

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE MEDICINA

TESIS DOCTORAL

ESTUDIO DE LA PERFUSION CEREBRAL REGIONAL MEDIANTE

TOMOGRAFIA DE EMISION POR FOTON UNICO (S.P.E.C.T.)

CON HM-PAO Tc 99m

Antonio Sánchez Mayorga

Madrid, 1992

INFORME DEL DIRECTOR DE LA TESIS

JOSE LUIS PEREZ PIQUERAS, PROFESOR ASOCIADO DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA,
DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID:

CERTIFICA :

Que el presente trabajo del Licenciado en Medicina y Cirugia D.
ANTONIO SANCHEZ MAYORGA, presentado para optar al grado de Doctor en
Medicina y Cirugia y que lleva el titulo de " ESTUDIO DEL FLUJO VASCULAR
CEREBRAL REGIONAL MEDIANTE S.P.E.C.T. cerebral CON HM-PAO Tc 99m", ha
sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones
necesarias para ser defendido ante el tribunal correspondiente.

V.º B.º
EL TUTOR (2)

El Director de la Tesis

Fdo.: _____
(fecha y firma)

D.N.I.:

Fdo.: José Luis Pérez Piqueras
(fecha y firma)

D.N.I.: 4969376

INFORME DEL CONSEJO DE DEPARTAMENTO

DR. D. CARLOS PEREZAGUA CLAMAGIRAND, DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO
DE MEDICINA DE LA FACULTAD DE MEDICINA. U.C.M.

INFORMA: Que una vez examinado el Trabajo presentado por D.
ANTONIO SANCHEZ MAYORGA, titulado: "ESTUDIO DEL FLUJO
VASCULAR CEREBRAL REGIONAL MEDIANTE S.P.E.C.T.
CEREBRAL CON HM-PAO TC 99 m.", dirigido por el Prof.
Dr. D. JOSE LUIS PEREZ PIQUERAS, este Departamento dá
su conformidad para que dicho trabajo sea leído y
defendido en público con vistas a su aprobación como
Tesis Doctoral.

Fecha reunión
Consejo Departamento

25 de enero de 1.993

El Director del Departamento

Fdo.: Dr. Carlos Perezagua
(fecha y firma)

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

HOSPITAL MILITAR CENTRAL "GOMEZ-ULLA"

DEPARTAMENTO DE MEDICINA INTERNA

CATEDRATICO DE MEDICINA INTERNA Y JEFE DEL DEPARTAMENTO

PROF. DR. D. CARLOS PEREZAGUA CLAMAGIRAND

DIRECTOR DE TESIS

PROF.DR. D. JOSE LUIS PEREZ PIQUERAS

ESTUDIO DE LAS ENFERMEDADES CEREBRO

VASCULARES MEDIANTE EL USO DE LA

TOMOGRAFIA DE EMISION POR FOTON

UNICO (S.P.E.C.T.) CON HM-PAO

AUTOR

ANTONIO SANCHEZ MAYORGA

A MI MUJER, por todo el tiempo robado , por el apoyo y la decisión infundida en esos momentos en que uno está tentado de abandonar.

A MIS PADRES, por haber sabido inculcar en mí esa capacidad de sacrificio necesaria para cualquier empresa importante.

A MIS HIJOS, por la ternura que me inspiran.

AGRADECIMIENTOS

A los Profesores D. CARLOS PEREZAGUA CLAMAGIRAND y CARLOS PEREZ DE OTEIZA, Jefe y Secretario, respectivamente, del Departamento de Medicina de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, por su colaboración y facilidades obtenidas en la feliz finalización del presente trabajo.

Al Profesor D. JOSE LUIS CARRERAS DELGADO, Jefe del Departamento de Medicina Nuclear de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, por aceptar la responsabilidad de supervisar este trabajo y por facilitar el desarrollo del mismo con su experiencia.

Al Profesor D. JOSE LUIS PEREZ PIQUERAS, Jefe del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Militar Central "GOMEZ ULLA", director de esta tesis, por su amistad y constante estímulo, sin los cuales difícilmente hubiera podido terminarlo.

A mis compañeros los Doctores LABANDA, SECADES, MARTINEZ-AEDO Y GALVEZ, por su ejemplo y probada amistad.

A los Doctores D. JULIO FERRERO ARIAS y FRANCISCO TIRADOS, del Sº de Neurología de este hospital, por su inestimable y desinteresada ayuda, tanto por su apoyo y enseñanza en el campo de la neurología, como por su colaboración en el desarrollo del programa informático de resultados.

A los Doctores D. Fernando Rosales y M^a Soledad Garcia del Villar, por su esmero en la preparación del radiofármaco y su control de calidad.

Mi especial gratitud a todo el personal del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Militar "Gómez - Ulla", por el esfuerzo empeñado en conseguir que las exploraciones de SPECT y por ende el presente trabajo, resultasen de la forma más óptima.

A " AMERSHAM IBERICA S.A." por su colaboración.

INDICE GENERAL

PAGINA

1.	INTRODUCCION.....	1
1.1.	JUSTIFICACION DEL ESTUDIO.....	2
1.2.	CONSIDERACIONES ANATOMO-FISIOLOGICAS.....	16
1.2.1.	RECUERDO HISTORICO.....	16
1.2.2.	ANATOMIA VASCULAR CEREBRAL.....	19
1.2.3.	FISIOPATOLOGIA VASCULAR CEREBRAL.....	32
1.3.	CONSIDERACIONES METODOLOGICAS.....	42
1.3.1.	EL RADIOFARMACO CEREBRAL PARA SPECT.....	46
1.3.2.	^{99m}Tc HEXAMETIL PROPILENE AMINA OXIMA (HMPAO).....	50
1.3.3.	N ISOPROPIL P 1 YODOANFETAMINA (IMP).....	62
1.3.4.	^{99m}Tc ETIL CISTEINATO DIMERO (ECD).....	66
1.3.5.	RECONSTRUCCION DE LAS IMAGENES.....	68
1.3.6.	LA CORRECCION DE ATENUACION.....	77
1.3.7.	FACTORES DE INFLUENCIA EN LA CALIDAD DE LA IMAGEN.....	80
1.3.8.	PARAMETROS DE ADQUISICION DEL ESTUDIO DE SPECT.....	84
1.3.9.	PRESENTACION DE LAS IMAGENES.....	87
2.	OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....	97

3.	MATERIAL.....	100
3.1.	GAMMACAMARA Y ORDENADOR.....	101
3.2.	EL RADIOFARMACO.....	105
3.3.	MATERIAL CLINICO.....	106
3.3.1.	GRUPO DE CONTROLES SANOS.....	106
3.3.2.	GRUPO DE CONTROLES REPETIDOS.....	108
3.3.3.	GRUPO DE PACIENTES CON INFARTO CEREBRAL.....	109
4.	METODO.....	115
4.1.	PREPARACION DEL PACIENTE.....	116
4.2.	PREPARACION DEL RADIOFARMACO.....	120
4.3.	CONTROL DE CALIDAD DEL RADIOFARMACO.....	122
4.4.	POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE.....	125
4.5.	PARAMETROS DE ADQUISICION.....	129
4.6.	PROCESADO DE IMAGENES.....	134
4.7.	CUANTIFICACION DE IMAGENES.....	150
4.8.	BASE DE DATOS REFERENCIAL.....	158
4.9.	APLICACION DE LA BASE DE DATOS Y CREACION DE INFORMES...	164

5.	RESULTADOS.....	188
5.1.	RESULTADOS DE LOS CASOS DE CONTROLES.....	189
5.1.1.	COCIENTES DE AREAS HOMOLOGAS.....	200
5.1.2.	COCIENTES AREAS IZQUIERDAS Y CEREBELO IZQUIERDO.....	209
5.1.3.	COCIENTES AREAS DERECHAS Y CEREBELO DERECHO.....	216
5.1.4.	COCIENTES AREAS Y CEREBELO CONTRALATERAL.....	223
5.1.5.	COCIENTES AREAS IZDAS Y HEMISFERIO DERECHO.....	228
5.1.6.	COCIENTES AREAS DERECHAS Y HEMISFERIO IZQUIERDO.....	234
5.2.	COMENTARIOS A LOS RESULTADOS ESTADISTICOS DE CONTROLES..	242
5.3.	TABLAS ESTADISTICAS DE APLICACION DE INDICES.....	244
5.4.	ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LA EDAD Y EL SEXO.....	252
5.5.	SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DEL SPECT CEREBRAL.....	261
5.6.	FIABILIDAD METODOLOGICA. TEST DE WILCOXON.....	262
5.7.	T-TEST ENTRE CONTROLES Y GRUPO DE ICTUS CEREBRAL.....	274
6.	CONCLUSIONES.....	303
7.	APENDICES.....	305
8.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS POR ORDEN ALFABETICO.....	315

1. INTRODUCCION

1.1 JUSTIFICACION DEL ESTUDIO

En el año 1990 se instaló en el Servicio de Medicina Nuclear del HMC GOMEZ-ULLA la primera tomocámara de cabezal rotatorio dotada de capacidad para adquirir estudios de SPECT cerebral. Dicho momento coincidió con mi ingreso como especialista en el citado hospital a la vez que se me encomendó hacerme cargo de la puesta en marcha de los estudios.

Con muchas dificultades, debido a ser el SPECT una técnica completamente nueva, pero muy ilusionados por disponer del primer medio en nuestro Servicio de evidenciar ese gran desconocido que es el funcionalismo cerebral, comenzamos a realizar estudios en pacientes hacia el mes de marzo de 1990.

Por otra parte todos eramos conscientes de que el SPECT era la puerta que nos habría el paso hacia las futuras exploraciones con Tomografía de Emisión , exploración aún no posible en España.

El gran interés demostrado por el Servicio de Neurología del Hospital hacia los primeros resultados nos animó en la continuación de los estudios con mayor entusiasmo, en la creencia de disponer del primer método que evidenciase algún tipo de alteración para justificar la gran cantidad de cuadros clínicos que llenan los tratados de neurología y psiquiatría y que no parecen correlacionarse con alteración estructural de ninguna clase.

La posibilidad de abrir una línea de investigación nueva en la búsqueda de alteraciones funcionales de enfermedades hasta ahora desconocidas, ya era un motivo suficiente para justificar el inicio de este trabajo, sin embargo y como suele ocurrir en general con toda labor de investigación, se empieza buscando algo, que por no conocido de antemano, resulta demasiado extenso a medida que se avanza en su conocimiento. Así llegó un momento en que hubo que detenerse a realizar una valoración más real de lo que teníamos entre manos, eran tantos los parámetros que influían en la imagen que obteníamos finalmente del estudio de SPECT cerebral, que nos hacían dudar a la hora de valorarlas, que temimos en un principio por la veracidad de los informes de los mismos, ya que si bien las imágenes de ciertos pacientes

resultaban extremadamente clarificadoras, existían otras en las que cabía algo más que la duda sobre si lo que veíamos entraba o no dentro de lo normal.

Por otro lado lo que intentábamos analizar era el funcionalismo cerebral, pero fruto estricto de su relación con el flujo cerebral regional, ya que la Hexa - Metil - Propilen - Amina - Oxima (HM-PAO), radiofármaco que inyectábamos previamente y que era el vehículo del isótopo (tecnecio 99m), se fijaría en el tejido neuronal activo en cantidad teóricamente proporcional a su flujo cerebral regional.

Entraban así en juego dos factores difícilmente valorables, como son la perfusión cerebral y el grado metabólico neuronal. Ambos factores además se encuentran correlacionados mediante un sistema de autorregulación cerebral, como es la vasodilatación de reserva, mecanismo que se activa ante cualquier alteración, como puede ser una situación de dolor o ansiedad que provoca incrementos metabólicos regionales del 20 - 30 % e incrementos proporcionales de flujo por activación del mecanismo de autorregulación.

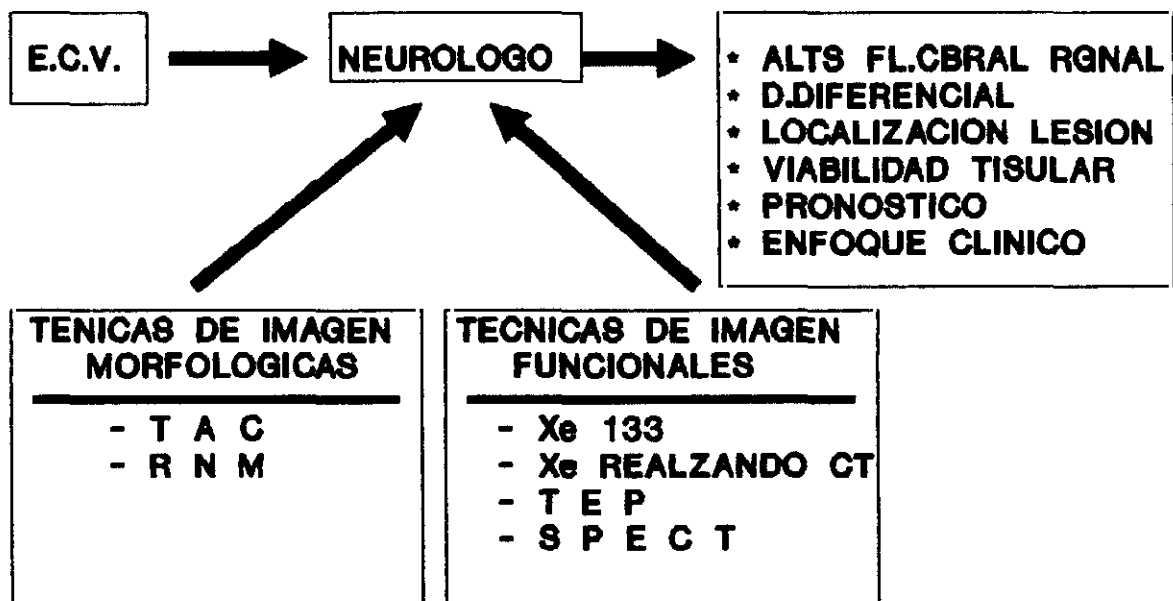
En la pasada década el SPECT ha aumentado enormemente su disponibilidad en las instituciones médicas. Hablando en general el SPECT no puede ser considerado como una perfecta herramienta de scrining de las enfermedades del sistema nervioso central, pero puede resultar muy útil para solventar gran cantidad de problemas diagnósticos, así como en la evaluación del flujo cerebral regional, la cual puede tener un importante papel en el seguimiento de las manifestaciones clínicas de la Enfermedad Cerebro-Vascular.

Los neurólogos como primeros responsables de este tipo de pacientes, son los que deben enfocar el diagnóstico diferencial, determinar la localización de la lesión y la viabilidad tisular, el pronóstico y el enfoque clínico.

Hasta la llegada de la Tomografía Axial Computerizada (TAC), resultó muy difícil diferenciar la mayoría de los cuadros clínicos. En esta época la localización se presumía por la presentación clínica, la imagen de interrupción de la barrera hemato-encefálica (BHE) mediante el scanning cerebral precoz y finalmente por la realización de la autopsia.

ENF. CEREBRO - VASCULAR

ALTERNATIVAS DIAGNOSTICAS



Las técnicas de imagen morfológica como el TAC o la Resonancia Nuclear Magnética (RNM), proveen actualmente a los neurólogos y clínicos en general de una información adicional de la que carecían anteriormente, sobre las alteraciones estructurales que se producen en los tejidos infartados y proporcionan por añadidura un excelente método de evaluar la repercusión de la enfermedad cerebro-vascular sobre el estado funcional cerebral general.

Sin embargo y pese al gran desarrollo que han alcanzado las técnicas de imagen morfológica en el estudio de las enfermedades del SNC, aún queda una gran cantidad de cuadros clínicos sin ninguna justificación de daño estructural o que por lo menos no son detectables por medio de estos medios y que nos inducen a pensar que el origen del problema radique en el funcionalismo celular cerebral y que únicamente puede ser demostrado mediante técnicas que reflejen el estado funcional cerebral.

La llegada de técnicas de imagen funcional, primero con Xenon 133 que permiten cuantificar el flujo cerebral, luego con el xenon realizando el TAC y más recientemente con la Tomografía de Emisión de Positrones (TEP) y la Tomografía de Emisión por Fotón Único (SPECT), hacen posible el seguimiento más directo de estos acontecimientos.

Las técnicas antes mencionadas permiten la cuantificación del flujo cerebral regional pero presentan graves inconvenientes en algunos casos, unas veces derivadas del limitado acceso a los avances tecnológicos, como en el caso de la tomografía de emisión de positrones y otras por necesitar de un sistema especialmente concebido al efecto, como en el caso del mismo SPECT o del Xenon 133. Las aminos marcadas con I 123 que podrían ser utilizadas con gammacámaras rotatorias, tienen su uso también restringido por su difícil disponibilidad, así como por su costo elevado. Los primeros trazadores de perfusión cerebral que permitían ser marcados con tecnecio, tuvieron un escaso interés, debido a su escaso tiempo de retención cerebral. Las investigaciones condujeron hacia una nueva molécula, que pudiera ser utilizada como indicador en equilibrio de la perfusión cerebral.

Las dificultades mencionadas explican la reducida difusión de estas técnicas, así como los esfuerzos que a partir de los trabajos de Winchell y colaboradores se desarrollaron para obtener trazadores de la perfusión cerebral de uso cómodo y fiable. El diestereoisomero d - 1 Hexametil Propilenaamina Oxima es la primera molécula estable que no plantea problemas de utilización en el estudio de la perfusión cerebral regional.

El flujo vascular cerebral ha sido establecido por Devous y colaboradores, mediante estudios de flujo con Xenon 133 , como de 71 ± 12 ml/min/100 gr de parenquima cerebral como valor medio de sustancia gris cortical en el hombre y ligeramente mayor en la mujer, existiendo una reducción gradual con respecto a la edad por igual entre ambos sexos.

El valor umbral de la isquemia cerebral ha intentado ser definido por muchos autores, debido a su gran utilidad a la hora de manejar el paciente con infarto isquémico agudo, así como también por su importancia en la evaluación del pronóstico y en el establecimiento del posible plan terapéutico.

T A B L A I

FLUJO VASCULAR CEREBRAL VALORES CRITICOS

AUTOR	METODO	FLVC	RELACION / EVOLUCION
NAKANO	INH.XE133	< 19ml/min/100gr	ISQUEMIA IRREVERSIBLE
NAKANO	"	> 23ml/min/100gr	ISQUEMIA REVERSIBLE
NAKANO	"	< 33ml/m/100	PENUMBRA ISQ..RESOLUCION
NAKANO	"	> 36ml/m/100	PERF.FOBRE,NO SINTS,NO LES
		UMBRAL ISQUEMICO.....19 - 23 ml/min/100gr	
		UMBRAL SINTOMATICO....33 - 36 ml/min/100gr	
YAMAMOTO	XE 133	21 - 28ml/min/100gr	NO DEFECTOS EN TAC
YAMAMOTO	"	< 20 ml/min/100gr	Xe GRADOS HIPODENSIDAD
LENZI	XE 133	< 20 ml/min/100gr	POCA RESOL. DE CLINICA
LENZI	"	> 20 ml/min/100gr	MEJORIA DE LA CLINICA
POWERS	TEP	>19 ml/min/100gr	MANTIENE FUNCIONES CS
POWERS	"	>15 ml/min/100gr	MANTIENE VIABIL.TISUL.

Nakano y Watanabe entre otros han evaluado el valor crítico umbral de flujo vascular cerebral y el sintomatológico (ver tabla I). Mediante técnica de inhalación con Xenon 133 han establecido valores umbrales de flujo cerebral regional relacionados con diferentes tipos de evolución clínica de los pacientes con isquemia cerebral.

Otros autores como Yamamoto relacionan los valores umbral con las diferentes lesiones encontradas en TAC. Y otros como Lenzi o Powers con la resolución clínica o la viabilidad tisular.

Jones y colaboradores en otro estudio establecen que el déficit neurológico reversible se detecta con cifras de CBFr de aproximadamente 23 ml/min/100gr de parenquima cerebral y sugieren un umbral de infarto cerebral cuando se mantiene durante algunas horas un valor de flujo de 17-18 ml/m/100 gr, dañándose irreversiblemente la estructura tisular normal.

