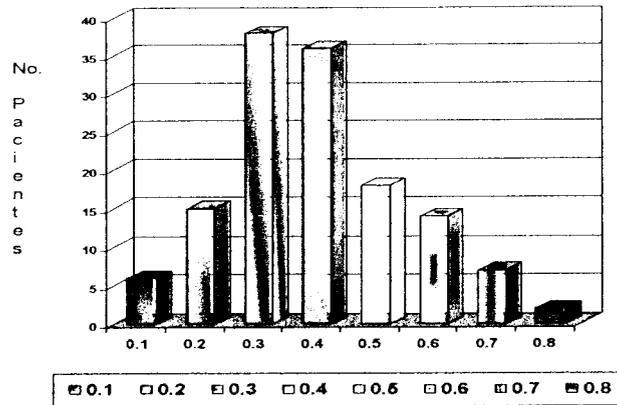
Anillo de Waldeyer



Anillo	Frecuencia	Porcentaje
1.1	1	0.7
1.3	2	1.5
1.4	3	2.2
1.5	6	4.4
1.6	6	4.4
1.7	10	7.4
1.8	15	11.0
1.9	13	9.6
2.0	6	4.4
2.1	26	19.1
2.2	23	16.9
2.3	14	10.3
2.4	8	5.9
2.5	1	0.7
2.6	1	0.7
2.7	1	0.7
Total	136	100.0

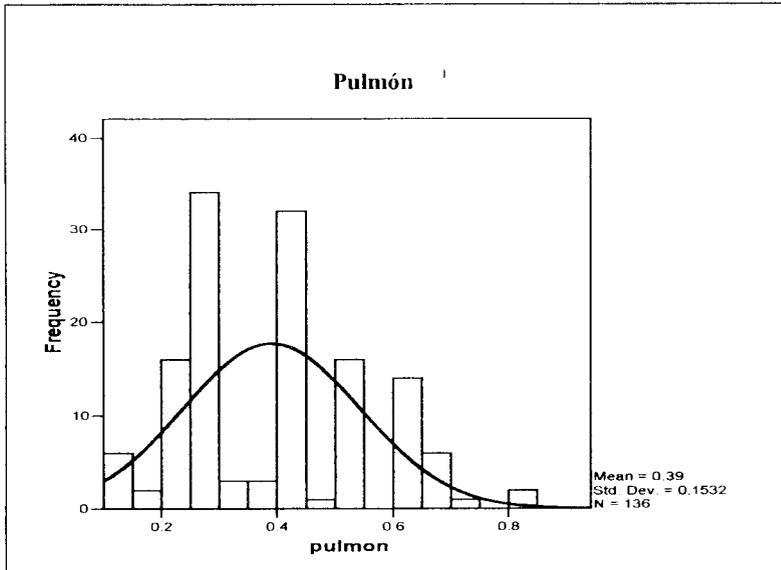
Gráfica (10)

Pulmón



Media	390
Error estándar de la media	0.013
Mediana	400
Desviación estándar	153
Varianza	0.023
Rango	7
Mínimo	1
Máximo	8

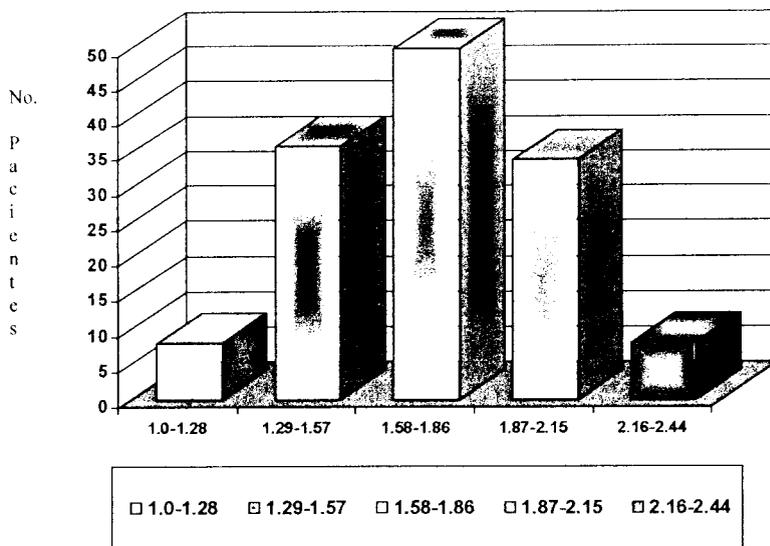
Valor	Número de pacientes	Porcentaje
0.1	6	4.41
0.2	15	11.02
0.3	38	27.94
0.4	36	26.47
0.5	18	13.23
0.6	14	10.29
0.7	7	5.14
0.8	2	1.47



Pulmón	Frecuencia	Porcentaje
0.1	3	2.2
0.1	1	0.7
0.1	2	1.5
0.2	2	1.5
0.2	9	6.6
0.2	1	0.7
0.2	2	1.5
0.2	1	0.7
0.3	3	2.2
0.3	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	31	22.8
0.3	1	0.7
0.4	2	1.5
0.4	1	0.7
0.4	2	1.5
0.4	27	19.9
0.4	2	1.5
0.4	1	0.7
0.4	1	0.7
0.5	1	0.7
0.5	1	0.7
0.5	16	11.8
0.6	14	10.3
0.7	1	0.7
0.7	5	3.7
0.7	1	0.7
0.8	1	0.7
0.8	1	0.7
Total	136	100.0

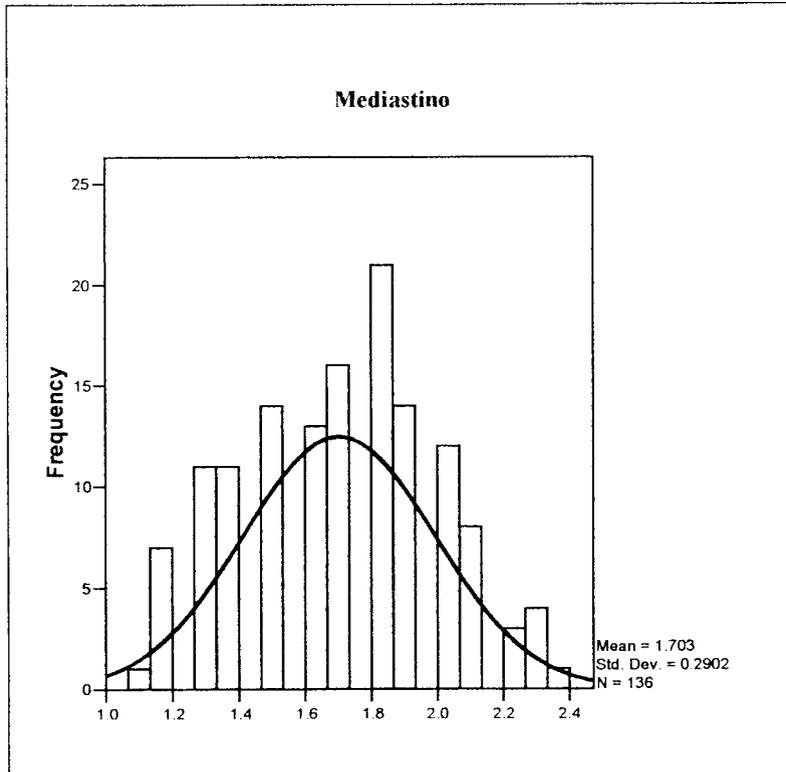
Gráfica(11)

Mediastino



Media	1.70
Error estándar de la media	0.024
Mediana	1.70
Desviación estándar	0.29
Varianza	0.08
Rango	1.32
Mínimo	1.14
Máximo	2.41

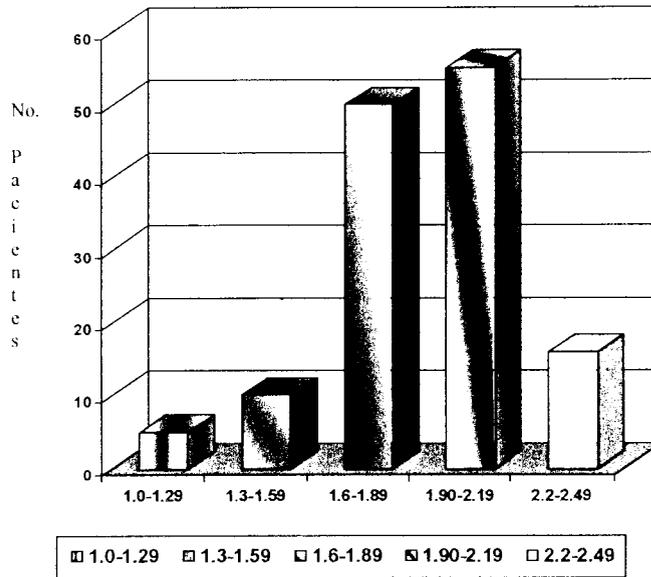
Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
1.00-1.28	8	5.88
1.29-1.57	36	26.47
1.58-1.86	50	37.76
1.87-2.15	34	25.00
2.16-2.44	8	5.88



Mediastino	Frecuencia	Porcentaje
1.1	1	0.7
1.2	1	0.7
1.2	6	4.4
1.3	11	8.1
1.4	11	8.1
1.5	14	10.3
1.6	13	9.6
1.7	16	11.8
1.8	21	15.4
1.9	14	10.3
2.0	12	8.8
2.1	8	5.9
2.2	3	2.2
2.3	4	2.9
2.4	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (12)

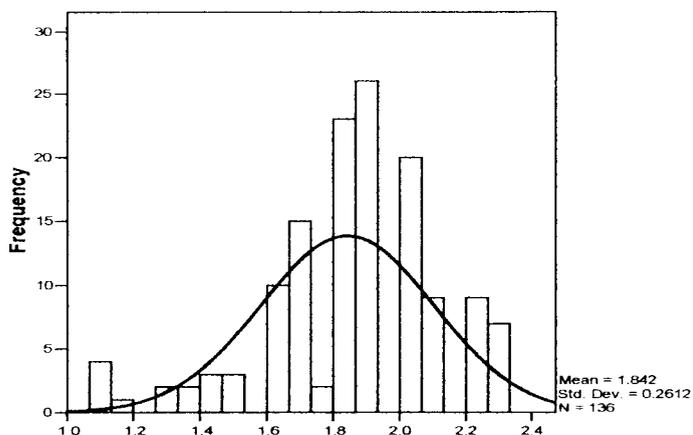
Hígado



Media	1.84
Error estándar de la media	0.02
Mediana	1.90
Desviación estándar	0.26
Varianza	0.68
Rango	1.2
Mínimo	1.1
Máximo	2.3