El limitado acceso a ciertas técnicas, por necesitar de un sistema específico para su realización (caso del XE 133) o por lo costoso y complicado (caso de la TEP), han inducido a otros autores hacia el intento de la cuantificación del CBFr de forma relativa mediante técnicas de más fácil acceso y mayor difusión en los medios hospitalarios, como el el SPECT. Así Nakano y colaboradores han establecido también valores umbrales de flujo en función de la cuantificación relativa de IMP fijado en tejido cerebral y objetivado mediante técnica de SPECT cerebral. (Tabla II). Estableciendo así unos cocientes entre el lado lesionado y el contralateral hemisférico de 0.39 para infartos con elevada probabilidad de hacerse irreversibles, de 0.48 para los que presentan elevada probabilidad de recuperación, de 0.65 para isquemias con alta incidencia de síntomas neurológicos y de 0.72 para aquellos que presentan poca o ninguna sintomatología.

INDICES INTERHEMISFERICOS

VALORES CRITICOS

AUTOR	METODO	INDICE LES/SAN	RELACION EVOLUCION
NAKANO	SPECT	< 39 %	INFARTO ISQ.REVERSIBLE SINTOMATICOS ASINTOMATICOS
Y	IMP	> 48 %	
COLS		< 65 %	
		> 72 %	

UMBRAL SINTOMATICO \longrightarrow 65 - 72 % UMBRAL DE INFARTO \longrightarrow 39 - 48 %

TABLA II

Del seguimiento de la literatura bibliográfica de SPECT cerebral es fácil de deducir el hecho de que la técnica de SPECT cerebral no intenta de ninguna forma competir con las de imagen morfológica, sino al contrario, complementarla, de tal forma que el clínico pueda disponer de mayor información sobre el paciente, principalmente dirigida hacia el establecimiento no ya de un diagnóstico correcto, sino más hacia el establecimiento de ciertos signos que sean evidencia clara de la tendencia de evolución de los pacientes, pudiendo establecer de esta forma unos criterios pronósticos adecuados o la posibilidad del establecimiento del timing o tiempo de intervención quirúrgica mas apto para la obtención de resultados óptimos y que es el principal problema de los neurocirujanos, fundamentalmente cuando se plantea la duda de si existe riesgo vascular para el paciente con estenosis carotidea y si la intervención aportaría una supervivencia más larga y sobre todo libre de incidencias.

Conscientes de todo lo anterior y de que el desarrollo del infarto es demasiado complejo para limitarlo a un simple problema de umbral de flujo vascular, pero tambien de que su conocimiento es fundamental a la hora del seguimiento del paciente

isquemico, ya que en el tejido isquémico se producen rápidos y constantes cambios y de que la vulnerabilidad de los tejidos es muy variable, interviniendo de forma muy llamativa los grados metabólicos de consumo de oxígeno y de glucosa y de que estos últimos solo pueden ser correctamente evaluados mediante la TEP, intentamos aproximarnos a la determinación de estos factores mediante las determinaciones del CBFr de forma relativa con el SPECT con HM-PAO y su cuantificación reglada.

El objetivo final del presente estudio es obtener unos índices de variabilidad normal para cada región cerebral, que sirva como base de datos referencial con la que saber en todo momento si el tejido cerebral en cuestión se encuentra dentro de unos márgenes de perfusión tolerables o si por el contrario su situación de riesgo impone un criterio pronóstico más o menos sombrío y una terapia más o menos agresiva.

1.2 CONSIDERACIONES ANATOMOFISIOLOGICAS

1.2.1. RECUERDO HISTORICO

La circulación cerebral constituye la parte del sistema circulatorio humano en el que más esfuerzos se han invertido para llegar a su conocimiento, en la actualidad todavía incompleto y del que restan aún grandes incógnitas por desvelar.

El conocimiento de la patología vascular cerebral es conocido desde antiguo, como lo demuestra el hecho de que en muchos escritos queda constancia de este tipo de patología. Así en el año 1050 a de Jesucristo, en la Biblia, encontramos muestras inequívocas de lo dicho al describir la muerte del hijo de la sunamita, que es claramente sugestiva de una hemorragia subaracnoidea.

Los antiguos griegos también es probable que conociesen la relación existente entre los vasos extracraneales y la función cerebral, ya que el derivativo griego de la palabra carótida significa literalmente "sumergirse en un profundo sueño".

En los escritos hipocráticos se emplea más de 30 veces el término apoplejia (del griego "repentina pérdida de los sentidos"), para describir pacientes que sufrían accidente vascular cerebral.

La medicina griega y romana, como podemos observar en los escritos de Galeno, creían que la misión de la circulación cerebral era proveer al cerebro de un vapor que denominaban "pneuma psychion". Mantenia también que las venas proporcionaban nutrientes al cerebro y las arterias el "aire vital".

La medicina galénica se mantuvo durante 17 siglos y sólo entonces y gracias a la aplicación del método inductivo, basado en la observación individual, fué seriamente desafiada por Paracelso y Vesalio, en el siglo XVI. Así, unos años más tarde, se producen los descubrimientos que marcan el principio del conocimiento del funcionalismo cerebral vascular, como son el descubrimiento de la circulación de la sangre por William Harvey (1616) y la implicación de las arterias cerebrales en los síntomas de isquemia cerebral por Johann Jakob Wepfer (1620-1695). En su trabajo Wepfer reporta casos clínicos de pacientes con hemorragia cerebral de varios grados de severidad. Aplicando los conceptos de circulación de la sangre de Harvey, deduce que el aporte

de sangre al cerebro debe de producirse a traves de las carotidas y de las arterias vertebrales y la salida del cerebro a traves de se los senos duros y de las venas yugulares, correlacionando la obstrucción de una de estas vias como la causante de la apoplejia. Desde entonces los descubrimientos se suceden uno tras otro hasta nuestros dias y si hubiese que destacar algun hecho, como citan López y Vivancos, en un articulo monográfico sobre la circulación cerebral, quizás debería ser la introducción de la angiografia cerebral hecha por Egas Moniz en 1927.

1.2.2. ANATOMIA VASCULAR CEREBRAL

El flujo sanguíneo cerebral normal de un adulto oscila, según estudios con Xenon 133 realizado por Devous recientemente, entre 71 +/- 12 ml por minuto y por 100 g de parénquima cerebral, en la sustancia gris cortical. Esto representa en cifras absolutas unos 750 ml por minuto, lo cual supone que el encéfalo, con tan sólo un 2 % del peso corporal total, requiere aproximadamente el 17 % del débito sanguíneo cardíaco normal.

Este gran aporte de flujo es asegurado a través de dos pares de troncos arteriales, que son el de las carótidas internas y el de las vertebrales.

Ambos sistemas arteriales, el carotideo y el vertebro basilar se unen mediante un sistema de comunicación anastomótico-funcional que es el polígono de Willis, que es una corona arterial de forma heptagonal formada por las arterias comunicantes posteriores, la arteria comunicante anterior y las porciones proximales de las arterias cerebrales anteriores, medias y posteriores.

La carotida interna nada más penetrar en el espacio subaracnoideo, además de unas ramas hipofisarias superiores, sale hacia delante la arteria oftálmica, que acompaña al nervio óptico por el agujero óptico hacia la órbita y se acaba anastomosando con una rama terminal de la facial, la angular. En la órbita se anastomosa además con múltiples ramas de la carótida externa, convirtiéndose en una importante vía de suplencia extra-intracraneal. Su obstrucción va a producir amaurosis fugaz o infartos retinianos parcelares.

Al rebasar la carotida la clinoides anterior surge la comunicante posterior, que se unirá con la cerebral posterior, que es la terminal de la basilar, constituyendo el cierre lateral del polígono de Willis e irrigando el quiasma óptico, la cintilla óptica, el hipotálamo anterior y parte de los núcleos ventrales del tálamo y la cola del caudado. El sentido de la corriente puede ser en una u otra dirección en función de las presiones del sistema carotideo o vertebro-basilar, que en condiciones normales se encuentra equilibrado.

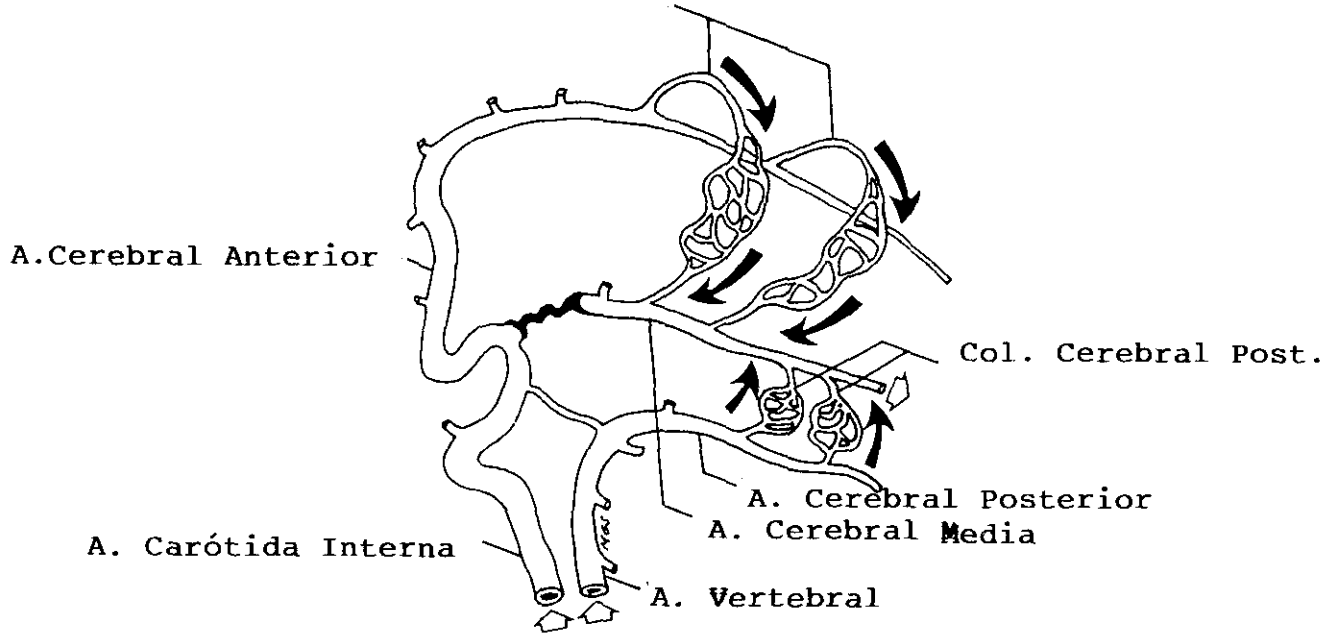
Más adelante nace la coroidea anterior, que busca el cuerno lateral del ventrículo lateral, completando el riego de la cintilla, el uncus e hipocampo y en el plexo coroideo se une al sistema de la vertebro-basilar, enlazándose con la coroidea posterior y constituyendo así otra importante vía de suplencia.

Las arterias cerebral anterior y cerebral media nacen cuando a continuación del sifón carotideo la arteria se divide en dos. La cerebral media es la continuación natural del flujo, llevándose casi el 80 % del flujo carotideo y dejando algo más del 20 % para la cerebral anterior que tiene un nacimiento angulado, lo cual aparte de su menor flujo justificaría también la menor incidencia de accidentes embólicos que si lo comparamos con la cerebral media.

Las cerebrales anteriores de ambos lados se dirigen hacia delante y adentro, hasta la hendidura interhemisférica, donde se suelen unir entre sí mediante la comunicante anterior, rama muy corta y también muy inconstante.

DISTRIBUCION ARTERIAL CEREBRAL CON SUS COLATERALES

Colaterales de la A.Cerebral Anterior..

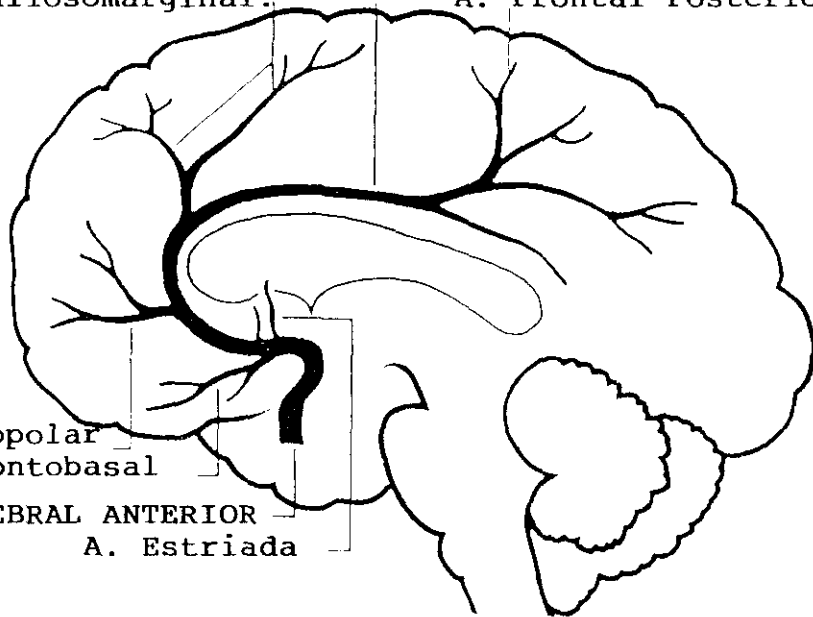


DISTRIBUCION DE LA ARTERIA CEREBRAL ANTERIOR

A. Pericallosa

Arteria Callosomarginal.

A. Frontal Posterior



A. Frontopolar

A. Frontobasal

ARTERIA CEREBRAL ANTERIOR

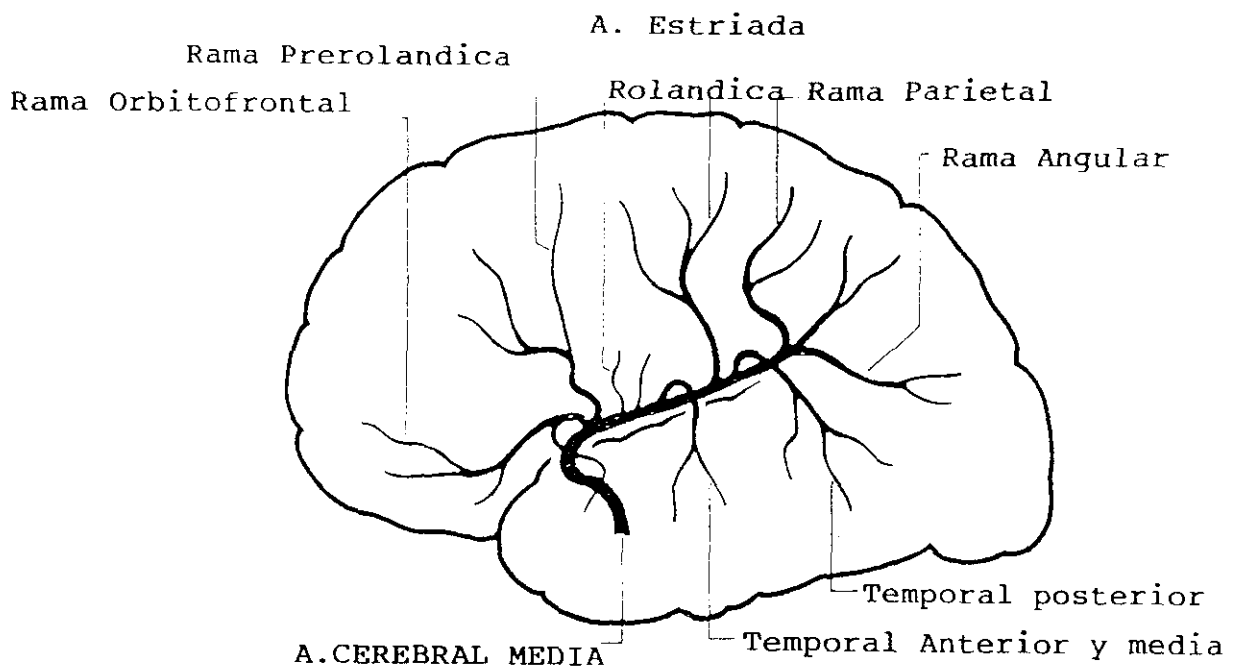
A. Estriada

La cerebral media o silviana aporta por si sola el 62 % del flujo cerebral, se introduce en la cisura de Silvio, dirigiendose hacia atras y arriba. Tiene el mismo sistema de perforantes cortas y distales circunferenciales distribuidas meningocorticalmente.

Los territorios encefálicos normalmente irrigados por estas dos arterias son la mitad anterior del tálamo, el cuerpo estriado, el cuerpo calloso, la mayor parte de la cápsula interna, las superficies media y externa de los lobulos frontal y parietal, asi como la superficie lateral del lóbulo temporal.

Las arterias vertebrales son las primeras ramas de las arterias subclavias, penetran a través de los agujeros transversos de la sexta vertebra cervical, ascendiendo por las vertebrales cervicales superiores, hasta la apofisis articular del atlas, perforando la membrana atlo-axoidea y la duramadre, penetrando en la fosa posterior a través del foramen magno. Trás dar origen a varias ramas espinales, musculares y a las arterias cerebelosas posteroinferiores, ambas arterias se unen en la base de la protuberancia para formar entre ambas la arteria basilar. Esta última dará lugar a las arterias cerebelosas anteroinferiores, arterias del laberinto, numerosas ramas pontinas circunferenciales y

DISTRIBUCION DE LA ARTERIA CEREBRAL MEDIA



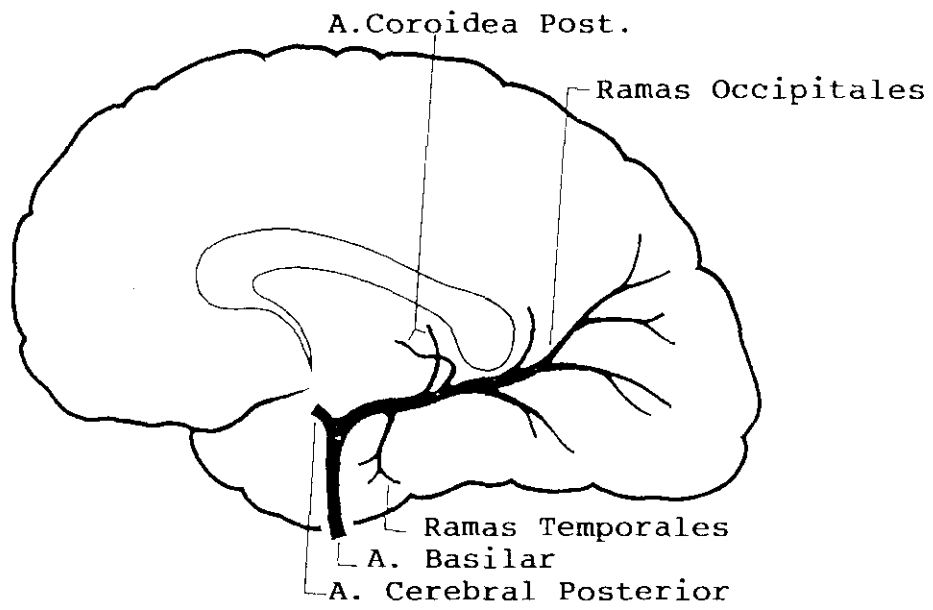
paramedianas, cerebelosas anterosuperiores y por último a las cerebrales posteriores (que son sus ramas terminales).

El sistema vertebro-basilar constituye normalmente el único medio de irrigación de las estructuras caudales del encéfalo, incluyendo la porción más superior de la médula espinal, bulbo, protuberancia, mesencefalo, cerebelo, porción posterior del tálamo, lobulo occipital y cara inferior y media del lobulo temporal.

En cuanto al sistema venoso no discurre como cabria esperar junto a las arterias, sino que emergiendo del parenquima cerebral forman el plexo de la piamadre, pasan a través del espacio subaracnoideo y desembocan en un sistema de canales intercomunicantes revestidos de endotelio, que son los senos de la duramadre. Estos senos convergen a su vez en la prensa de Herófilo en la protuberancia occipital interna, desde donde parten dos senos que recorren transversalmente, uno a cada lado y que se dirigen al agujero yugular, para conformar la vena yugular interna.

Los senos venosos son tributarios de las venas del sistema venoso profundo (venas tálamo-estriadas, venas

DISTRIBUCION DE LA ARTERIA BASILAR.



cerebrales internas, vena basal, vena de Galeno, etc) y del sistema venoso superficial (vena cerebral media superficial, venas cerebrales inferiores, venas cerebrales superiores, etc.) y además se comunican con las venas superficiales de la cabeza mediante pequeños vasos que perforan los huesos del cráneo y se denominan venas emisarias.