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
1.0-1.29	5	3.67
1.3-1.59	10	7.35
1.6-1.89	50	36.76
1.9-2.19	55	40.44
2.2-2.49	16	11.76

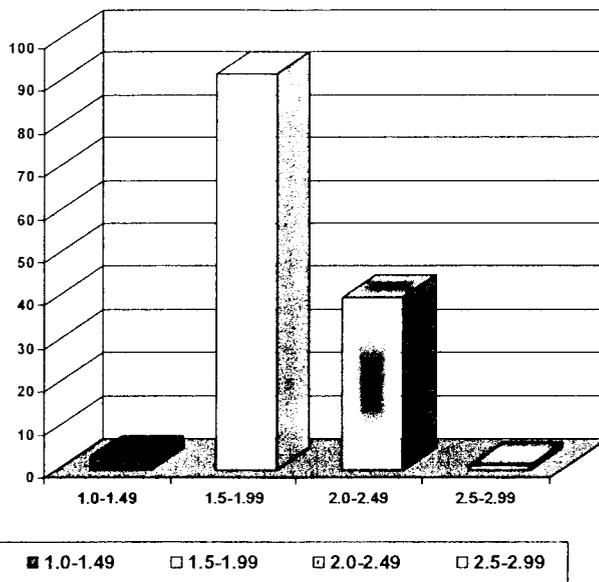
Higado .



Higado	Frecuencia	Porcentaje
1.1	3	2.2
1.1	1	0.7
1.2	1	0.7
1.3	2	1.5
1.4	2	1.5
1.4	2	1.5
1.4	1	0.7
1.5	3	2.2
1.6	9	6.6
1.6	1	0.7
1.7	1	0.7
1.7	1	0.7
1.7	1	0.7
1.7	9	6.6
1.7	1	0.7
1.7	1	0.7
1.7	1	0.7
1.8	2	1.5
1.8	20	14.7
1.8	2	1.5
1.8	1	0.7
1.9	25	18.4
1.9	1	0.7
2.0	19	14.0
2.1	1	0.7
2.1	9	6.6
2.2	9	6.6
2.3	7	5.1
Total	136	100.0

Gráfica (13)

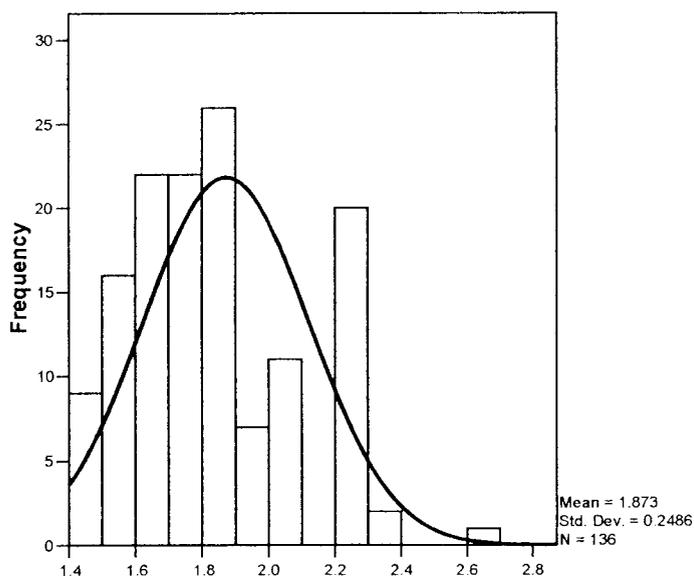
Bazo



Media	1.873
Error estándar de la media	0.021
Mediana	1.800
Desviación estándar	0.249
Varianza	0.061
Rango	1.321
Mínimo	1.441
Máximo	2.701

Intervalo	Número de Pacientes	Porcentaje
1.0-1.49	3	2.20
1.5-1.99	92	67.64
2.0-2.49	40	29.41
2.5-2.99	1	0.73

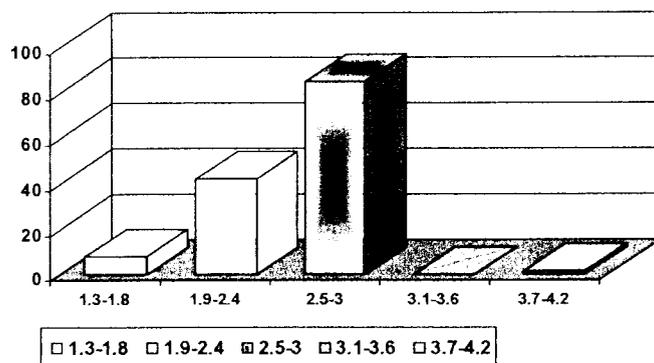
Bazo



Bazo	Frecuencia	Porcentaje
1.4	3	2.2
1.5	6	4.4
1.6	16	11.8
1.6	1	0.7
1.7	1	0.7
1.7	20	14.7
1.8	1	0.7
1.8	21	15.4
1.9	1	0.7
1.9	25	18.4
2.0	7	5.1
2.1	11	8.1
2.2	10	7.4
2.3	10	7.4
2.4	2	1.5
2.7	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (14)

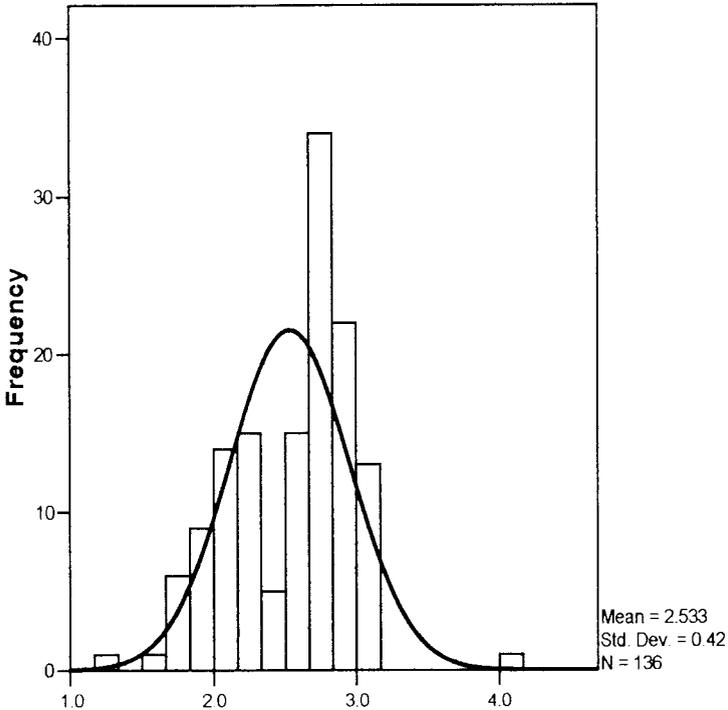
Riñones



Media	2.533
Error estándar de la media	3.601
Mediana	2.700
Desviación estándar	0.420
Varianza	0.176
Rango	2.712
Mínimo	1.321
Máximo	4.011

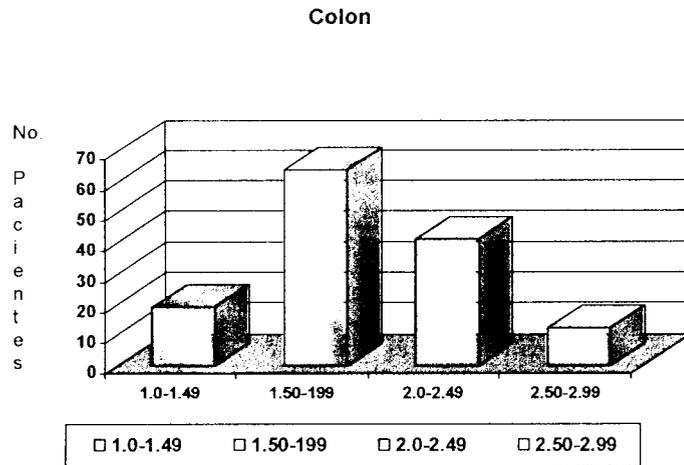
Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
1.3-1.8	8	5.88
1.9-2.4	42	30.88
2.5-3.0	85	62.50
3.1-3.6	0	0.00
3.7-4.2	1	0.73

Riñones



Riñones	Frecuencia	Porcentaje
1.3	1	0.7
1.6	1	0.7
1.7	2	1.5
1.7	1	0.7
1.8	2	1.5
1.8	1	0.7
1.9	1	0.7
1.9	1	0.7
1.9	5	3.7
1.9	1	0.7
2.0	1	0.7
2.0	2	1.5
2.0	1	0.7
2.1	1	0.7
2.1	1	0.7
2.1	1	0.7
2.1	1	0.7
2.1	7	5.1
2.2	1	0.7
2.2	3	2.2
2.2	1	0.7
2.3	1	0.7
2.3	1	0.7
2.3	1	0.7
2.3	7	5.1
2.4	1	0.7
2.4	1	0.7
2.4	1	0.7
2.4	1	0.7
2.5	1	0.7
2.5	7	5.1
2.6	7	5.1
2.6	1	0.7
2.7	1	0.7
2.7	12	8.8
2.8	1	0.7
2.8	20	14.7
2.9	21	15.4
3.0	1	0.7
3.0	13	9.6
4.0	1	0.7
Total	136	100.0

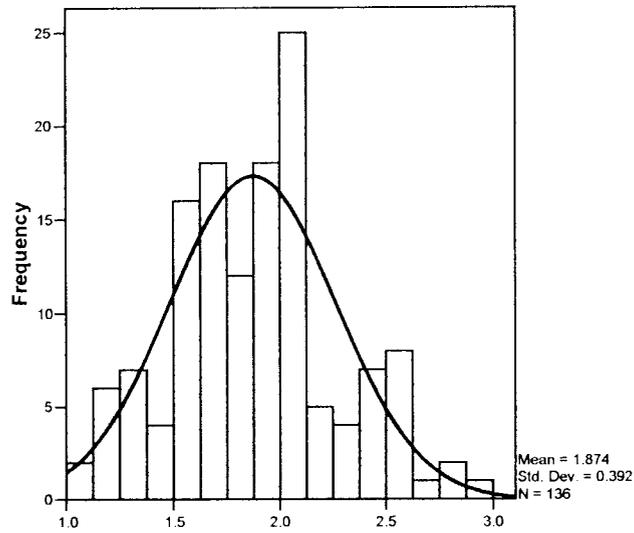
Gráfica (15)