Los principales senos venosos son el seno longitudinal superior, que se extiende de delante a atrás hasta la protuberancia occipital interna, el seno longitudinal inferior, que se extiende a lo largo del borde libre de la hoz del cerebro y a nivel del borde anterior de la tienda del cerebelo, uniéndosele la gran vena de Galeno, que drena al sistema venoso profundo. Ambos unidos forman el seno recto que desemboca en la vena de Herófilo. Es en este punto donde nacen los senos transversos.

Este sistema venoso se encuentra sujeto a un gran número de variaciones anatómicas individuales, las cuales habrá que tener muy en cuenta.

El hecho diferencial más importante entre la circulación sanguínea cerebral y la del resto del

organismo lo constituye la barrera hemato-encefálica, la cual separa dos de los compartimentos del sistema nervioso central, como son el encefalo y el liquido cefalorraquideo, del tercer compartimento; la sangre.

Esta BHE asienta en las interfases existentes entre la sangre y estos otros dos compartimentos. Se localiza en los plexos coroideos, los vasos sanguíneos del cerebro y del espacio subaracnoideo y la membrana aracnoidea que tapiza este. Los nervios periféricos también tienen una barrera a nivel de los vasos del endoneuro y perineuro que rodea los haces de fibras nerviosas.

Su importancia radica en el hecho de que las uniones íntimas intercelulares se reducen hasta una distancia entre célula y célula de 12 Å., lo cual reduce enormemente la difusión intercelular. Se comporta como un todo continuo celular en el que el intercambio de solutos se reduce exclusivamente a la vía transcelular. Así los solutos liposolubles atraviesan fácilmente las membranas celulares, equilibrando rápidamente sus gradientes entre la sangre y el encéfalo. En cambio los solutos no electrolíticos y no liposolubles y las proteínas entran en el cerebro desde la sangre de una forma mucho más lenta que en otros tejidos del organismo.

Este hecho ha sido el que ha restringido en gran medida las exploraciones del cerebro en medicina nuclear, dirigiendo las investigaciones a la búsqueda de radiofármacos que reuniendo una serie de requisitos pudieran ser utilizados en el estudio de la fisiopatología cerebral y a la vez ser aprovechados con las nuevas tecnologías como el SPECT.

Segun Crone y cols la superficie capilar de un gramo de tejido es de aproximadamente 240 cm². Esta area tan extensa facilita el rapido intercambio de oxigeno y CO₂ entre la sangre y el cerebro, asi como el intercambio de metabolitos como la glucosa y aminoacidos. Existe no obstante una severa restricción a nivel capilar a la entrada de solutos innecesarios, como lo demuestra el hecho de que el medio extracelular de las neuronas y la ñgla es cualitativa y cuantitativamente diferente al plasma.

Los capilares cerebrales presentan uniones intimas entre las celulas endoteliales que restringen la difusion intercelular, mientras que no existe a traves de ellas un transporte vesicular relevante. Además la permeabilidad de estos capilares no se incrementa por la secreción de histamina y el endotelio carece de proteínas contráctiles.

Al ser casi inexistente la pinocitosis como mecanismo de transporte, tanto las macromoléculas como las proteínas, ven muy restringido su paso al SNC, obedeciendo a un mecanismo tamaño-dependiente. La vía de acceso podría ser el transporte inter y transcelular a nivel de los plexos coroideos y de los lugares del SNC donde no existe la BHE (epitelio ependimario, la glándula pineal, la neurohipofisis, la eminencia media, tuber cinereum, etc.). La mayoría de estas macromoléculas deben ser, previamente a su paso al interior del SNC, secretadas al LCR y desde este ser incorporadas por las células cerebrales. Una vez en el interior son degradadas por los lisosomas intracelulares de las células gliales y pericitos o son acumuladas y transportadas en otras vesículas intragliales, intraneuronales o de las células aracnoideas.

En resumen la BHE constituye un complicado mecanismo anatomo-funcional que se encarga de la regulación del intercambio de solutos entre la circulación y el sistema nervioso, asegurando la homeostasis y la perfecta funcionalidad del parenquima.

1.2.3. FISIOPATOLOGIA VASCULAR CEREBRAL

Desde un punto de vista práctico la insuficiencia vascular se relaciona fundamentalmente con la falta de aporte vascular a un determinado territorio cerebral, que se produce por una alteración en un vaso lejano, como por ejemplo la carótida interna o en un vaso proximal o intracerebral, lo que se traduce por un efecto hemodinámico sobre su respectivo territorio de forma pasajera o definitiva.

La insuficiencia puede actuar sobre un territorio aislado, como es el caso de la obstrucción de un vaso por un ateroma o un embolo,, sobre los territorios terminales o frontera entre dos zonas de distribución vascular o globalmente por un descenso general de la perfusión que será más notable sobre el territorio de distribución de un vaso semiobstruido.

La insuficiencia de un territorio aislado puede deberse a una oclusión total o a una estenosis, variando el proceso según se afecte el tronco principal, las ramas circunferenciales externas o las perforantes en profundidad.

En la corteza cerebral las circunferenciales externas crean un rico manto anastomótico pial, muy intercomunicado. De esta red nacen hacia la profundidad las arterias perforantes destinadas a la sustancia blanca, que no tienen ninguna tendencia a anastomosarse entre sí y que llegan hasta la pared ventricular.

Charcot (1876-1880) ya expresaba su convicción de que las hemorragias del cerebro sobrevenían por la ruptura de diminutas dilataciones a las que denominó aneurismas miliares y que asentaban con preferencia sobre las arterias lenticulo-estriadas (las arterias de la hemorragia cerebral).

Durante las crisis hipertensivas los límites de la autoregulación de las pequeñas arterias perforantes se rompen, permeabilizándose su pared y facilitando los depósitos de fibrina y material hialino. Se constituyen así, bien por aneurismas miliares o por áreas de lipohialinosis, áreas vasculares de especial fragilidad.

Las arterias perforantes que nacen directamente de grandes troncos arteriales, se encuentran por ello sometidas a presiones lumbales particularmente altas, explicandose asi la predileccion de la HIC de origen hipertensivo por determinados territorios del parenquima cerebral, como talamo, putamen y otros, irrigados por arteriolas de estas características.

El lecho vascular cerebral se encuentra sometido constantemente a la influencia combinada de un numero de estímulos físicos y químicos, de origen local o sistémico, capaces de modificar la resistencia vascular por medio de cambios en el calibre de los vasos, adecuando asi el flujo cerebral a cada una de las regiones cerebrales, con los respectivos requerimientos metabólicos celulares, incluso en situaciones límite como son la hipotensión arterial o la hipoxemia.

Si consideramos el lecho vascular cerebral como una red de tubos rígidos, el flujo se podría calcular por el cociente entre la presión de perfusión, que resultaría de la diferencia de las presiones de entrada y salida, y la resistencia que se opone al flujo (ley de Ohm).

$$F = \frac{P}{R}$$

Si el sistema sigue un sistema de flujo laminar, con perfusión continua, también podríamos determinar el flujo mediante la ecuación

$$F = \frac{n r^4 (P_e - P_s)}{8 N L}$$

Donde F es el flujo; r es el radio del vaso; P_e es la presión de entrada y P_s la de salida; N es la viscosidad y L la longitud.

Sin embargo la situación real difiere bastante de asemejarse a cualquiera de los dos supuestos que nos permite realizar un cálculo tan fácil, ya que la longitud varia con las aperturas y cierres de los precapilares, la sangre no es fluido de características newtonianas, la presión intravascular es pulsátil y los vasos no son rígidos.

Sin embargo un factor que sí influye decisivamente en la velocidad de flujo y su volumen es que son proporcionales al cuadrado y a la cuarta potencia del radio vascular respectivamente, de lo que se deduce la importancia de los factores de regulación del calibre vascular y su relación con el FSC.

La presión de perfusión cerebral (PPC) es la diferencia entre la presión intrarterial cuando los vasos atraviesan el espacio subaracnoideo y la presión en las delgadas paredes de las venas cuando atraviesan este compartimento, antes de desembocar en los senos venosos, más rígidos.

Las reducciones de la PPC entre 130 y 50 mm de Hg inducen a una dilatación de los vasos de forma que se mantiene el FSC constante, disminuyendo la resistencia.

El mecanismo de autoregulación también se pone en marcha cuando aun con PPC constante, se incrementa la PIC, y el calibre de los vasos varía de forma que se mantiene el FSC de forma invariable.

El mecanismo que ajusta la resistencia cerebrovascular se pone en marcha tanto cuando se producen cambios en la presión extra como intravascular, probablemente porque los vasos responden a la presión transmural y de una forma independiente de la inervación del sistema nervioso autónomo.

El fenómeno de la autorregulación se altera en una amplia variedad de situaciones patológicas como los traumatismos craneo-encefálicos, los infartos cerebrales, en la vejez de tumores o abscesos, en los hipertensos de larga evolución con angioesclerosis y en la diabetes, y resulta sorprendente que se altere tan fácilmente, ya que se trata de un mecanismo cuya misión es asegurar un flujo cerebral constante, incluso en situaciones de

estrés.

El cerebro tiene una tasa metabólica global alta de oxígeno, tanto en situaciones de estrés como de reposo psicofísico, que se mantiene relativamente estable y que se ve incrementada tan sólo ante situaciones de dolor o ansiedad en un 20 ó 30 %, con incrementos paralelos del FSC en magnitud equivalente.

Es un hecho manifiesto que las variaciones fisiológicas a nivel regional de la actividad cerebral se acompañan de cambios proporcionales de FSC y del metabolismo regional. De igual forma que se ha comprobado que actividades más complejas que las sensorio-motoras, como son por ejemplo las de lectura, que pueden llegar a activar 14 áreas diferentes, con sus correspondientes incrementos en la tasa metabólica regional y en el FSC local.

Otro de los factores que influyen en los cambios del FSC es la PCO₂ arterial. La hipercapnia produce vasodilatación y la hipocapnia vasoconstricción. Los efectos del CO₂ sobre el calibre vascular están mediados por las variaciones del pH de la musculatura lisa de la

pared arterial. Este pH depende bifactorialmente de la pCO_2 y del contenido en bicarbonato del LCR, lo cual justifica la vasoparálisis, incluso con ruptura de la BHE,, observada en la hipercapnia y en la acidosis láctica.

Las variaciones de la pO_2 cercanas a niveles de normalidad (100 mm de Hg) no provocan cambios apreciables del FSC, sin embargo la hipoxia arterial severa (<50 mm de Hg) produce una evidente vasodilatación cerebral, además a esos niveles coincide con el comienzo de la glicolisis anaerobia y el desarrollo consecuente de la acidosis láctica cerebral.

Todos los mecanismos citados anteriormente tienen como misión asegurar un FSC suficiente y constante para el normal funcionalismo neuronal.

Cuando el FSC disminuye por debajo de unos niveles críticos, fallan los mecanismos de autoregulación en su intento de compensar los deficit y se producen las lesiones cerebrales, que en un principio pueden ser transitorias y recuperables, como es el caso de la isquemia transitoria, y después transformarse en

irreversibles, si no se restablece un flujo aceptable en un tiempo determinado.

De los trabajos de Astrup y colaboradores y de los de Helss nacen los conceptos de umbral isquémico y penumbra isquémica, ampliamente utilizadas en neurología y que definen dos situaciones fisiopatológicas en las que influyen decisivamente el FSC y el tiempo que se mantiene el déficit.

Por umbral isquémico se entiende el descenso del flujo cerebral por minuto y por cantidad de tejido cerebral, necesario para que no aparezcan signos clínicos de déficit cerebral. Se alcanza cuando el FSC disminuye a cifras cercanas a los 17 - 18 ml min y por 100 gr de parénquima, manteniéndose durante unas horas en ellas, según cifras dadas recientemente por Jones y colaboradores en estudios de flujo.

Este nivel de FSC marcará el comienzo de signos clínicos deficitarios cerebrales, que desaparecerán si se restablece el FSC normal en corto tiempo.

Otros estudios indican que si el FSC sigue descendiendo y alcanza cifras cercanas a los 8 ml/min/100 g se producirá una situación irreversible de destrucción cerebral, que será independiente del tiempo transcurrido y que conduce inexorablemente al infarto cerebral.

El estado de hipoperfusión que corresponde a cifras comprendidas entre 8 y 18 ml/min/100 g se denomina de penumbra isquémica y es la responsable de los cuadros clínicos de déficit transitorio cerebral en los que la recuperación clínica se acompaña de la resolución biológica de las lesiones, siempre que el tiempo durante el que se mantienen estas cifras de perfusión no sea prolongado.

1.3. CONSIDERACIONES METODOLOGICAS

La S.P.E.C.T. , siglas de Single Photon Emission Computed Tomography o traducido tomografía de emisión por fotón único, tiene su raíz en 1917 cuando un matemático austriaco, J. Randon, afirma en una publicación que un determinado objeto puede ser reconstruido en dos o tres dimensiones a partir de un grupo de proyecciones.

En 1922 radiólogos que trabajan de forma independiente prueban un método que consiste en desplazar un tubo de rayos X sobre el paciente, con lo que se obtenía una placa en la que el paciente se movía en dirección opuesta. Esto marcará los comienzos de la tomografía computerizada.

Progresando en esta teoría, en 1961, Oldendorf desarrolló un aparato para imagen de transmisión de rayos gamma con una fuente de I 131. En 1963 Kuhl y Edwards desarrollan un sistema de tomografía de emisión y tres años más tarde un sistema que usando Am 211 con una cámara osciloscopica para el almacenamiento de la información.

El desarrollo de las modernas técnicas de computadoras permitió avanzar en la aplicación práctica de estos principios físicos y matemáticos con la aplicación de la informática, permitiendo el gran desarrollo experimentado en las dos últimas décadas en el campo del diagnóstico por la imagen .

En los departamentos de radiología tuvo un tremendo impacto la llegada de la tomografía computerizada, introducida por Hounsfield en 1973. Sin embargo este suceso fué precedido por la tomografía de emisión de radionucleidos para imagen cerebral desarrollada por Kuhl y Edwards en 1963. En 1967 Anger introduce el concepto de gammacámara rotatoria, que rota sobre el paciente según unos ángulos predefinidos en frente del detector.

La llegada del SPECT supone para el médico nuclear la llegada conjuntamente con él de un aluvión de conceptos físico-matemáticos como proyecciones, efecto rampa, voxels y frecuencia de corte. Pero también supuso la llegada de un medio relativamente barato de estudiar el funcionalismo cerebral (entre otros, no olvidemos la gran utilidad en el estudio morfo-funcional de otros órganos como el corazón), que además no supone ninguna agresividad para el enfermo.

Conjuntamente con la información adicional que proporciona en lo que se refiere al funcionalismo cerebral, piedra de toque actual de los síndromes neuropsiquiátricos, supuso para el médico nuclear la obtención de imágenes de mucha mejor resolución que las planares a las que estaba acostumbrado. No digamos ya la posibilidad de reconstruir tridimensionalmente los órganos que tanto asombra a clínicos y cirujanos, por la excelente capacidad de reproducción de las lesiones.

Mientras que la tomografía axial computarizada y la resonancia nuclear magnética proporcionan esencialmente información morfológica, la tomografía de emisión por fotón único y la de emisión de positrones encuentran su mayor utilidad en aportar información a la fisiología y fisiopatología lesional cerebral.

El SPECT se basa en la detección de fotones que se producen como consecuencia de la emisión en forma de radiación gamma por radioisótopos que forman parte de moléculas que se administran previamente al paciente y que este incorpora al funcionalismo normal del órgano que estamos estudiando. Permite generar cortes tomográficos a partir de diferentes proyecciones obtenidos desde ángulos diferentes y proporciona información tanto cualitativa como semicuantitativa sobre los diferentes

procesos fisiologicos y patologicos del SNC, mediante el estudio del comportamiento del trazador administrado que proporcionará información relativa al flujo vascular cerebral regional con correlacion al grado de actividad metabolica regional.

El SPECT en definitiva lo que proporciona es un mapa semicuantitativo de la perfusion cerebral regional , permitiendo establecer correlacion con la actividad metabolica de la zona. De ahí su gran utilidad como perfecta herramienta de "scrining" en la detección precoz del infarto cerebral de menos de 48 horas de evolución; el corto periodo de isquemia transcurrida no permite detectar por los medios de imagen morfologica de que se dispone en la actualidad ninguna lesión cerebral por encontrarse en fase de desarrollo, mientras que es perfectamente evidenciabile por el SPECT puesto que ni existe flujo cerebral en la zona afecta, ni el metabolismo mantiene los niveles normales de función.

1.3.1. EL RADIOFARMACO CEREBRAL PARA SPECT

Como ya se comentó en las consideraciones anatómicas la BHE constituye el hecho diferencial más importante entre la circulación cerebral y la del resto del organismo, radicando su importancia en la marcada reducción de las distancias intercelulares hasta una cifra de 12 Amstrons. De esta forma se reduce en gran medida la difusión intercelular y limita el intercambio de solutos a prácticamente solo la vía transcelular. Este, entre otros, ha sido el obstáculo principal, que restringió grandemente las exploraciones en medicina nuclear.

La cuantificación en el hombre del flujo cerebral regional se ha encontrado hasta el momento con grandes dificultades, unas veces debidas al limitado acceso a técnicas avanzadas, como en el caso de la TEP, y otras, como en los casos del mismo SPECT y de la utilización del xenon 133, por necesitar de un sistema complejo, especialmente concebido a tal efecto.

Las aminas marcadas con I 123 que podrian ser utilizadas con gammacámara rotatoria, tienen su uso tambien restringido por su dificil disponibilidad y por su elevado coste de producción. Citaremos el I-123 p-iodo-N-isopropilamfetamina ó IMP y la N,N-dimetil-N'-(2-hidroxi-5-iodo-3-metil-bencil)-1,3-propanodiamina ó HIPDM y el TL-201 dietilditiocarbamato ó DDC, que generaron una serie de posibilidades para la obtención de imagenes del flujo cerebral regional mediante la utilización de la SPECT, permitiendo alentar notables esperanzas en los resultados clínicos.

Sin embargo estos radiofármacos mencionados anteriormente sufren de determinados inconvenientes, debido a su escasa idoneidad fisicoquimica, como los que se marcaron inicialmente con Se-75 o con I-131. Otros dejaron de usarse por lo dificil de su obtención y coste económico, como el Tl y el I 123, no permitiendo en definitiva su uso de manera rutinaria en los departamentos de medicina nuclear.

Por todas estas razones los esfuerzos se han volcado en la obtención de una molecula con propiedades quelantes para el Tc99m, que goza de todos los requisitos y ventajas, de todas conocidas, para su utilización rutinaria en medicina nuclear o molecular (como quiere

que se denomine el Prof. Wagner). La molécula debería ser capaz de atravesar la barrera cerebral, que se distribuyese por el cerebro de forma proporcional al flujo cerebral regional, permaneciendo en el mismo de forma estable durante un cierto tiempo, el necesario para la obtención de las imágenes con las nacientes nuevas tecnologías como el SPECT , permitiendo la visualización de las estructuras neurológicas.

La primera condición que es atravesar la BHE se realiza a través de la difusión pasiva, ya que el transporte activo y la difusión facilitada solo sirven para radiofármacos marcados con emisores de positrones requieren su unión a proteínas transportadoras de membrana. Esto supone que deberán ser moléculas lipofílicas, con un peso molecular inferior a 600 Dalton.

En cuanto a su permanencia en el cerebro durante el tiempo suficiente, supone que las moléculas lipofílicas que logran atravesar la BHE sufran un brusco cambio de este carácter lipofílico al penetrar en la célula neuronal, la cual por poseer un pH diferente al del medio extracelular podría ser la responsable de este cambio a un carácter menos lipofílico de la molécula. Otra posibilidad que se maneja es que sea atrapada o se una a componentes intracelulares.

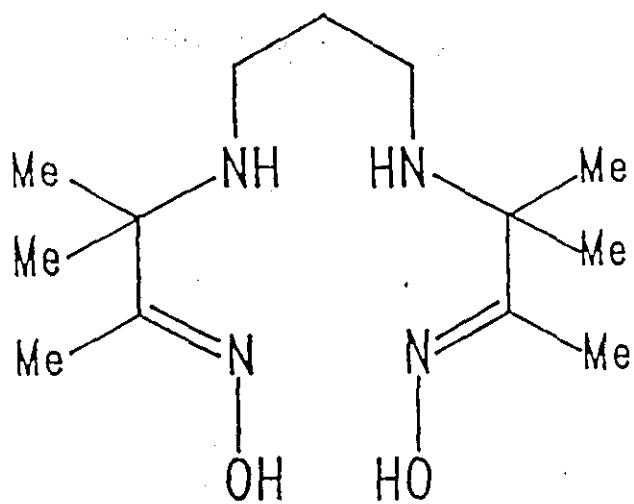
En resumen las características principales del radiofármaco cerebral ideal para el estudio del flujo cerebral regional serian:

- * Inocuidad
- * Facilitar el marcaje con radionucleidos adecuados
- * Fácil disponibilidad con un precio razonable
- * Posibilidad de atravesar la BHE intacta
- * Alta eficiencia de extracción en su primer paso
- * Distribución y captación proporcional al flujo
- * Retención en tejido cerebral de forma prolongada
- * Que demuestre los defectos o la falta metabólica

1.3.2. ^{99m}Tc - HEXAMETIL PROPILENE AMINA OXIMA
(HM-PAO)

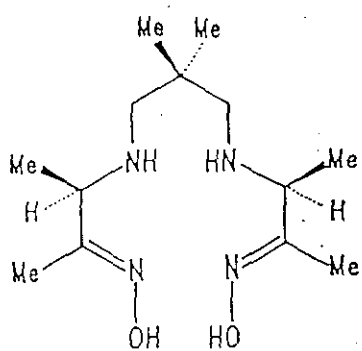
En el año 1985, Lever, Burns y Kervitski reportaron el uso del complejo diaminoditiol - Tc^{99m} ó DADT, al que siguió una larga lista de compuestos de oxima-Tc^{99m}, tal como es el caso de la propilenaminoxima ó PmAo. Los complejos de propilenamina oxima son neutros, lipofilicos y demuestran un transito de flujo relacionado con la captacion cerebral en ratas, perros y hombres.

Un gran numero de derivados de la PnAo fueron sintetizados, intentando obtener una ligandina que no solo transportara al Tc a traves de la BHE, sino tambien que se retuviese en el cerebro el tiempo suficiente para permitir obtener la imagen de un estudio de SPECT. La diversidad de derivados experimentados llevó a la sintesis del 4,8-diazo-3,6,6,9-tetrametil undecano-2,10-dionadioxima o HM-PAO. El HMPAO existe en dos formas diestereoisomeras la d,1 y la Meso. Los complejos con d,1 HMPAO proporcionan compuestos con mejor captacion cerebral y retencion, que otras formas diestereoisomeras. (Figs 1:estructura del PnAo; Figs 2 y 3: Diestereoisomeros del HM-PAO).



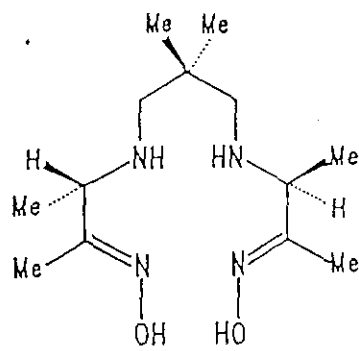
Structure of PnAO:

FIGURA - 1



meso-HM-PAO

FIGURA - 2



d, l-HM-PAO

FIGURA - 3

EL HM-PAO es el compuesto más utilizado, siendo su característica principal su gran inestabilidad química, convirtiéndose en especies menos lipofílicas ante pequeñas variaciones del pH, lo cual facilita grandemente su atrapamiento cerebral intraneuronal.

El HM-PAO es pues introducido como un indicador de la perfusión cerebral, utilizable en la tomografía de emisión por fotón único (Neirinckx y colaboradores, 1985, 1987; Ell y colaboradores, 1985), que difunde rápidamente a través de la barrera cerebral por mecanismo de difusión pasiva, con aproximadamente un 80 % de eficiencia (Hung) en la primera extracción con flujo normal.

Una vez fijado, la mayor fracción del quelato es retenido en el lugar original, con distribución proporcional al flujo cerebral regional, habiéndose comparado con la distribución de microesferas de albúmina marcadas en animales o con la inhalación de xenon 133 en humanos (Costa y cols, 1986 y Andersen y cols, 1987). Se sigue de un retorno parcial hacia la sangre en los minutos siguientes, estabilizándose posteriormente y manteniendo una tasa de salida cerebral de aproximadamente 0.5 % cada hora (Costa y cols, 1986; Lassen y cols 1987).

El incremento de actividad del HM-PAO descrito en sangre se produce por el atrapamiento de los complejos lipofílicos por los hematies, siendo muy posible que el mecanismo de fijación sea similar al de atrapamiento cerebral.

Los niveles altas de actividad sanguínea que se han cuantificado entre el 10 y el 12 % de la dosis inyectada, no afectan adversamente a la calidad de las imágenes, de SPECT, ya que en el hombre el volumen sanguíneo cerebral es de 31 ml, ó lo que es lo mismo, el 0,6 % del volumen sanguíneo global y ya que en el hombre la dosis calculada que se fija en el cerebro es del 12 % de la dosis administrada, la contribución de la actividad sanguínea al total de cuentas acumuladas del cerebro es tan sólo del 1,7 %, según medidas realizadas a la hora de la inyección del trazador (Neirincks y cols).

En este mismo estudio de Lucignani se detecta que la actividad en cerebro aumentó a los dos minutos de la inyección, estabilizándose seis minutos después. A los veinte minutos de la administración del radiofármaco, la actividad en el cerebro fué del 7 % de la dosis, descendiendo al 6,3 % después de transcurridas siete horas. La relación de actividades entre la sustancia gris y la sustancia blanca, se mantuvo constante hasta

las 7 horas de la administración, resultando ser del 1.7.

La biodistribución de los complejos primarios del d,1 HM-PAO (Neirincks y cols,1987, ratas) se muestra en la Tabla III, resultando ser del 2,25 % de la captación cerebral tras la inyección. La retención cerebral es alta, del 84 % de la actividad cerebral (corregido el decay) a la hora de la inyección y del 73 % a las 24 horas de la misma.

La actividad de fondo es eliminada a través de dos vías la urinaria y la hepatobiliar. El examen de la distribución de la actividad en sangre revela que más del 80 % de la misma se encuentra en el interior de las células rojas de la sangre.

Las captaciones cerebrales del HM-PAO no se producen de forma lineal con respecto a los débitos sanguíneos cerebrales (Costa y cols,1986; Hoffman y cols,1987;Lassen y cols,1987 y Lear y cols 1987). Sin embargo esta falta de linealidad o correlación perfecta, no invalida el hecho de que una hiperfijación visible con el HM-PAO se corresponde con un incremento local del débito, todo lo más nos informa de que se está infravalorando este incremento de flujo. Un estudio de cuantificación realizado sobre los índices de asimetría

Biodistribution of the Primary ^{99m}Tc Complex of d,l-HM-PAO in Rats (Mean ± s.d. of Six Animals, % Injected Dose in Whole Organ or Tissue)

Organ/tissue	Time postinjection										
	30 sec	1 min	2 min	5 min	20 min	1 hr	2 hr	4 hr	7 hr	24 hr	48 hr
Bone	4.09 ± 0.28	4.14 ± 0.37	4.18 ± 0.35	3.77 ± 0.41	3.71 ± 0.26	2.90 ± 0.32	2.63 ± 0.34	2.29 ± 0.26	2.04 ± 0.82	1.17 ± 0.82	0.73 ± 0.26
Muscle	31.44 ± 7.58	26.73 ± 8.02	26.49 ± 1.9	26.94 ± 6.24	20.65 ± 2.89	19.49 ± 6.38	22.19 ± 4.32	15.36 ± 4.98	15.24 ± 3.40	10.56 ± 3.29	10.77 ± 2.32
Blood	12.40 ± 1.58	12.83 ± 1.52	12.25 ± 1.28	11.25 ± 0.57	9.97 ± 0.79	8.74 ± 0.95	7.98 ± 0.83	6.91 ± 0.46	6.51 ± 0.79	3.95 ± 0.34	2.79 ± 0.29
Kidney	0.65 ± 0.62	6.34 ± 0.62	5.18 ± 0.74	5.74 ± 0.44	5.84 ± 0.47	5.81 ± 0.49	4.91 ± 0.21	4.75 ± 0.20	4.73 ± 0.20	3.88 ± 0.36	3.36 ± 0.53
Bladder urine	0.12 ± 0.06	0.11 ± 0.09	0.16 ± 0.09	0.89 ± 0.86	5.64 ± 0.97	13.46 ± 4.97	18.25 ± 1.77	24.13 ± 1.45	25.07 ± 6.24	30.90 ± 4.52	41.30 ± 5.08
Lung	4.17 ± 0.68	3.85 ± 0.54	3.97 ± 1.00	3.34 ± 0.41	3.29 ± 0.63	2.66 ± 0.10	2.22 ± 0.14	2.04 ± 0.34	1.79 ± 0.33	1.00 ± 0.10	0.64 ± 0.07
Liver	11.21 ± 1.74	12.01 ± 2.23	12.16 ± 2.03	12.28 ± 1.64	11.95 ± 1.87	10.03 ± 1.33	7.87 ± 1.39	5.65 ± 0.56	4.64 ± 0.33	2.73 ± 0.41	1.73 ± 0.18
Spleen	0.54 ± 0.10	0.47 ± 0.16	0.58 ± 0.25	0.54 ± 0.11	0.52 ± 0.06	0.54 ± 0.10	0.49 ± 0.09	0.32 ± 0.05	0.28 ± 0.04	0.17 ± 0.03	0.14 ± 0.05
Stomach	1.56 ± 0.57	1.97 ± 0.89	1.57 ± 0.86	1.39 ± 0.23	1.62 ± 0.63	0.87 ± 0.34	0.77 ± 0.06	0.66 ± 0.10	0.82 ± 0.16	0.33 ± 0.07	0.25 ± 0.05
Stomach contents	0.38 ± 0.26	0.45 ± 0.27	0.32 ± 0.19	0.55 ± 0.22	1.05 ± 0.29	0.21 ± 0.09	0.23 ± 0.12	0.14 ± 0.06	0.19 ± 0.04	0.45 ± 0.95	0.08 ± 0.06
Small intestines	6.49 ± 1.39	6.56 ± 0.85	6.70 ± 1.16	6.48 ± 1.30	6.63 ± 1.03	4.81 ± 1.19	4.93 ± 0.89	3.55 ± 0.60	2.70 ± 0.39	1.16 ± 0.25	0.51 ± 0.09
SI contents	2.92 ± 0.53	2.99 ± 0.89	1.92 ± 0.55	4.16 ± 1.56	8.85 ± 1.42	14.96 ± 1.73	14.88 ± 0.97	5.22 ± 1.06	2.43 ± 0.59	0.71 ± 0.10	0.31 ± 0.08
Large intestines	2.05 ± 0.48	2.57 ± 1.12	2.77 ± 1.46	2.45 ± 0.75	1.88 ± 0.48	1.56 ± 0.48	1.23 ± 0.18	1.95 ± 0.76	2.19 ± 1.64	0.67 ± 0.15	0.40 ± 0.08
LI contents	0.61 ± 0.12	0.66 ± 0.06	0.69 ± 0.54	0.73 ± 0.40	0.67 ± 0.31	0.99 ± 0.18	1.61 ± 0.79	14.04 ± 1.58	14.87 ± 5.14	1.93 ± 0.78	0.55 ± 0.19
Heart	1.17 ± 0.16	1.10 ± 0.14	0.95 ± 0.14	0.92 ± 0.15	0.73 ± 0.07	0.66 ± 0.04	0.60 ± 0.06	0.56 ± 0.05	0.46 ± 0.04	0.30 ± 0.02	0.23 ± 0.03
Thyroid	0.18 ± 0.03	0.19 ± 0.04	0.17 ± 0.05	0.15 ± 0.03	0.15 ± 0.03	0.11 ± 0.04	0.09 ± 0.04	0.13 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.11 ± 0.01	0.10 ± 0.03
Brain	2.22 ± 0.20	2.22 ± 0.37	2.25 ± 0.51	1.92 ± 0.17	2.24 ± 0.21	1.88 ± 0.19	1.79 ± 0.19	1.79 ± 0.25	1.79 ± 0.34	1.64 ± 0.18	1.30 ± 0.23
Eyes	0.13 ± 0.03	0.10 ± 0.01	0.11 ± 0.01	0.10 ± 0.01	0.10 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.07 ± 0.02	0.06 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.07 ± 0.05
Salivaries	0.89 ± 0.32	0.93 ± 0.21	0.81 ± 0.28	0.67 ± 0.14	0.72 ± 0.21	0.55 ± 0.21	0.46 ± 0.23	0.51 ± 0.15	0.39 ± 0.10	0.19 ± 0.06	0.19 ± 0.10
Pituitary	0.01 ± 0.01	0.01 ± 0.01	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.03 ± 0.03
Pancreas	0.85 ± 0.24	0.68 ± 0.24	0.79 ± 0.30	0.65 ± 0.17	0.53 ± 0.18	0.43 ± 0.05	0.38 ± 0.06	0.35 ± 0.07	0.29 ± 0.07	0.22 ± 0.07	0.14 ± 0.03
Adrenals	0.21 ± 0.04	0.21 ± 0.06	0.22 ± 0.05	0.21 ± 0.09	0.15 ± 0.06	0.15 ± 0.04	0.13 ± 0.03	0.09 ± 0.02	0.08 ± 0.01	0.07 ± 0.02	0.08 ± 0.04
Gonads	0.54 ± 0.15	0.63 ± 0.16	0.62 ± 0.16	0.58 ± 0.16	0.63 ± 0.13	0.44 ± 0.08	0.39 ± 0.04	0.40 ± 0.08	0.40 ± 0.09	0.28 ± 0.07	0.20 ± 0.08
Skin	10.73 ± 2.33	10.42 ± 1.56	11.59 ± 1.25	12.59 ± 0.94	10.49 ± 1.57	9.83 ± 1.27	8.51 ± 1.34	8.37 ± 0.46	6.50 ± 0.66	6.89 ± 1.13	5.64 ± 0.71
Fat	4.31 ± 1.59	3.84 ± 1.28	4.43 ± 2.24	4.19 ± 1.16	2.44 ± 0.32	2.32 ± 0.27	1.78 ± 0.48	1.66 ± 0.42	1.46 ± 0.29	0.89 ± 0.31	1.36 ± 0.45
Feces	0.01 ± 0.01	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.02 ± 0.03	0.02 ± 0.02	0.12 ± 0.16	0.18 ± 0.39	6.82 ± 5.51	31.22 ± 1.84	31.61 ± 4.06

Tomado del J.N.Med. Feb.1987 (Neirincks)

medidos por el método de inhalación de xenon 133, sirvió de referencia para comparar los resultados obtenidos con HM-PAO, demostrando que los índices obtenidos con este trazador se encuentran de forma general disminuidos por medio de un factor de 2 con respecto al método de referencia, pero sin demostrar alteraciones en las variaciones (Steinling,1988).

La autoradiografía (Neirincks,1987) provee de una forma cualitativa de seguimiento de la distribución regional de los complejos primarios de d,1 HM-PAO. La captación del trazador en el cerebro es claramente visible y sin embargo los complejos sin ligar no atraviesan la BHE; Las autorradiografías realizadas posteriormente a la administración de C-14 marcando d,1 HM-PAO demuestra la ausencia de língandina libre en el cerebro.

Los resultados obtenidos en este estudio por Neirincks,Canning,Piper y colaboradores, de la dosis de radiación calculada por órganos se muestra en la Tabla IV. Las mayores dosis son recibidas por la vejiga de la orina y por los tramos superiores del intestino.

Otros autores, como Soundy y colaboradores (1985) han calculado también las dosis absorbidas en los

RADIACION ABSORBIDA
DOSIS (mGy / 500 MBq)

ORGANO DIANA	DOSIS ABSORBIDA (mGy / 500 MBq)
GLANDULAS LAGRIMALES	34.7
PAREDES DE LA VESICULA	27.3
RIÑONES	18.5
TIROIDES	15
PAREDES INTESTINO GRUESO	13.7
HIGADO	8.9
PAREDES INTESTINO DELGADO	7.8
PAREDES VEJIGA ORINA	5.4
CEREBRO	3.8
OVARIOS	3.2
TESTICULOS	0.6

DOSIS EFECTIVA EQUIVALENTE 8.9mSv/500MBq DOSIS ADMINISTRADA

TABLA IV

distintos órganos, obteniendo siempre valores comparables a los de otras exploraciones de Medicina Nuclear y resultado igualmente la vejiga y las glándulas lagrimales los órganos críticos.

En ningún caso se han descrito fenómenos de toxicidad ni efectos colaterales de ninguna clase con su administración.

Los análisis cromatográficos revelan una rápida descomposición in vitro del trazador en solución salina (Lucignani y cols, 1989). Treinta minutos después de la preparación del radiofármaco alrededor del 15 % de la actividad del preparado se debió a compuesto en forma no lipofílica. La fracción de HM-PAO Tc99m en forma lipofílica desciende a cifras que rondan el 70 % de actividad a la hora de la preparación y al 30 % a las 3 horas de la misma.

La importante variabilidad de la calidad de las imágenes proporcionadas por el Tc99m HM-PAO en el cerebro, han sido atribuidas a diferencias entre los kits y a la adición de excesivas cantidades de pertecnectato en los mismos. Ballinger y cols, en Ottawa, Canadá, publicaron una serie de conclusiones en 1990 sobre un estudio retrospectivo, que no mostró diferencias

significativas entre kits, en cuanto a pureza radioquímica y a calidad de imagen. Refieren que cantidades de 80 mCi de tecnecio en forma de pertecnectato pueden ser añadidos a los kits, sin que se objetiven efectos adversos sobre la pureza radioquímica del fármaco o sobre la calidad de la imagen obtenida. Esta última se altera por alteración de la pureza radioquímica del trazador según el tiempo de inyección (< del 85 % de pureza). Otra causa es la inyección intersticial o la mezcla del radiofármaco con sangre durante su inyección, que empeoraran la calidad de la imagen final. Los pretratamientos con perclorato potásico reducen la actividad sobre las parótidas, con lo cual se mejora la calidad de la imagen y se reduce la influencia de la pureza radioquímica.

Las consideraciones de Ballinger permiten añadir casi tres veces más cantidad de tecnecio a cada vial de HM-PAO, con la seguridad de no deteriorar la calidad de las imágenes del estudio, abaratando los costes del mismo. Sin embargo hay que extremar las condiciones de calidad del pertecnectato, e inyectarse lo antes posible después de la reconstitución del vial, recomendándose hacerlo antes de los primeros 20 minutos, ya que después disminuye mucho la pureza radioquímica.

En conclusión para que el radiofármaco mantenga unos niveles aceptables de calidad al utilizarlo en el estudio de SPECT se deberán seguir una serie de recomendaciones que se resumen a continuación:

- El tecnecio que se utilice en la reconstitución del vial será el obtenido de un generador que no haya permanecido en reposo durante las últimas 24 horas.

- Se procurará que dicha reconstitución se realice dentro de las dos horas siguientes a la elución.

- No añadir al vial más de 80 mCi de tecnecio en forma de pertecnectato.

- La administración se realizará lo antes posible, después de la reconstitución, y procurando que nunca transcurran mas de 20 minutos de la misma.

- La pureza radioquímica del fármaco será chequeada justo antes de su administración, descartando aquellos en los que no supere el 85 % de forma lipofílica.

- La inyección se realizará limpiamente, con ayuda de una palomilla conectada a un suero, con objeto de evitar la inyección intersticial ó la mezcla previa con sangre.

- Administrar un pretratamiento al paciente mediante perclorato potásico, 300-500 mg por via oral, 1 hora antes será suficiente para bloquear la captación de las parótidas y de los plexos coroideos.

1.3.3. LA N-ISOPROPIL-P-I-YODOANFETAMINA (IMP)

La biodistribución y el metabolismo de este compuesto es en general poco conocido, ocurriéndole de forma similar a un compuesto parecido como es la 123-I-Yodobencilpropilanolamina ó HIPDM. Sus estructuras químicas podemos verlas representadas en la figura 4.

La captación inicial del IMP es al igual que el HM-PAO flujodependiente, aunque depende además de factores como la extracción tisular y de la retención en lugares específicos. En su distribución juegan un importante papel un proceso dinamico bidireccional de washout y washin, que obliga por los cambios a que da lugar a obtener imagenes precoces y tardias del estudio. En el cerebro se unirá a proteínas especificas, siendo metabolizado a sustancias no lipofílicas.