Media	1.874
Error estándar de la media	0.033
Mediana	1.900
Desviación estándar	.392
Varianza	.154
Rango	1.8
Mínimo	1.1
Máximo	2.9

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
1.00-1.49	19	13.97
1.50-1.99	64	47.05
2.00-2.49	41	30.14
2.50-2.99	12	8.82

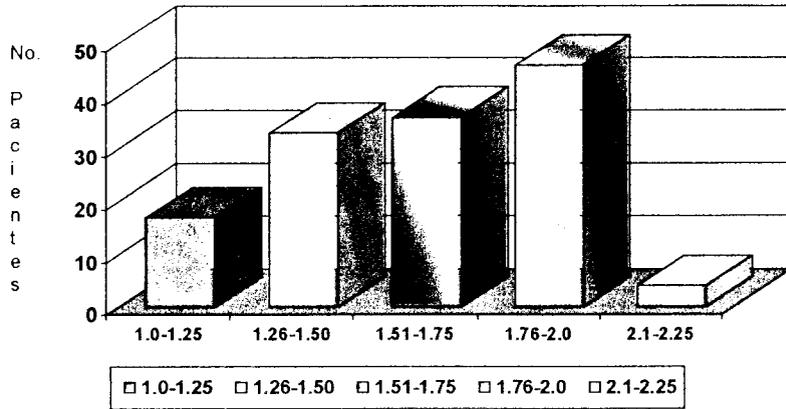
Colon



Colon	Frecuencia	Porcentaje
1.1	2	1.5
1.2	6	4.4
1.3	7	5.1
1.4	4	2.9
1.5	9	6.6
1.6	7	5.1
1.7	18	13.2
1.8	12	8.8
1.9	18	13.2
2.0	15	11.0
2.1	10	7.4
2.2	5	3.7
2.3	4	2.9
2.4	7	5.1
2.5	3	2.2
2.6	5	3.7
2.7	1	0.7
2.8	2	1.5
2.9	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (16)

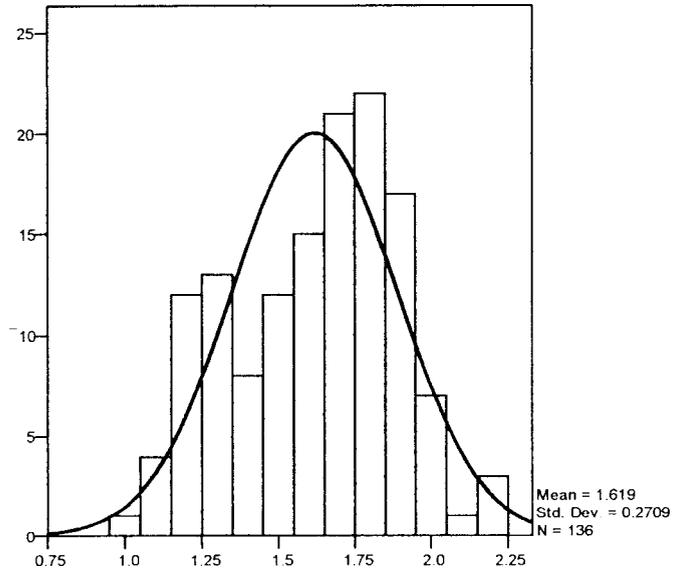
Estómago



Media	1.619
Error estándar de la media	0.023
Mediana	1.700
Desviación estándar	.271
Varianza	0.073
Rango	1.2
Mínimo	1.0
Máximo	2.2

Intervalo	Número de Pacientes	Porcentaje
1.00-1.25	17	12.50
1.26-1.50	33	24.26
1.51-1.75	36	26.47
1.76-2.00	46	33.82
2.10-2.25	4	2.94

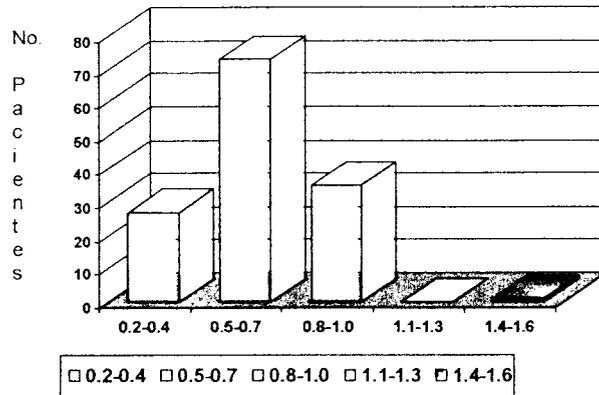
Estómago



Estómago	Frecuencia	Porcentaje
1.0	1	0.7
1.1	4	2.9
1.2	12	8.8
1.3	13	9.6
1.4	8	5.9
1.5	12	8.8
1.6	15	11.0
1.7	21	15.4
1.8	22	16.2
1.9	17	12.5
2.0	7	5.1
2.1	1	0.7
2.2	3	2.2
Total	136	100.0

Gráfica (17)

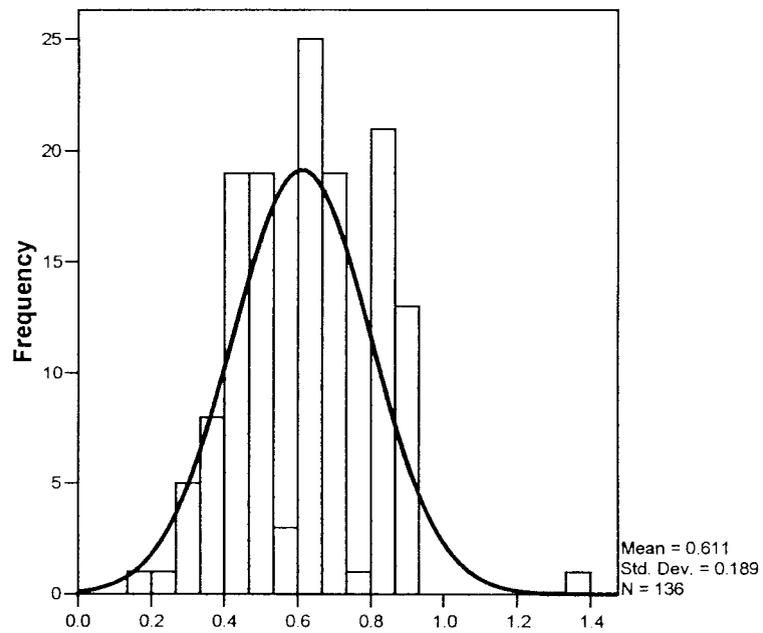
Músculo



Media	.611
Error estándar de la media	1.621E-02
Mediana	.600
Desviación estándar	.189
Varianza	3.574E-02
Rango	1.2
Mínimo	.2
Máximo	1.4

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
0.2-0.4	27	20.00
0.5-0.7	73	53.67
0.8-1.0	35	25.73
1.1-1.3	0	0.00
1.4-1.6	1	0.73

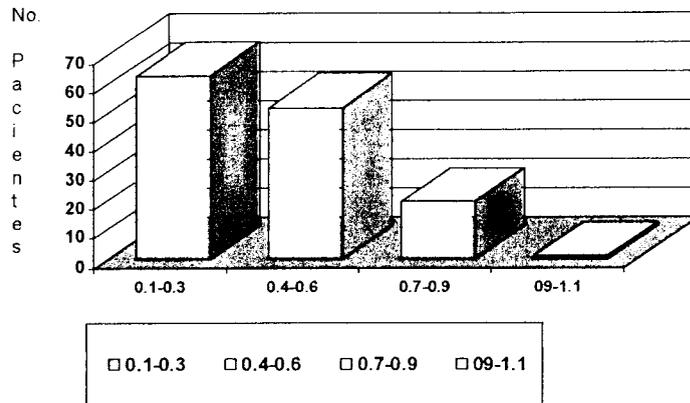
Músculo



Músculo	Frecuencia	Porcentaje
0.2	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	3	2.2
0.3	1	0.7
0.4	1	0.7
0.4	2	1.5
0.4	2	1.5
0.4	2	1.5
0.4	1	0.7
0.4	9	6.6
0.4	1	0.7
0.4	2	1.5
0.5	2	1.5
0.5	5	3.7
0.5	3	2.2
0.5	2	1.5
0.5	12	8.8
0.5	2	1.5
0.6	1	0.7
0.6	1	0.7
0.6	1	0.7
0.6	23	16.9
0.6	1	0.7
0.7	1	0.7
0.7	1	0.7
0.7	1	0.7
0.7	17	12.5
0.8	1	0.7
0.8	21	15.4
0.9	13	9.6
1.4	1	0.7
Total	136	100.0

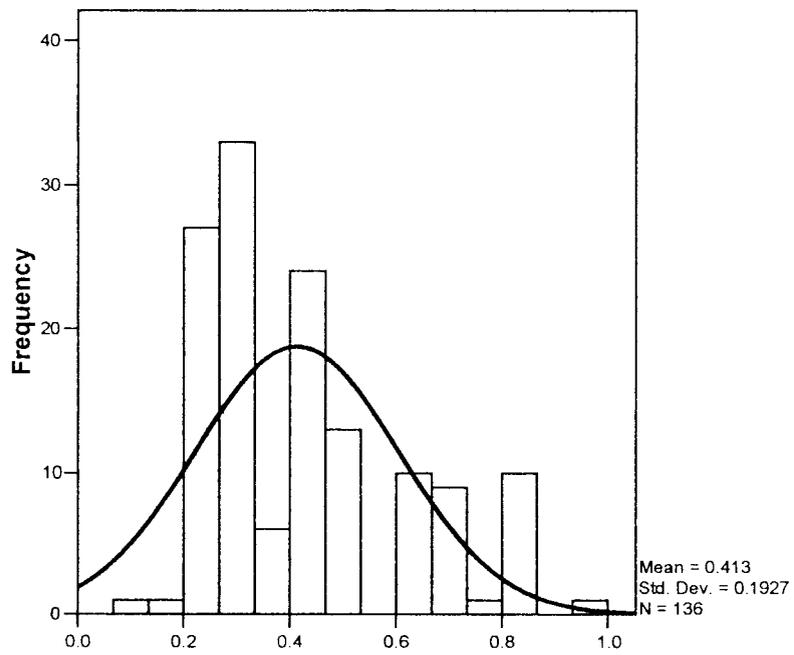
Gráfica (18)