La captación tambien tiene lugar en el pulmón, produciendose esta de forma continua hasta llegar a la saturación, momento desde el cual se produce la liberación progresiva. El pulmón en este caso se puede considerar como un reservorio de aminos, provocando en última instancia un fenómeno de redistribución hacia el cerebro. Este fenomeno tambien tiene lugar entre zonas de

mayor y menor captación, como la sustancia gris y la sustancia blanca.

La captación global de IMP se mantendrá constante durante las 24 horas que se siguen a su administración, pero será a nivel local donde los cambios se sucederán con mayor velocidad, concretamente nos referimos a la disminución con el transcurrir del tiempo de la diferencia de actividades entre la sustancia gris y la blanca.

Las diferencias fundamentales entre el HM-PAO y el IMP resumidas en un artículo del Prof. Carreras pueden ser:

1.- Ventajas del IMP frente al HM-PAO

- * Menor dosis absorbida
- * Detecta isquemia moderada y tejido viable
- * Infraestimación de flujo menor
- * Mayor contraste lesión / tejido sano
- * Mejor visualización isquemia leve

2.- Ventajas del HM-PAO frente al IMP

- * Falta de contaminantes (otros isótopos I)
- * Redistribución inversa o Filling out
- * Fácil disponibilidad
- * Mejor precio
- * Menor captación pulmonar
- * Ausencia de metabolitos circulantes
- * Menor tiempo de exploración
- * Refleja el flujo en el momento de inyección
- * Permite monitorizar cambios rápidos de flujo

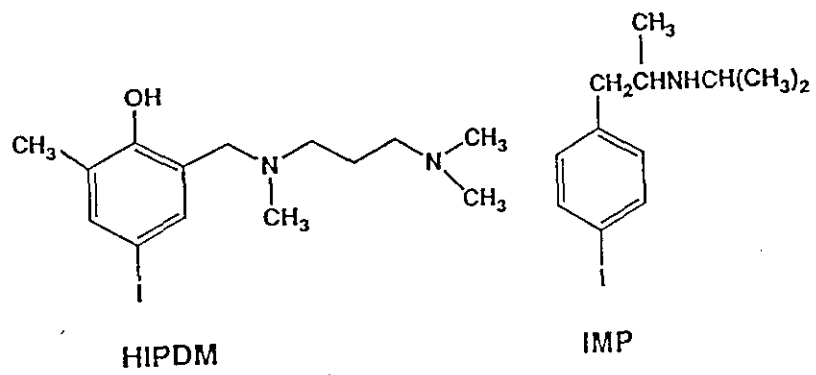
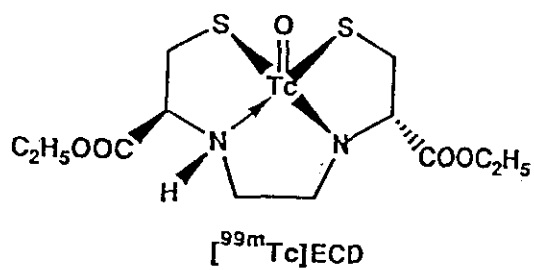


FIGURA 4.



Chemical structure of ^{99m}Tc -ECD.

FIGURA 5.

1.3.4. ^{99m}Tc - ETIL - CISTEINATO - DIMERO (ECD)

Es un complejo de tecnecio de mas reciente aparición que el HM-PAO. Su estructura química podemos verla representada en la figura 5.

Se trata de un diester de un complejo neutro de tecnecio y opticamente activo. El isomero L,L muestra la deseada captación cerebral y una retención prolongada.

Se trata del primer trazador marcado con tecnecio que atravesando la barrera hematoencefálica, reacciona específicamente con un determinado lugar de fijación conocido de antemano (enzima esterasa específica). Este enzima que hidroliza los dos grupos esterés, se convierte rapidamente en un complejo ácido, consecuentemente el ácido hidrosoluble queda atrapado en el interior de las células neuronales de forma prolongada.

El proceso de hidrólisis consiste en una reacción enzimática muy específica. Un aspecto muy interesante de este proceso es que es estereo-específico y sólo ocurre en cerebros de primates (monos y humanos), pero no en los de rata o conejos.

Sus ventajas con respecto al HM-PAO podemos resumirlas tal como hicimos con el IMP:

- * Mayor pureza radioquímica
- * Mayor estabilidad in vitro (1ª 24 hs)
- * Mayor tasa de captación cerebral (6,8% // 4,6)
- * Rápido aclaramiento y menor tasa sanguínea
- * Mayor cociente cerebro // tejs blandos
- * Más rápida excreción urinaria (75% a 24 hs)
- * Menor dosis absorbida
- * Mayor cociente S.Gris/S.Blanca (2.2//1.7)
- * Menor infravaloración del flujo cerebral

1.3.5. RECONSTRUCCION DE LAS IMAGENES

La reconstrucción de una serie de imágenes bidimensionales hacia un tercer plano supone un gran paso en cuanto a calidad de imágenes se refiere, algunos lo definen como el paso de lo crudo a lo complejo, pero elegante.

El SPECT nos permite mejorar la precisión en nuestros diagnósticos, ver detrás y dentro del órgano, teniendo como resultado final una serie de imágenes de corte a través del órgano.

Los datos del estudio de SPECT se obtienen mediante el giro de la cabeza detectora de la gammacámara alrededor del paciente, se obtienen así una serie de imágenes planares que son muy similares a lo obtenido con un estudio dinámico-secuencial tan frecuentes en medicina nuclear. Cada imagen planar se corresponde con la imagen que se obtiene en cada uno de los ángulos en que el detector se paró a mirar. Cada imagen estará formada por un conjunto de filas de pixels. Cada fila contendrá información del plano transaxial que se encuentra frente a esa hilera para el ángulo en que fue adquirida. Se entiende que un plano transaxial es el

plano que corta al paciente de forma perpendicular al eje de giro de la gammacámara. Las cuentas totales en cada pixel se corresponden con la suma de toda la actividad del frontal de dicho pixel.

En el estudio de SPECT se aplican todos y cada uno de los principios generales usados para la imagen planar (integridad de instrumentación, colimación adecuada, estadística de cuentas suficiente, etc), además requiere la combinación justa entre sensibilidad y resolución, igual que en la imagen planar.

Las imágenes de SPECT son mucho más vulnerables que las imágenes convencionales a las imperfecciones del sistema, por lo que se hace preciso y estrictamente necesario un programa de control de calidad de las imágenes, que incluyan al equipo, paciente y usuario.

Las técnicas de computador, o algoritmos, que se utilizan en tomografía computerizada constituyen una aproximación única a la imagen reconstruida, basado en un concepto básico denominado retroproyección.

Cada una de las proyecciones contienen información sobre el perfil de la actividad de un plano transaxial, sin embargo toda la información sobre la distribución de la misma en profundidad se pierde y para recuperarla se utiliza la retroproyección.

Si consideramos una fuente puntual, cada una de las imágenes transaxiales que adquirimos en cada ángulo determinado nos dará una línea de actividad uniforme que cruza la imagen justo enfrente del lugar donde se encuentra la fuente puntual. A medida que vamos adquiriendo más y más proyecciones, los haces de actividad que surgen de la proyección del punto de actividad se cruzaran una y otra vez sobre el mismo punto de la imagen reconstruida. La imagen final se encontrará formada por un número de líneas de actividad retroproyectadas, que será igual al número de proyecciones adquiridas, cruzándose en un lugar donde la actividad de cada línea se irá sumando, consiguiendo así reconstruir el punto en su lugar exacto. (Fig.6)

La imagen que resulta, no obstante, es borrosa, producido por los haces en estrella, resultado de la retroproyección. Su supresión es misión de los filtros que físicos y matemáticos han desarrollado. El filtro que elimina el trazo borroso de las imágenes reconstruidas es

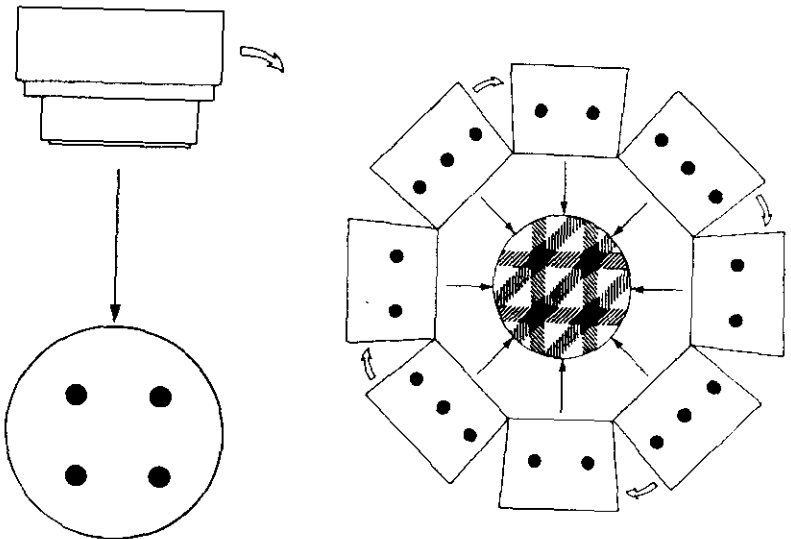
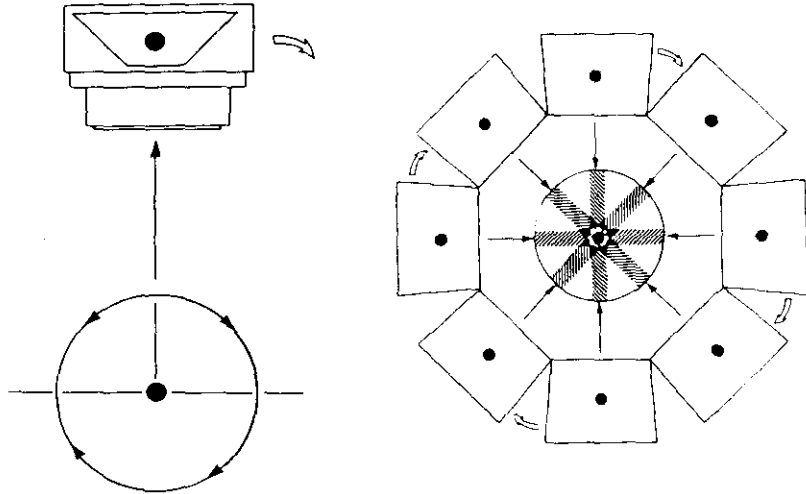


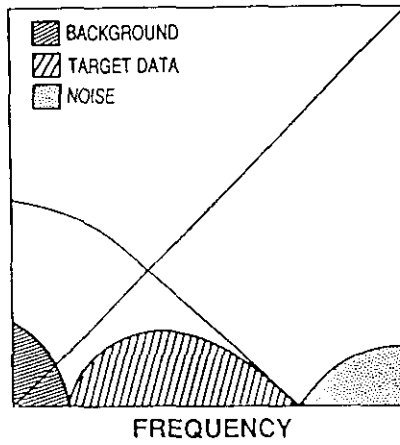
FIG. 6

el denominado filtro rampa (Fig.7). En él la amplitud aumenta proporcionalmente con la frecuencia. La misión de los filtros es disminuir el ruido de las imágenes, ganando en resolución.

Además necesitaremos un filtrado adicional para reducir el ruido que procede del número limitado de cuentas por pixel o de la estadística de contaje).

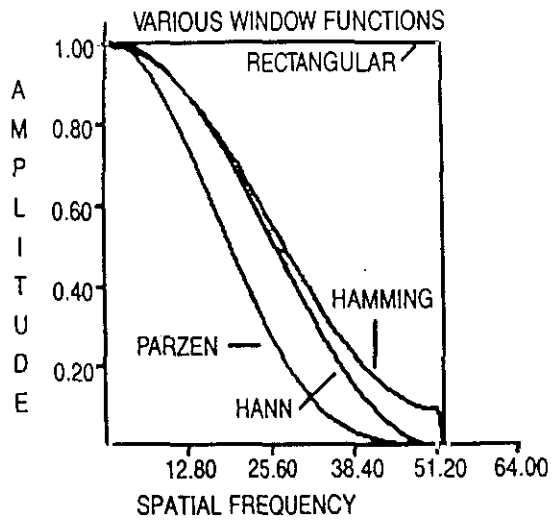
Las funciones de filtro de SPECT permiten al usuario controlar el grado de supresión de las altas frecuencias mediante una frecuencia de corte, u otro parametro de filtro similar, el cual determinará cuando el filtro deba llevar la ganancia completamente a cero. La localización de esta frecuencia de corte determinará la forma que afectará el filtro al ruido y a la resolución de la imagen.

Las frecuencias de corte bajas proporcionan una buena supresión del ruido, aunque también podrían enturbiar la imagen. Por el contrario las frecuencias de corte altas preservarían mejor la resolución de la imagen, pero a costa muchas veces de suprimir el ruido de forma insuficiente. Por ello habrá que encontrar la frecuencia óptima que nos suprima convenientemente el ruido sin alterarnos la resolución de la imagen, y ello



The ramp filter rolled off with a window, to exclude the high-frequency noise, while accepting the image's useful data.

FIG. 7



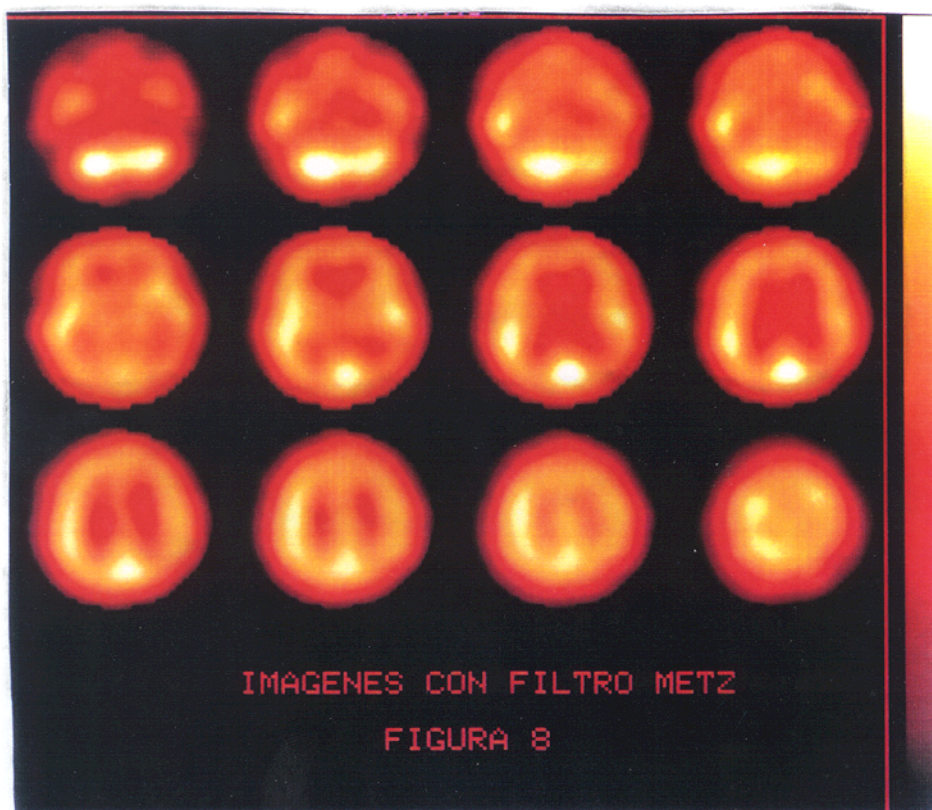
Window variations that may be tailored to include or exclude various frequency components of an image. (Courtesy of Todd-Pokropek A, *Emission Computed Tomography: Current Trends* New York: The Society of Nuclear Medicine, 1983.)

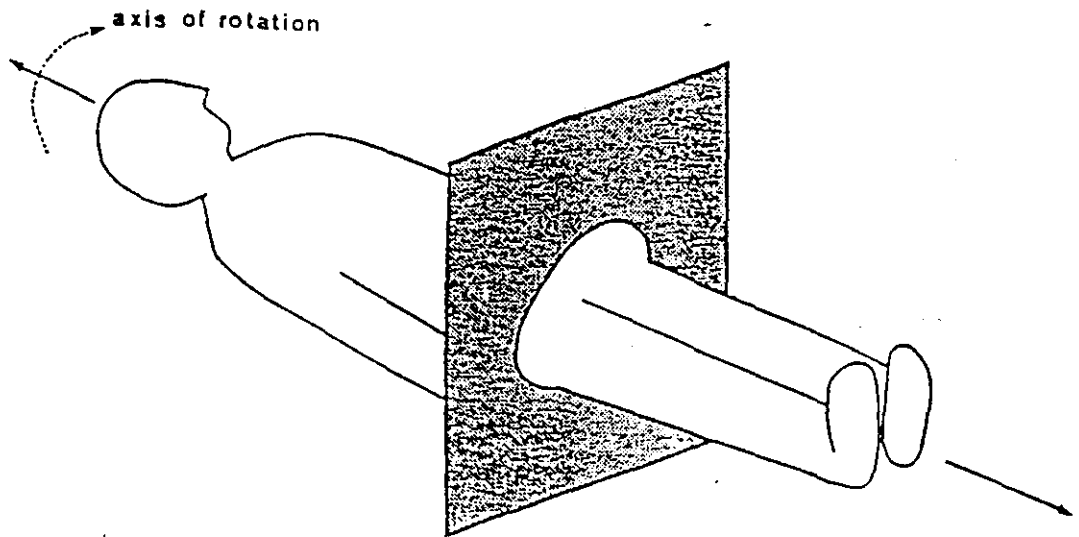
va a depender de la función de respuesta del detector, de las frecuencias especiales del objeto y de la densidad de cuentas de la imagen.

Existen basicamente dos tipos de filtros que pueden ser utilizados en los estudios de SPECT, los de suavizamiento o de "smoothing" y los filtros de realce. Los de suavizamiento son filtros de bajo paso y permiten al usuario seleccionar una frecuencia de corte que determina el punto de frenado (rolloff) . Ejemplo de este tipo es el tipo Hanning, que se define por la frecuencia dominante; la frecuencia de corte determinará cuando la funcion deja a cero la ganancia. El filtro Butterworth es otro ejemplo de filtro de smoothing, definido tambien por una frecuencia dominante. A diferencia del Hanning, el Butterworth la frecuencia de corte define el punto donde la ganancia baja hasta 0.707.

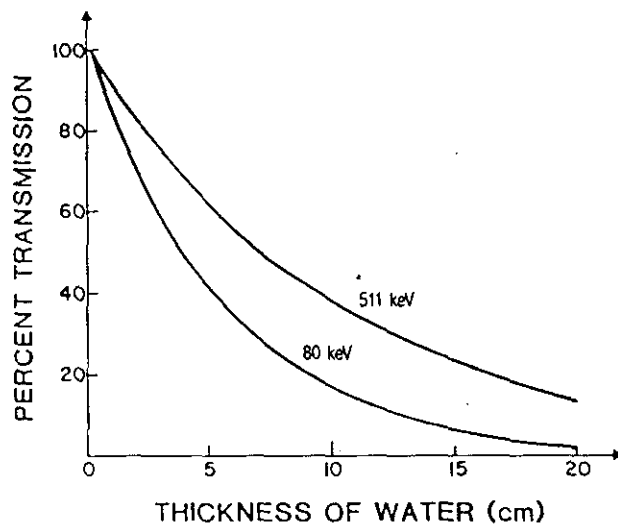
El otro tipo de filtros, los de realce, se utilizan intentando recuperar la resolución perdida en la imagen de SPECT en los procesos de detección, excediéndose en la ganancia sobre una banda de frecuencia determinada. Porque la dominación del ruido en las altas frecuencias, por estos filtros de realce, deben dejar a cero la ganancia en algún punto. Un ejemplo de este tipo es el Metz que es una mezcla de deconvolución y smoothing.

Según se opte en la reconstrucción de las imágenes de SPECT por un determinado filtro u otro, así como dentro del mismo tipo con la frecuencia utilizada por cada uno de ellos, los resultados serán diferentes, tanto como podemos apreciar en las figuras y que es el resultado de procesar el mismo paciente con idéntico protocolo y con filtros diferentes uno tipo Hanning (que es el que utilizamos de forma habitual) y otro un filtro tipo Metz . En las imágenes se evidencia claramente la degradación que la imagen clínica puede sufrir según utilicemos uno u otro filtro.





Plano transaxial



Percentage of positron and 80-keV gamma photons transmitted through water. (Courtesy of Moore SC, *Computed Emission Tomography* New York: Oxford University Press.)

FIG.10

Los algoritmos que se han desarrollado intentado corregir estos artefactos, no pueden devolver en actividad las cuentas que se pierden como consecuencia de la atenuación, mejorando el error estadístico, pero si pueden restaurar el valor medio de las cuentas por voxel a su valor real.

El método más comunmente utilizado para solventar este tipo de problemas es el denominado método Chang. En él el contorno del paciente se describe como una elipse y se asume un coeficiente de atenuación uniforme. El factor de atenuación se calcula para todos y cada uno de los pixels de la elipse. Los pixels que se encuentran fuera de la elipse se les asigna un valor de cero. El factor de atenuación es el promedio de la atenuación para cada pixel en cada proyección.

Posteriormente se modifica dicho método utilizando las diferencias entre la proyección original y la corregida, con lo que se obtiene una serie de proyecciones de error, las cuales retroproyectadas, sirven para obtener datos con los que trabajar sobre la imagen corregida por primera vez y obtener finalmente una imagen más depurada. Este proceso puede repetirse hasta obtener la matriz de error con el mínimo valor.

1.3.7. OTROS FACTORES DE LA CALIDAD DE IMAGEN

Cuando realizamos la reconstrucción transaxial en el SPECT, asumimos que las imágenes retroproyectadas han sido adquiridas mediante planos perpendiculares al eje de rotación de la gammacámara. Si la adquisición se realiza sin que la cabeza detectora sea perfectamente paralela a este eje de giro lo que estaremos adquiriendo no serán imágenes transaxiales sino información de otros planos.

Con objeto de eliminar en lo posible estas imperfecciones de la imagen como consecuencia del mal alineamiento, se han ideado una serie de sistemas que impiden el comienzo de la adquisición hasta que el detector sea realmente paralelo al eje de giro.

Los problemas que ocasiona un mal alineamiento entre ejes serán presentados como pérdida de resolución en la imagen y distorsiones de la misma.

S.P.E.C.T. CEREBRAL

FACTORES CONDICIONANTES

I - FACTORES DERIVADOS DEL PACIENTE

- TAMAÑO PACIENTE..Dificulta posición (obeso,o.corto,..)
Aumenta el radio de giro
Reducción de resolución esp.
- MOVILIDAD PAC....Degradación calidad de imagen.
- MAL POSICIONAMIENTO EN LA CAMILLA
Corregir en plano transaxial
Corregir en plano sagital
- BAJA DENSIDAD DE CUENTAS (extravasación)

II - FACTORES TECNICOS

- DE ADQUISICION..Errores de uniformidad
Errores en el centro de rotación
- DE PROCESADO....Exceso filtrado..dism. resolución esp.
Defecto filtrado.aumenta el ruido
Incremento grosor planos recons.
- DE REPRODUCCION DE IMAGEN..Uso tablas adecuadas
Adequar la intensidad luz placas
- DE INTERPRETACION..Control de calidad de la prueba
Protocolizar al máximo
Valoración cuidadosa de sot.limite
Zs de perfusion misera.(frontera)
Tiempo evolución..perf. de lujo

La imagen reconstruida finalmente en SPECT es muy sensible a los pequeños defectos de uniformidad, que si bien en la imagen planar puede que no sean demasiado evidentes, pero que sin embargo tras el proceso de reconstrucción estas pequeñas imperfecciones serán finalmente fijadas e incluso magnificadas. Por ello es imprescindible realizar una corrección de uniformidad de los datos adquiridos para eliminar la falta de uniformidad del colimador y de la cámara.

El artefacto más frecuente por la falta de uniformidad es el denominado en ojo de buey. Este se produce por la intersección de los rayos retroproyectados y que corresponden al pixel con más actividad que el resto de los pixels. El error final es mucho mayor que el original, como consecuencia de la suma de los rayos retroproyectados. Como el defecto era caliente se formará un anillo de actividad incrementada conocido como ojo de buey. Si es defecto es frío lo que obtendremos será otro anillo de hipoactividad.

Los artefactos en ojo de buey son muy parecidos a los que se producen como consecuencia de la baja estadística de conteo del estudio.

Cuando la adquisición se realiza en órbita elíptica los defectos producidos como consecuencia de la no uniformidad son menos intensos, ya que las planares se desplazan y en consecuencia las no uniformidades también, con lo que no se ubicarán en el mismo píxel en todas las proyecciones.

Para corregir los errores de uniformidad se adquiere una imagen con una estadística de conteo muy alta, con lo que se obtendrá un factor de corrección para cada píxel, que posteriormente se aplicará a los píxeles de las planares, multiplicando el factor hallado por las cuentas del píxel.

Otros errores se producen como consecuencia de un mal posicionamiento del centro de rotación, lo que provocará que la adquisición de un punto de fuerza, desplazado en el eje de las Y de la posición cero, se presente bajo la forma de un donut. Los pequeños defectos no provocarán artefactos muy manifiestos, pero sí una borrosidad mayor de la imagen, debido a la mala intersección de las actividades al retroproyectarse.

1.3.8. PARAMETROS DE ADQUISICION

Cuando comenzamos un estudio de SPECT deberemos de fijar previamente una serie de parámetros para la adquisición de las imágenes que incluyen el tamaño de la matriz, número de proyecciones por rotación, grados de la rotación, colimador a utilizar, tipo de órbita (elíptica o circular) y el modo de la adquisición (continua o en parada).

El tamaño idoneo de la matriz parece ser el de 64 X 64, ya que el tamaño óptimo de pixels para estudios clínicos es aproximadamente de un medio del ancho total a mitad del máximo (FWHM) de la resolución del sistema. Si el rango de resolución se encuentra entre 12 y 20 mm, el tamaño de pixel adecuado es de 6 a 10 mm, valor correspondiente a la matriz de 64 X 64.

Se tendrá en cuenta al utilizar matrices mayores (128 X 128), elegida muchas con objeto de evitar la saturación de la imagen de matriz de menor tamaño, que con ella se producirá un incremento en la utilización de memoria y que el tiempo de procesado de las imágenes aumentará. Por otro lado las cuentas se reducen en un factor de 4 con respecto a el mismo estudio adquirido en

matriz de 64 X 64 y si no duplicamos el número de proyecciones, la estadística de conteo será peor.

Sobre el número de proyecciones hay una serie de máximas como son utilizar el mayor número posible, con objeto de evitar el artefacto de estrella y no usar nunca menos de 60 proyecciones en adquisiciones de 360 ° para evitar artefactos. Por lo demás el número de proyecciones y el tiempo de adquisición para cada una de ellas, creemos se debe dejar a la experiencia personal de cada uno con su equipo determinado, siempre que se respeten los dos conceptos inicialmente expuestos.

En cuanto al colimador a utilizar ocurre prácticamente lo mismo que sobre el número de proyecciones, lo más extendido es el uso de colimadores para bajas energías y alta resolución. Sin embargo otros prefieren utilizar colimadores de mayor sensibilidad, aunque pierdan en resolución, que intentan recuperar mediante una mayor estadística de conteo que proporciona la mayor sensibilidad. En general los expertos recomiendan perder un poco de sensibilidad con objeto de mantener resoluciones aceptables.

Las cuentas se podrán adquirir en modo de parada o de forma continua. El modo continuo adquiere los datos mientras el detector se encuentra en movimiento por lo que la localización de los mismos puede ser evidentemente mas inexacta, sin embargo permite una mayor estadística al emplear menos tiempo en adquirir el mismo número de cuentas que una adquisición en el modo de parada. Este último presenta la gran ventaja de tener menos artefactos en la reproducción de datos. Como siempre la experiencia nos indicará cual es el medio más adecuado de utilización.

Por último deberemos elegir entre la adquisición en órbita elíptica o circular. Es evidente que la órbita elíptica proporciona una mejor resolución, ya que la fuente, en casi la mitad de las proyecciones, se encuentra más cercana al detector. Con la órbita elíptica se consigue además una mejoría en la uniformidad, por lo que nos atrevemos a recomendar su uso siempre que sea posible mantener a una persona vigilando la exploración durante todo el tiempo de la prueba con objeto de evitar accidentes, aunque las casas comerciales ya han dispuesto en la mayoría de los sistemas un mecanismo de paro automático en caso de fallo en el cálculo de la órbita.

1.3.9. LA PRESENTACION DE LAS IMAGENES

La imagen finalmente reconstruida como en todo estudio tomográfico dependerá del ángulo de corte, del grosor del mismo y de las variaciones anatómicas individuales, que en el caso del cerebro son muchas y habrá que tenerlas muy en cuenta.

Podemos definir un plano tomográfico como la superficie formada por un determinado corte, imaginario ó real, alrededor del cuerpo o sobre parte de él.

La utilización de la nomenclatura clásica para las imágenes tomográficas es muy importante para una correcta interpretación de los resultados. Las imágenes de SPECT son normalmente adquiridas por rotación de la cabeza de la gammacámara de forma circular o elíptica sobre el eje longitudinal del cuerpo del paciente. Así los tomogramas iniciales se definen como oblicuas, ya que son planos transversos obtenidos sobre la perpendicular del eje de rotación. Las secciones de planos paralelos al eje longitudinal del cuerpo de un lado a otro se denominan planos sagitales y los perpendiculares a estos desde el frontal al occipital planos coronales (Fig. 11).

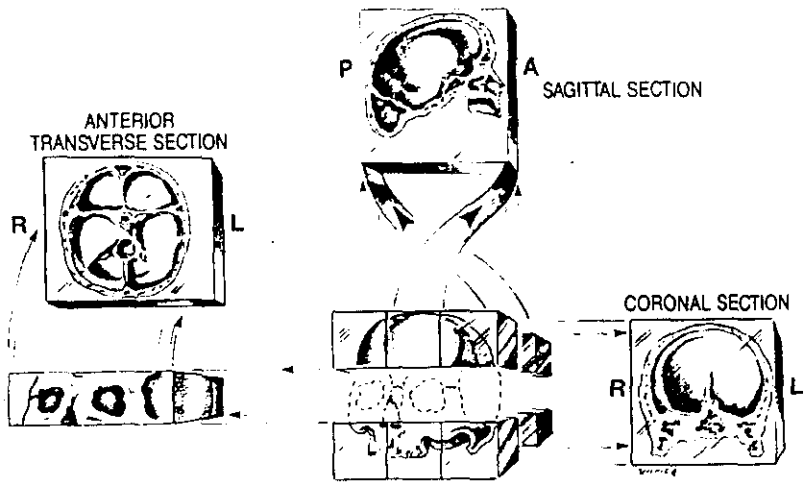
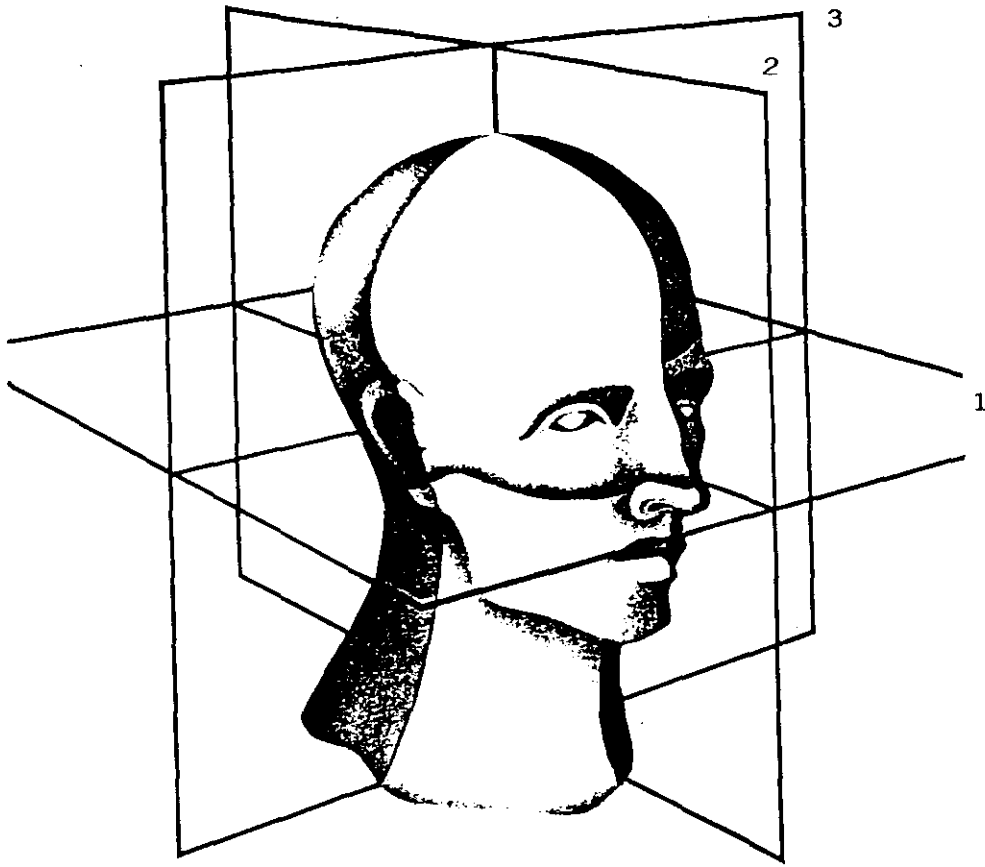


FIGURA 11

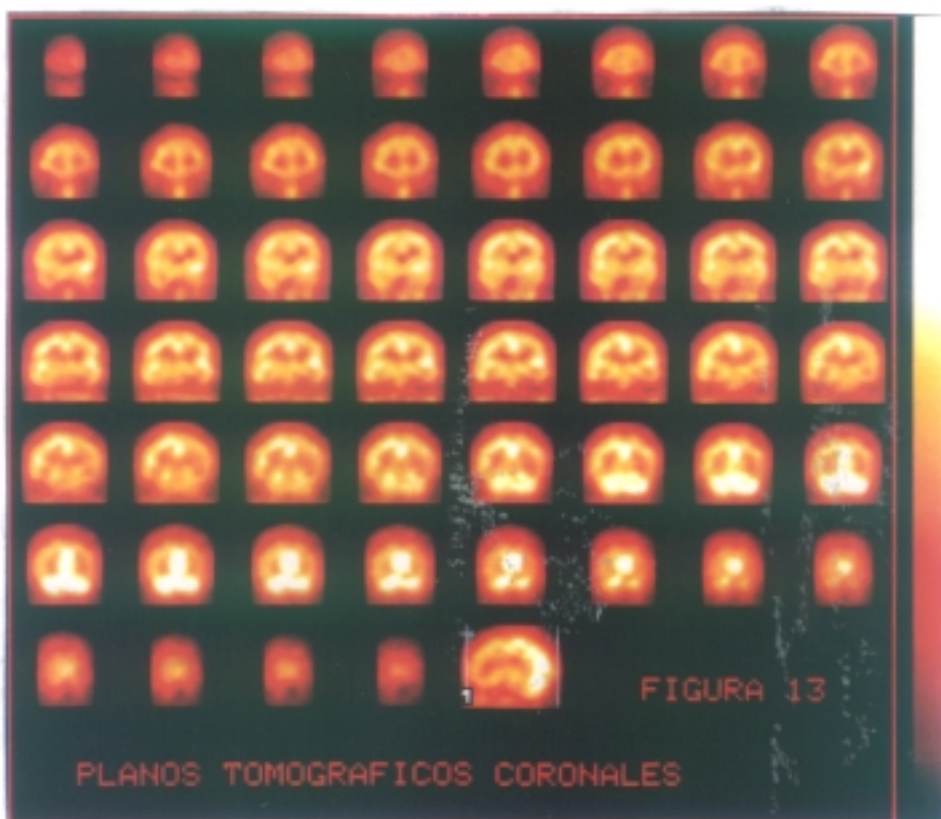
En la figura 11 podemos apreciar la distribución de los tres tipos de cortes ortogonales, con el número uno los cortes oblicuos o transversos, con el número 2 se representan los cortes de tipo sagital y con el número 3 los coronales.

En la segunda serie de imágenes de la figura 11 se objetivan las orientaciones estándar. Las imágenes transversas se representan con la superficie anterior situada arriba y el lado derecho a la izquierda, se representa tal como se verían si la sección que hemos realizado se pudiese levantar y visualizarla desde abajo.

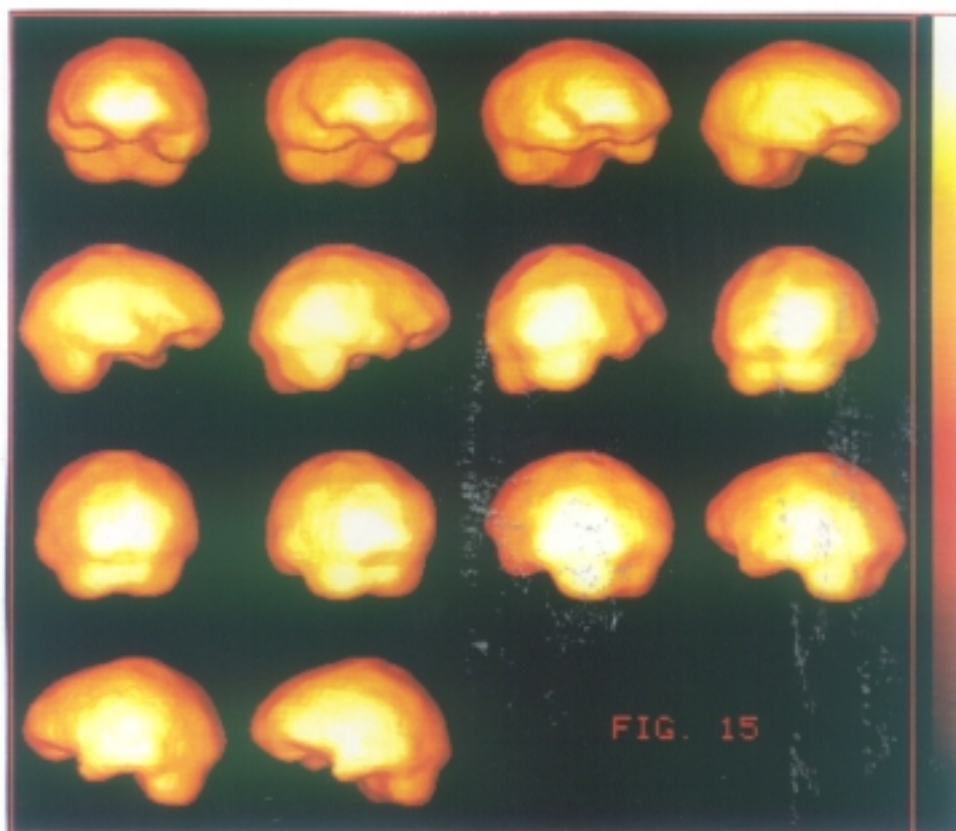
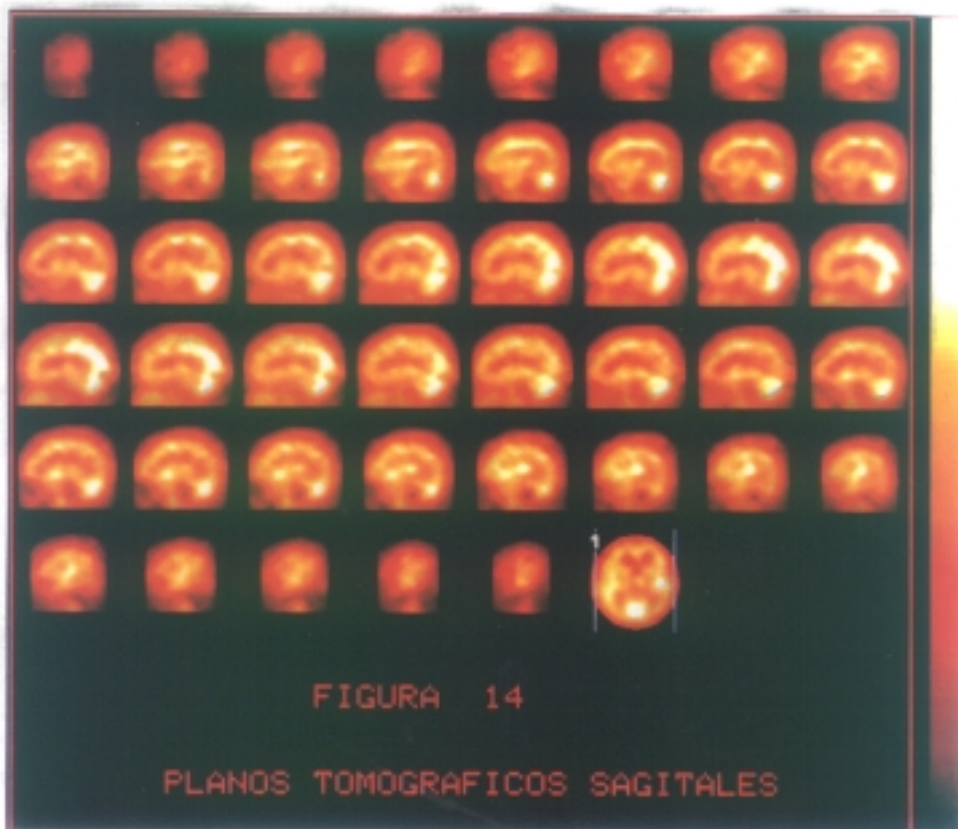
Las secciones coronales se representan tal y como se verían si las desplazamos lateralmente, visualizándolas desde delante de la misma.