Hueso



Media	413
Error estándar de la media	.016
Mediana	.395
Desviación estándar	.193
Varianza	.037
Rango	.9
Minimo	.1
Maximo	1.0

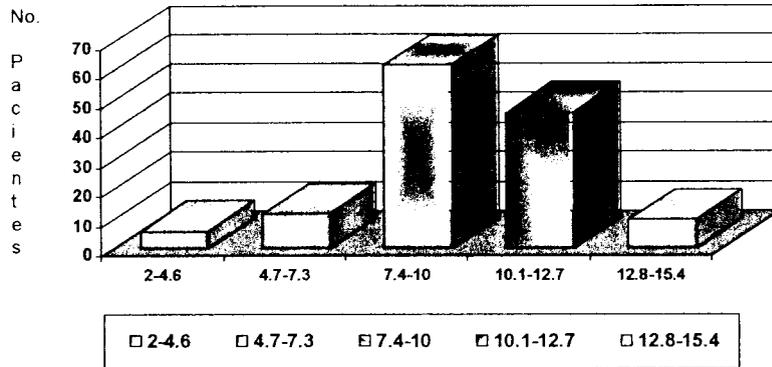
Hueso



Hueso	Frecuencia	Porcentaje
0.1	1	0.7
0.2	1	0.7
0.2	24	17.6
0.2	1	0.7
0.2	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	1	0.7
0.3	2	1.5
0.3	1	0.7
0.3	25	18.4
0.3	3	2.2
0.3	1	0.7
0.3	1	0.7
0.4	2	1.5
0.4	1	0.7
0.4	1	0.7
0.4	1	0.7
0.4	20	14.7
0.4	1	0.7
0.4	1	0.7
0.4	1	0.7
0.5	1	0.7
0.5	2	1.5
0.5	1	0.7
0.5	10	7.4
0.6	9	6.6
0.6	1	0.7
0.7	8	5.9
0.7	1	0.7
0.7	1	0.7
0.8	7	5.1
0.8	2	1.5
0.9	1	0.7
1.0	1	0.7
Total	136	100.0

Gráfica (19)

Dosis FDG

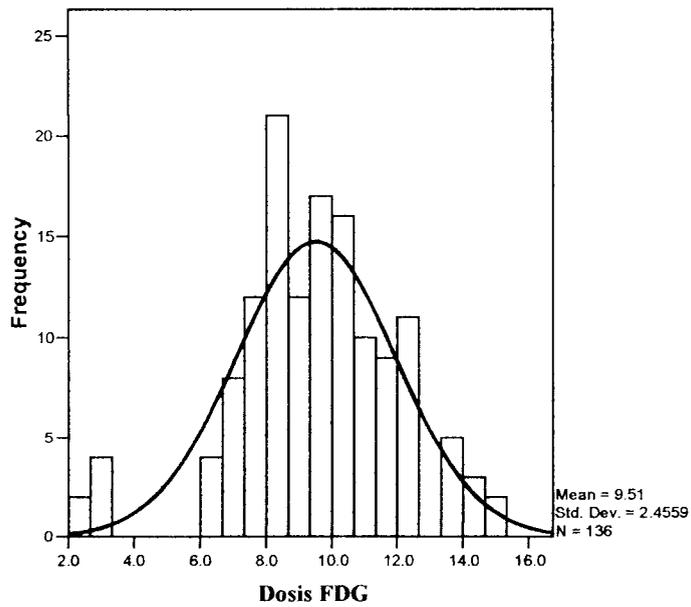


Dosis FDG

Mediana		9.510
Error estándar de la media		.211
Mediana		9.450
Desviación		2.456
Varianza		6.031
Rango		12.7
Mínimo		2.1
Máximo		14.8

Intervalo	Número de pacientes	Porcentaje
2.0-4.6	6	4.41
4.7-7.3	12	8.82
7.4-10.0	62	45.51
10.1-12.7	46	33.82
12.8-15.4	10	7.35