Por último las sagitales como si las consiguiésemos sacar y girarlas hacia la izquierda.

Las figuras 12, 13 y 14 representan los tres tipos de cortes obtenidos sobre un paciente normal.



La posibilidad de la creación de este tipo de imágenes tridimensionales de un determinado órgano, es una de las principales ventajas del SPECT. Las imágenes seccionales o de corte nos dan una representación de la distribución de la actividad por planos alrededor de un determinado órgano. Para la creación de una imagen volumétrica se debe realizar una operación de threshold cruzado y encontrar de esta forma los límites de la imaginaria pared que rodean dicho órgano. Supongamos que nosotros fijamos un determinado valor de threshold que bien podría ser el 60 % o 0.06. Y supongamos también que un rayo atravesara toda una línea completa de pixels de una determinada imagen, chequeando el número de cuentas máximas en cada uno de ellos y que nos localizara el primer pixel, en esa dirección que alcanza ese valor, dejando todo lo que no lleguen a él con un valor de cero. Cuando empleamos este método chequeando todas las imágenes que se han obtenido y si por medio de un algoritmo de reconstrucción, que utiliza un método de interpolación consiguiéramos situar en el espacio cada una de las coordenadas analizadas y con su actividad correspondiente, tendríamos la forma de obtener una imagen de la pared que rodearía o englobaría al órgano que estudiamos. La mayoría de los programas de reconstrucción se basan en este algoritmo de interpolación de threshold cruzado.



IMAGENES CORRESPONDIENTES
A ESTUDIO DE UN PACIENTE
SIN DEFECTOS EN LA
FIJACION DEL HMPAO.

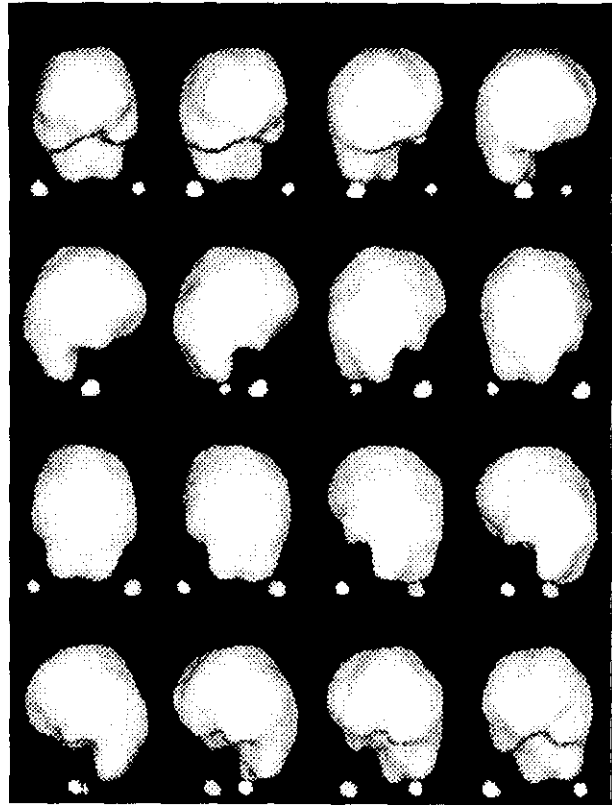
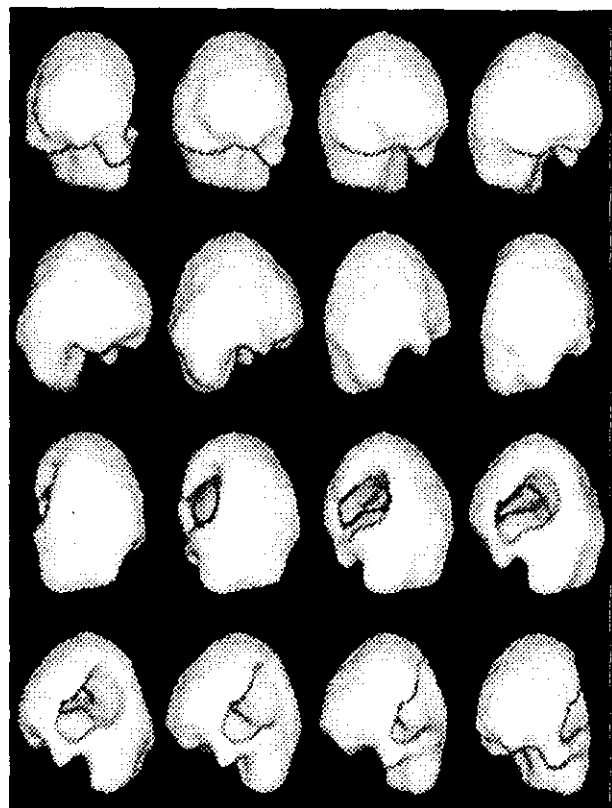


FIGURA 15

NOTESE LA PERFECTA
DEFINICION DEL
DEFECTO DE FIJA -
CION DEL HMPAO SO -
BRE EL TERRITORIO
DE DISTRIBUCION DE
LA CEREBRAL MEDIA
IZQUIERDA.



La reconstrucción tridimensional se realiza a partir de las imágenes transaxiales atenuadas, siempre con threshold (punto de corte en que el ordenador deja esos pixels en valor de cero) automático (que es el 60 % de la actividad máxima cerebral por pixel, y que el ordenador calcula por análisis de todas y cada una de las imágenes del grupo de atenuadas transaxiales que utiliza en el proceso) .

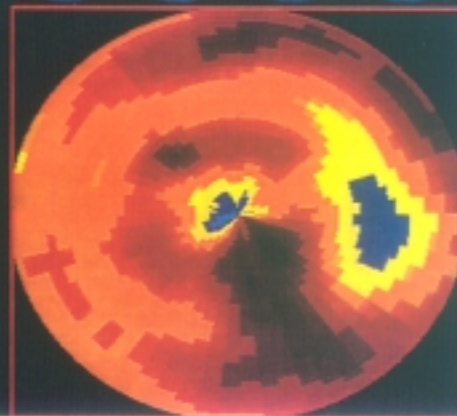
Muchos dudan de la utilidad de esta técnica de display tridimensional por el hecho de ser el cerebro una estructura compleja en cuanto a lo que se refiere a que una banda externa de actividad como es la corteza cerebral encierra estructuras profundas que contienen puntos focales calientes como son los ganglios basales. Las estructuras profundas aparecen enteramente enmascaradas.

Sin embargo, actualmente y pese al escepticismo de unos cuantos ya son muchos los que optan por este método de presentación de la perfusión cerebral obtenida mediante el SPECT y quizás no podamos aún cuantificar la actividad sobre la superficie cerebral reconstruida por estos métodos, pero es evidente, en nuestra opinion y experiencia que la visualización de los defectos de

perfusión cerebral son asombrosamente exactos en cuanto a localización y extensión se refiere, resultando más fáciles de apreciar e interpretar que las imágenes tomográficas, siendo extremadamente valiosas también a la hora de evaluar variaciones en la captación de un mismo paciente durante periodos pre y post quirúrgicos o para evaluar los cambios que se producen en la simple evolución de los accidentes cerebrales vasculares.

Existe otra forma gráfica muy útil de presentación de las imágenes de SPECT que es la Representación Polar u Ojo de Buey, forma en un principio pensada para facilitar la evaluación cuantitativa de las imágenes de perfusión miocárdica de talio en SPECT. Con la comentada distribución polar se construye un mapa de la distribución regional del HMPAO, que simplifica la observación de la actividad sobre la corteza cerebral, siempre que se aplique a la vez un determinado método de cuantificación. La distribución del HMPAO sobre la sustancia gris y la relativa ausencia de captación sobre la sustancia blanca central y los ventrículos, hacen que la imagen sea análoga a la de perfusión del miocardio con el talio.

DIAGRAMA MULTIPLE EN REPRESENTACION POLAR DE UN DEFECTO DE LA A.C.M.+



El software de representación polar de las imágenes genera una serie de perfiles circunferenciales expresados en cuentas de cada una de las imágenes transaxiales oblicuas. Como la máxima actividad se encuentra normalmente en corteza, el programa ignorará las estructuras profundas, sin que los ganglios basales sean normalmente vistos.

La representación polar se construye por superposición sucesiva de líneas de isocontorno en círculos continuos, representando el más interno la representación de actividad de la oblicua más inferior ó de la base y la más externa y de mayor radio la que corresponde a vertex. La imagen final puede ser igualmente normalizada al máximo y visualizada según una escala de color previamente establecida que nos facilitará la cuantificación relativa.

El uso habitual de la imagen MSD (Multi-Slice-Diagram) puede ayudar a diferenciar pequeños defectos de captación que aparecen muchas veces como dudosos, así como servir de referencia en un simple mapeado de todo el cortex cerebral en estudios sucesivos de un mismo paciente. Es además un método extremadamente cómodo por el cortísimo tiempo que supone su realización y análisis de los resultados.

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Teniendo en cuenta todo lo mencionado anteriormente se fijan los siguientes objetivos:

1) Un objetivo general tratando de evaluar las evoluciones del flujo sanguíneo cerebral en la patología vascular cerebral, preferentemente el infarto cerebral.

2) Unos objetivos concretos, el principal, definir los criterios de normalidad para todas y cada una de las regiones de la corteza cerebral, construyendo una base de datos referencial con la que validar los diagnósticos y que sirva en un futuro para la validación de las escalas neurológicas de los ictus por medio del SPECT cerebral con HM-PAO.

3) Obtener y validar una serie de índices regionales y establecer cual es el más óptimo, estadísticamente hablando, para el diagnóstico de las alteraciones de perfusión de los infartos cerebrales.

4) Validación de un método protocolizado de adquisición, procesado, representación de cortes estándar , cuantificación e informes de los estudios de SPECT, que permitan una más completa y fácil interpretación de los resultados, por la aplicación informatizada de la base de datos referencial, previamente obtenida.

5) Establecer los valores de sensibilidad, especificidad y fiabilidad metodológica de los estudios de SPECT cerebral.

3. MATERIAL

3.1. GAMMACAMARA Y ORDENADOR

La adquisición de los estudios de SPECT cerebral se realizó mediante gammacámara de la casa Elscint modelo 409-AG, conectada a un ordenador dotado de un procesador principal modelo Intel 8086, que se muestra en diagrama en la Figura 16, donde se indica mediante numeración sus diferentes partes. Así con el número 2 se señala la cabeza detectora, la cual tiene una imagen efectiva de 400 mm de diametro.

En la cabeza se encuentran los tubos fotomultiplicadores, encargados de detectar los fenómenos radioactivos que daran lugar a la configuracion de las imagenes clínicas. Los tubos se encuentran en contacto con un cristal de gran delicadeza y muy sensible a los golpes y a los cambios de temperatura, de los cuales le protege el colimador que cierra la cabeza.

El sistema se encuentra dotado de parada de emergencia (6) y de multiples indicadores que sirven para nivelar y rotar la cabeza con objeto de posicionar al paciente y tomar las medidas del giro adecuado para cada caso.

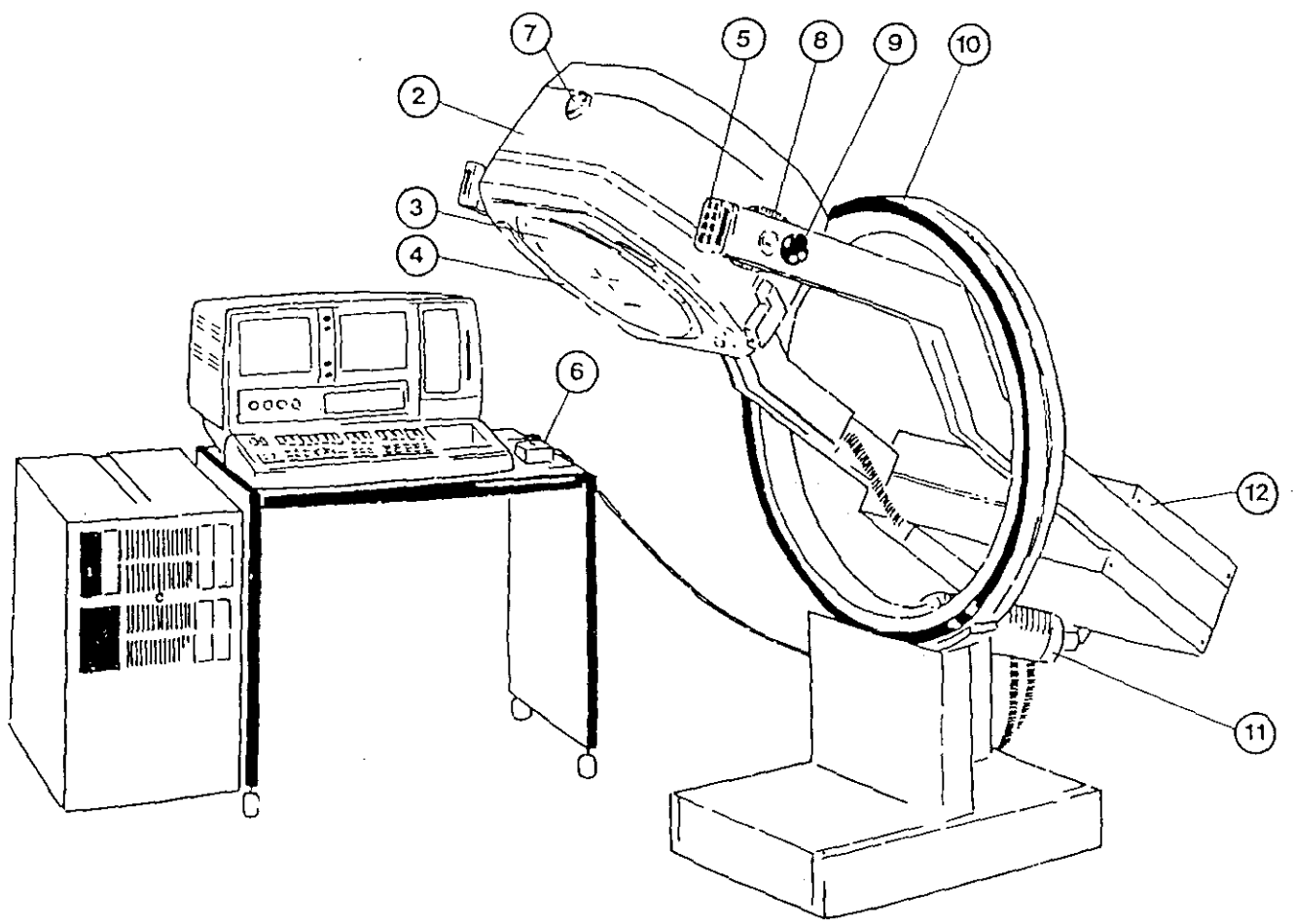


FIG. 16

El computador conteniendo las tarjetas electrónicas para los procesos de adquisición y procesado de los estudios clínicos, esta dotado de un disco fijo mediante el que almacenar los estudios y además posee un lector de disco óptico adicional en que retener los estudios de interes, con capacidad cada disquete para grabar 700 megabites de información.

La comunicación con el ordenador se efectua mediante teclado expandido y otro adicional para funciones especificas de procesado de imagenes y de activación de protocolos, etc. Dotado además de dos monitores uno para intercomunicación mediante menús o comandos directos y el otro para la salida de imágenes.

La información de imágenes puede obtenerse en placa mediante aparato para impresionar placas con carácter de multiformato o por impresión de papel fotográfico mediante aparato de la casa Sony (Sono-printer).

El software de la casa Elscint permite además de la grabación, para su posterior utilización mediante la pulsación de una tecla, de protocolos de adquisición, la composición de programas de procesado automático personalizados mediante la utilización de un lenguaje que denomina "clip" , por comandos concatenados de funciones

predefinidas, como los confeccionados por nosotros y que veremos más adelante en el capítulo de procesado de las imágenes.

Alternativamente se utilizó un ordenador personal compatible, modelo AT de la casa Zenith, junto con los programas de soft de IBM SPSS/PC + para los estudios estadísticos de los datos de la cuantificación de las imágenes de SPECT cerebral y el denominado DBASE III+ para el almacenamiento de los mismos y los informes finales de los estudios mediante la aplicación de la base de datos referencial con un programa diseñado por nosotros. De dicho programa ofrecemos el listado de la estructura de la base de datos, que podremos revisar en el apendice de este trabajo.

3.2. EL RADIOFARMACO

Tal y como se indicó anteriormente de los radiofármacos con carácter lipofílico y por lo tanto con capacidad de atravesar la barrera hemato-encefálica, susceptible de marcarse con tecnecio y que permanece el tiempo necesario retenido en el SNC, entre otras peculiaridades, hemos escogido el trazador neurológico disponible en el mercado y suministrado por la casa Amersham, que no es otro que la Hexametil-Propilene-Amina-oxima ó HM-PAO, cuyo nombre comercial es el Ceretec.

El producto es suministrado en viales que contienen 0.5 mg de hexametil propilenaaminaoxima, mezclada con 7.6 microg. de cloruro estanoico dihidratado y 4.5 mg de cloruro sódico. La mezcla se presenta en viales con una atmosfera inerte de nitrógeno y sellada a presión.

3.3. MATERIAL CLINICO

3.3.1. GRUPO DE CONTROLES SANOS

Este grupo estuvo conformado por 28 sujetos, escogidos entre el personal sanitario que se ofreció voluntario a la realización de las pruebas de SPECT y TAC y los pacientes del Servicio de Neurología con patología medular o neuromuscular y en los que se tuvo constancia de la ausencia de trastornos intracraneales. Se trata de enfermos, en su caso, de mielopatías agudas, ó crónicas, neuropatías periféricas, radiculopatías y miopatías. La selección se centró sobre todo en aquellos con edad típica de ictus. Todos ellos estuvieron sometidos a estudio analítico completo, su miniexamen mental fué superior a 26/30 y se prefirió a aquellos que disponían de estudio con TC craneal normal. Ninguno estuvo sometido a los efectos de sedantes en la semana previa al estudio.

Como normas generales para para los voluntarios sanos que mostraron su conformidad para someterse a la prueba se siguieron los criterios siguientes: Se descartó la presencia de daño neurologico; ninguno se encontraba sometido a tratamiento alguno que pudiese alterar la perfusión cerebral o la función cognitiva, ninguno tenia antecedentes de haber sufrido signos focales neurológicos, ni de perdidas de conocimiento de más de 3 minutos de duración, tampoco habian sufrido infarto cerebral o enfermedades con riesgo vascular cerebral como diabetes mellitus, hipertensión arterial, dislipemia o hiperuricemia.

Este grupo estuvo formado por 28 sujetos, 14 varones y 14 mujeres, de edades comprendidas entre 19 y 72 años.

Se realizaron tres subgrupos de edad uno con los menores de 30 años, formado por 13 sujetos; otro con los de edades comprendidas entre 30 y 50 años, formado por 8 sujetos; y un tercero con los mayores de 50 años, formado por 7 sujetos. El objeto de semejante división en grupos de edad era el estudio de la variabilidad de los índices según la edad.

3.3.2. GRUPO DE CONTROLES REPETIDOS

Se incluyeron en este grupo 7 pacientes que también figuran incluidos en el grupo de controles sanos, en los que se repitió el estudio con idéntico protocolo, con objeto de estimar la repetibilidad del método de cuantificación y de procesamiento de imágenes en general.