Histograma



FDG	Frecuencia	Porcentaje
2.1	2	1.5
2.7	2	1.5
3.3	2	1.5
6.2	2	1.5
6.3	1	0.7
6.4	1	0.7
6.7	1	0.7
7.1	3	2.2
7.3	4	2.9
7.4	2	1.5
7.6	3	2.2
7.7	4	2.9
7.8	3	2.2
8.0	4	2.9
8.1	4	2.9
8.4	3	2.2
8.5	10	7.4
8.7	1	0.7
8.8	1	0.7
9.0	5	3.7
9.1	5	3.7
9.4	5	3.7
9.5	1	0.7
9.7	2	1.5
9.8	9	6.6
10.1	5	3.7
10.2	2	1.5
10.4	2	1.5
10.5	5	3.7
10.6	2	1.5
10.8	1	0.7
10.9	1	0.7
11.1	2	1.5
11.2	6	4.4
11.6	7	5.1
11.9	2	1.5
12.0	6	4.4
12.2	1	0.7
12.3	2	1.5
12.6	2	1.5
13.4	1	0.7
13.6	1	0.7
13.7	3	2.2
14.0	1	0.7
14.6	2	1.5
14.8	2	1.5
Total	136	100.0

BIBLIOGRAFIA:

1. - Caro R, López Ortiz G., Sánchez Ojanguren MF. Introducción histórica científica. Eds. Aceleradores de partículas Madrid. Consejo de Seguridad Nuclear. 1999. 15-26.
2. - Czernin J, Schelbert H. PET/CT Imaging: Facts, opinions, hopes and questions. *J. Nucl Med.* 2004; 45(1): 15-35.
3. - Altamirano LJ, Estrada SG. PET y PET/CT en Oncología. Editorial Intersistemas Primera Edición. México. 2005. p. 180-182.
4. - Phelps M.E.; Hoffman, E.J, Huang, S.C., Ter- Pogossian, M.M.: Effect of positron range on spatial resolution. *J. Nucl. Med.* 1975; 16:649-652.
5. - Rodríguez M, Asensio C., Gómez MV, Carreras JL, Martín JM. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS). Instituto de Salud Carlos III- Ministerio de Sanidad y Consumo. "Tomografía por Emisión de Positrones (PET) con ¹⁸FDG en Oncología Clínica (Revisión Sistemática)". Madrid; AETS. Noviembre del 2001.
6. - Fichman AJ, Alpert NM. FDG-PET in oncology: there is more to it than looking at picture (Editorial). *J Nucl Med* 1993; 34: 6-11.
7. - Hamacher K, Coenen H.H., Stoklin G.; Efficient stereospecific synthesis of no-carrier-added. 2-(¹⁸F)-fluoro-2-deoxy-D-glucose using amino-polyether supported nucleophilic substitution. *J. Nucl Med.* 1986; 27: 235-238.
8. - Hamacher K., Blessing. G., Nebeling B. Computer-aided synthesis (CAS) of no-carrier added 2-(¹⁸F)-fluoro-2-deoxyglucose: an efficient automated system for the amino polyether-supported nucleophilic, fluorination. *Appl. J. Radiat Isot* 1990 ; 41: 49-65.
9. - Solano F. Hidratos de carbono. En: Lozano Teruel, JA, ed. *Bioquímica y biología molecular para ciencias de la salud.* 2da. Edición. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España, 2000. p. 35-40.
10. - Lozano Teruel JA. Metabolismo de hidratos de carbono En: Lozano Teruel JA, ed. *Bioquímica y biología molecular para ciencias de la salud.* 2da. Edición. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España, 2000. p. 143-7.
11. - Galindo Carzales. JD. Membranas Biológicas. Lozano Teruel JA, ed. *Bioquímica y Biología molecular para ciencias de la salud.* Segunda Edición. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España. 2000. p. 114-6.
12. - Jose Luis Carreras Delgado. *PET en Oncología.* 1era. Edición. Nova Sidonia. 2002.
13. - Phelps ME, Huang SC, Hoffman EJ, et al. Tomographic measurement of local cerebral glucose metabolic rate in humans with (F-18)2-Fluoro-Deoxy-D-Glucose Validation of method. *Ann Neurol* 6, 1997: 371-388.
14. - Pointon B. *Nuclear medicine Technology.* British Columbia Institute of Technology, 2000. (1) 3-1-60.

15. - Townsend DW, Carney J, Yap JT, Hall NC. PET/CT Today and Tomorrow. J Nucl Med. 2004; 45: 45-145.
16. - Wahl RL. Principles of cancer imaging with fluorodeoxyglucose. En Wahle RL, ed. Principles and practice of positron emission tomography. Philadelphia: Lippincott Williams y Wilkins, 2002. p. 100-109.
17. - Chris J. Jaskowiak. Influence of reconstruction Iterations on 18F-FDG PET/CT Standardized Uptake Values. J Nucl Med 2005; 46: 424-428
18. - Delbeke D, Martín WH. Update on nuclear medicine. Positron emission tomography imaging in oncology. Radiologic Clinics of North América. 2001; 39(5):2632-75.
19. - Lomeña F., Gámez C., Cabrera A., Maldonado A., Jiménez UAM, Montz AR, Pérez CMJ, Carreras JL. La Tomografía por emisión de positrones en oncología. Madrid Ed. Real Academia Nacional de Medicina; 2002.
20. - Pointon B. Nuclear, medicine technology. British Columbia. Institute of Technology, 2000. 1-3-60.
21. - Townsend DW, Carney J, Yap JT, Hall NC. PET/CT Today and tomorrow. J Nucl Med. 2004; 45: 4s-14s.
22. - Townsend. DW; Cherry SR. Combining anatomy and function: The path to trae image fusion. Eur Radiol. 2001; 11: 1968-74.