3.3.3. GRUPO DE PACIENTES CON INFARTO CEREBRAL

Se incluyeron en este grupo los pacientes con ictus isquémico, de cualquier edad, que ingresaron en fase aguda y también las revisiones en fase crónica, en los que se disponía de estudio con TAC craneal. Se incluyeron también los pacientes con accidente isquémico transitorio, con la única limitación, de presentar disfunción supratentorial por culpa del ictus en cuestión.

Se descartaron los enfermos que no pudieran colaborar minimamente para obtener un SPECT de calidad aceptable y a aquellos que estuviesen en tratamiento con sedantes.

No se estableció un número mínimo, ni máximo de pacientes, aunque se pensó siempre en la conveniencia de superar el número de 30, con lo que se facilitaría la evaluación estadística de los resultados.

El motivo de incluir en el estudio este grupo era el de comparar las diferencias de resultados de los índices que se obtuvieran con los de un grupo de patología determinado.

Los criterios de inclusión de infarto cerebral fueron los de presentar disfunción neurológica encefálica de instauración aguda, acompañada de hipodensidades en el TAC craneal, compatible con infarto y concordante con la clínica. Cuando sólo se disponga de un estudio de TC craneal, efectuado en la primera semana de evolución y este sea normal o las lesiones observadas no concuerden con la clínica, se admitirá que hubo infarto, cuando la disfunción neurológica persista más allá de 24 horas.

Los criterios de inclusión para Infarto debido a arterioesclerosis e Insuficiencia distal serán:

1) Para TAC Craneal.- Infarto distal que afecta a la región fronto-central superior del hemisferio, con o sin extensión a la convexidad frontal medial y lateral inferior, en un patrón anatómico que refleja la localización de las zonas límites entre las arterias cerebrales principales. Los casos con un infarto completo de la mitad o 2/3 anteriores del hemisferio son consistentes con oclusión carotídea ateromatosa o

estenosis/trombosis. Las alteraciones del TAC son lesiones de baja densidad, sin componentes de alta densidad. Las obstrucciones trombóticas del territorio basilar o silviano no se pueden distinguir del embolismo si la única anormalidad del TC son lesiones hipodensas. En tales casos se acudirá a la fuente clínica para el diagnóstico del tipo.

2) Para Angiografía cerebral.- Oclusión o estenosis de la carótida interna en su origen o en el sifón, con las ramas intracraneales patentes. Los defectos múltiples de ramas intracraneales distales se considerarán embólicos. Una estenosis u oclusión basilar serán el mecanismo de un ictus tromboencefálico, incluso si el síndrome es lagunar.

3) Para la Clínica.- Casos cuyas características clínicas sugieren aterotrombosis, pero en los que no se cumplen criterios diagnósticos por TAC o Angiografía. Las características clínicas son AIT previsto en el mismo territorio, aumento progresivo del déficit sin fluctuaciones, aumentos del defecto clínico separados por más de tres días en el tiempo y signos de isquemia tronco-encefálica progresiva. El comienzo brusco de ictus atribuible a obstrucción de la carótida interna también se considera trombótico.

Los criterios de inclusión para infarto debido a Embolismo serán los siguientes:

1) Para TAC Craneal.- Zona hipodensa en el territorio de una única rama arterial superficial de una arteria cerebral principal, sólo o en combinación con infartos en la distribución de ramas de otras divisiones de arterias principales. La aparición de áreas diseminadas de alta densidad en el área infártica (infarto hemorrágico) también es suficiente para realizar el diagnóstico.

2) Para Angiografía.- Oclusión de rama superficial cerebral, salvo que la carótida esté obstruida o hemodinamicamente estenótica. No basta para el diagnóstico la mera colateralización retrograda, en especial si las oclusiones afectan a troncos de las arterias principales. Es suficiente para el diagnóstico que haya múltiples oclusiones de ramas de una arteria principales si el LCR o la clínica no sugieren arteritis.

3) Para la Clínica.- Datos clínicos sugestivos de embolismo que incluyen variables como fibrilación o flutter auricular, endocarditis bacteriana, valvulopatía reumática, IAM previo, shunts derecha/izquierda, trombosis venosa pulmonar, brusca oclusión de la arteria

cerebral principal sin AITs previos...

Los criterios de inclusión para la Laguna seran:

1) Para TAC Craneal.- Infarto local profundo sin afectación superficial en el territorio de la misma arteria madre al mismo tiempo.

2) Para Angiografía.- Anatomía normal de la arteria principal. La arterioesclerosis local en el origen de la arteria penetrante reclasifica el infarto como origen ateromatoso.

3) Para la Clínica.- Características clínicas de síndrome lagunar, que incluye hemiparesia motora pura, ictus sensitivo puro, hemiparesia atáxica, disartria-mano torpe e ictus sensitivo motor.

En el caso de Infarto de Mecanismo incierto se sospechará por la clínica, donde no hay fuente para embolismo, no hay soplos o AITs previos, la angiografía es normal en las primeras 48 horas, aunque persista un déficit clínico más de 24 horas.

En los casos de sospecha de AIT se tomará en cuenta la clínica, como un defecto neurológico focal de origen cerebral o retiniano, que dura menos de 24 horas. Debe incluir dificultad motora, visual o pérdida del habla. Si se realiza TAC craneal, este debe ser normal, en el lugar atribuible a los síntomas ó mostrar sólo cavitación antigua. No hay criterios angiográficos.

Se incluyeron en este grupo de estudio un total de 43 infartos corticales, 17 infartos subcorticales y 14 Accidentes Isquémicos Transitorios.

4. METODO

4.1. PREPARACION DEL PACIENTE

Como ya se citó anteriormente el cerebro tiene una tasa metabólica global de consumo de oxígeno alta, que se mantiene prácticamente constante y que se altera sólo en situaciones de dolor o de ansiedad, provocando incrementos de actividad metabólica del 20-30 % de lo que es habitual. Estos incrementos se producen por el mecanismo de conexión entre la actividad metabólica cerebral y la vascularización cerebral regional, llamado mecanismo de autorregulación vascular cerebral. Este mecanismo, que asegura un incremento de aporte de oxígeno para compensar el incremento de consumo del mismo como consecuencia del incremento de la actividad de una determinada zona del cerebro relacionada con cierta actividad neuronal, es el que de alguna manera podría influir de forma adversa en la fijación mayor o menor de HM-PAO en el tejido cerebral, ya que es sabido el hecho, de que la extracción sanguínea de HM-PAO tiene relación inversa con la velocidad de circulación, así mientras mayor es el flujo sanguíneo por una región cerebral determinada, menor es la extracción de trazador y por el contrario cuando la circulación se enlentece se produce una mayor fijación del mismo.

Con objeto de evitar las alteraciones de captación de trazador que pudieran derivarse de los descensos o incrementos metabólicos cerebrales, derivados de situaciones de stress, la administración del radiofármaco debe ir precedida de una fase previa de relajamiento del paciente, intentado reproducir al máximo unas condiciones de reposo psico-físico, que aseguraran captaciones homogéneas en todos los estudios.

Para ello el paciente es recibido e informado adecuadamente de todos y cada uno de los pasos de que consta el estudio, los resultados que se espera obtener del mismo y los riesgos potenciales que comporta.

A continuación se encama al paciente en una habitación aislada, de la Unidad de Enfermería del S^o de Medicina Nuclear, que se encuentra próximo a la gammacamara donde se va a realizar la prueba. La habitación se encuentra debidamente aislada de ruidos, con luz tenue, etc.

Es en este momento cuando se instala en la región antecubital del paciente una palomilla conectada a un suero e intercalando una llave de tres pasos, con objeto de realizar posteriormente la administración de radiotrazador sin el stress y dolor que supone el

pinchazo.

El paciente permanece en la habitación, en estas condiciones, aproximadamente durante 10 minutos, tiempo que se invierte en la preparación del HM-PAO y en la realización del control de calidad del mismo. Cuando el control de calidad, que se explica más adelante, es positivo, es decir, los complejos lipofílicos se encuentran en la preparación en una cantidad siempre superior al 85 %, se procede a la administración del mismo a través de la llave de tres pasos que se instaló nada más llegar el paciente a la Unidad de Enfermería, permaneciendo en la misma un mínimo de otros 10 minutos.

Con este protocolo de administración del radiofármaco se evita una de las causas más frecuentes de artefactos en el SPECT cerebral y que es la baja cantidad de cuentas o baja estadística de contaje. El motivo más frecuente de su aparición es la extravasación del radiofármaco o la rápida degradación del mismo por su mezcla con material sanguíneo justo antes de su inyección. El resultado de tales artefactos suele concluir en unas imágenes de reconstrucción con gran cantidad de ruido y que resulta difícil sino imposible de interpretar.

En la preparación del paciente se incluye también la administración de 500 mg de perclorato potásico, treinta minutos antes de la prueba, por vía oral, según recomendaciones del grupo de trabajo de Canadá (Ballinger y cols.) en el que observaron una significativa reducción de las relaciones entre parótidas y estructuras basales, en pacientes con y sin tratamiento previo con perclorato. Se supone que el perclorato potásico debe también bloquear la captación de los plexos coroideos del pertecnectato, captación que de llegarse a producir podría afectar a la interpretación del scan cerebral.

4.2. PREPARACION DEL RADIOFARMACO

La preparación del radiofármaco se realizó con arreglo a las recomendaciones del fabricante. A partir de un kit comercial de Amershan Internacional, denominado Ceretec, ya comentado anteriormente, se añaden 15 ó 20 mCi (550 MBq) de tecnecio en forma de pertecnectato, en 5 ml de solución salina. La actividad final fué de aproximadamente 12 mCi (444 MBq) de ^{99m}Tc - HM-PAO.

La adición de pertecnectato al kit de HM-PAO produce una mezcla de especies radioquímicas que varían en su proporción con el tiempo. Además del complejo lipofílico, que es la única porción que deseamos se produzca, existen en diferentes proporciones pertecnectato libre, tecnecio reducido-hidrolizado y complejos secundarios no identificados, en los cuales la lipofilidad es menor que en los complejos primarios de ^{99m}Tc HM-PAO.

Las cantidades relativas de estos compuestos se ven influenciadas por la calidad del pertecnectato utilizado en la preparación (tiempo de elución y cantidad de ^{99m}Tc transportador) y por el tiempo transcurrido desde la reconstitución del vial.

Es recomendable que el pertechnetato a utilizar haya sido eluido en un tiempo no mayor de 4 horas y desde un generador no utilizado en un tiempo mínimo de 6 horas y máximo de 24 horas, así como que el radiofármaco se inyecte, después de la reconstitución, antes de transcurridos 30 minutos (en la práctica lo ideal es realizar la preparación del radiofármaco justo antes de su administración).

4.3. CONTROL DE CALIDAD DEL RADIOFARMACO

Ballinger y cols hacen verdadero hincapié en la importancia de la determinación de la pureza radioquímica del Tc 99m HM-PAO. Esto es muy lógico si pensamos en la cantidad de factores que influyen en la calidad mayor o menor del radiofármaco, ó lo que es lo mismo, la cantidad de factores que influyen en el hecho de que el radiofármaco presente una cantidad aceptable de complejos lipofílicos, ya que de ello dependerá el éxito o fracaso de la prueba.

Neirinckx y otros presentaron un procedimiento cromatográfico sobre papel y un sistema de tira fina con tres solventes para la determinación de las cantidades de las tres impurezas contenidas en el preparado, así como del complejo lipofílico por su diferenciación con los anteriores. Este sistema parece complejo para algunos usuarios, además de consumir más de 30 minutos útiles del radiofármaco y se obtienen resultados anómalos en el 15 % de las ocasiones.

Por todo lo anterior se trató de encontrar un método para el control de calidad rutinario del Tc 99m HM-PAO que no tuviese tantos inconvenientes como los descritos anteriormente y que fuese rápido y por lo tanto cómodo en su utilización rutinaria. El método en cuestión fué descrito también por Neirinckx en 1988 y fué el que utilizamos en nuestro estudio por las ventajas anteriormente mencionadas. Consiste en añadir algunas gotas del radiofármaco a un tubo de ensayo que contiene 3 ml de acetato de etilo y 3 ml de suero salino. El tubo es tapado y agitado para mezclar todo, durante un minuto aproximadamente. Durante otro minuto se espera a que las diferentes fases se separen. La capa más alta que contendrá el acetato de etilo será transferida mediante pipeta a otro tubo diferente y vacío. A continuación las actividades de cada capa serán medidas en un calibrador de dosis. La fracción lipofílica presente de Tc 99m HM-PAO será calculada como la actividad de la capa más alta, dividida por la actividad total, que será la suma de la calculada para las dos capas sumadas. La fracción de Tc 99m HM-PAO lipofílica permanecerá en el acetato de etilo, mientras que el pertechnetato libre, el tecnecio reducido-hidrolizado y los complejos secundarios permanecerán en la capa acuosa.

El método es muy útil en la evaluación de la pureza radioquímica del radiofármaco con la enorme ventaja de poder ser completado en un tiempo no mayor de 5 minutos.

4.4. POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE

El posicionamiento del paciente es algo verdaderamente importante ya que es causa de un sin fin de artefactos en la imagen finalmente reconstruida. Nuestro protocolo de SPECT cerebral incluye el posicionamiento del paciente en la camilla de la tomocámara, en decúbito supino y con la mínima cantidad de almohada que el paciente sea capaz de soportar. No debemos olvidar que es preferible sacrificar algunas de las condiciones que sabemos tienden a mejorar la calidad de la imagen, con tal de que el paciente esté cómodo y con su mayor colaboración se evite la movilidad y con ella la aparición de artefactos. Nosotros fijamos la cabeza a la camilla con cinta adhesiva hipoalérgica, cuando visualizamos que la línea canto-meatal se encuentra aproximadamente en situación de perpendicularidad con el suelo de la habitación. En general podemos afirmar que cualquier cosa, por ejemplo la música suave, que contribuya a relajar y hacer más agradable la prueba para el paciente redundará en nuestro beneficio por un mejor comportamiento de este durante la prueba.

En esta posición procedemos a medir los radios de giro máximo y mínimo, que posteriormente se introducirán en el ordenador para la adquisición de la órbita elíptica.

Un incorrecto posicionamiento del paciente en la camilla puede conducir a situaciones de imágenes difíciles de interpretar. En algunos ordenadores este tipo de malposicionamientos puede ser corregido mediante una corrección angular de la imagen en sección oblicua, durante el proceso de reconstrucción de las tomografías (Fig. 19).

Un problema particular en la imagen de SPECT cerebral resulta ser el excesivo tamaño corporal del paciente, que puede dificultar el posicionamiento correcto en la camilla, así como en sí mismo ser ya un problema para cumplir la máxima de todo estudio de utilizar el mínimo radio de giro posible, ya que sobre todo la gran embergadura de hombros, supone un diámetro de giro máximo muy grande, perdiendo en estadística de conteo en estas posiciones determinadas, y en consecuencia perdiendo en resolución muy posiblemente. La experiencia nos demuestra que los mejores estudios, en igualdad de condiciones, se obtienen siempre sobre pacientes generalmente altos y de hombros no demasiado

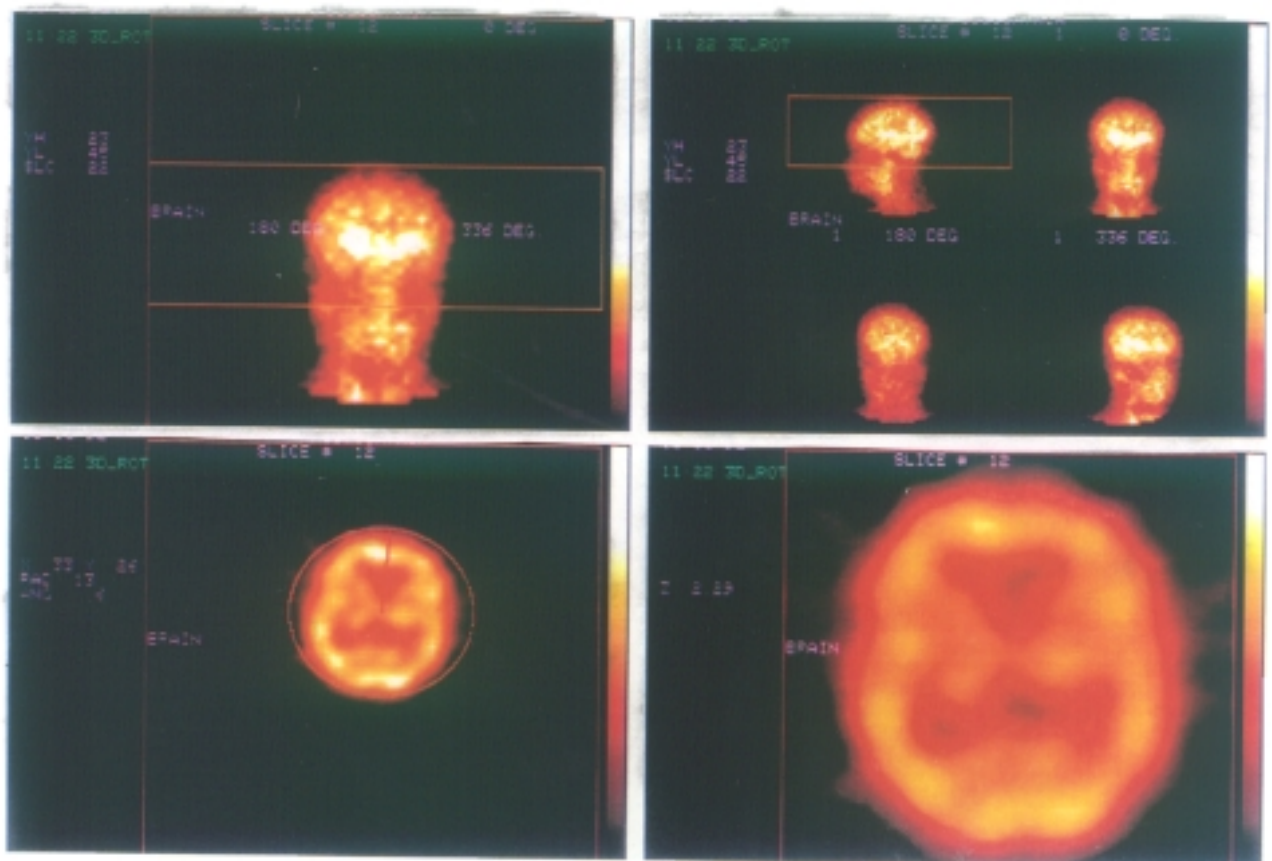


FIG.19

CORRECCION EN EL PLANO TRANSAXIAL DEL MAL POSICIONAMIENTO DE UN PACIENTE. EN LA FIGURA SE APRECIA EL CAJEADO DE CORTE LA APLICACION DEL ZOOM Y LA CORRECCION POR ROTACION.

anchos. El gran tamaño de la talla generalmete implica una mayor longitud del cuello, con lo que si desplazamos la camilla hacia fuera, conseguiremos acercarnos mas a la cabeza del paciente, en las imagenes cercanas a los angulos de 90° y 270° , con lo cual ganaremos en resolución finalmente.

Cuando utilizamos la técnica del desplazamiento de la camilla hacia fuera del gantry, con objeto de evitar unos hombros demasiado anchos, aunque se use en conjunto un determinado zoom de adquisición e incluso un mapa de normalización especial con el centro desplazado tambien hacia fuera, no se puede evitar con frecuencia la amputación de parte de los hemisferios cerebelosos, perdiendo esta información tan importante. Por ello es necesario ir muy despacio en esta parte del estudio para evitar tal circunstancia, que degradará importantemente la calidad de la imagen y hará que las imagenes de reconstrucción tridimensional no sean del todo perfectas.

4.5. PARAMETROS DE ADQUISICION

El protocolo de adquisición de imágenes fué siempre el mismo, con el fin de evitar cualquier tipo de factor que nos variase la captación del HM-PAO. Este protocolo es el que se representa a continuación.....

MATRIZ.....64 X 64
Nº PROYECCIONES.....60
TIEMPO POR PROYC.....30 seg
MODO ADQUISICION.....S & S (PARADA)
TIPO ORBITA.....ELIPTICA
ZOOM ADQUISICION.....NO
CENTRO IMAGEN.....0 , 0
COLIMADOR.....BAJA ENERGIA Y ALTA RESOLUCION
ESTADISTICA CONTAJE..... 3 MILLONES CTAS/ESTUDIO

En lo que se refiere al tamaño de matriz, elegimos la de 64 x 64 y no la de 128 x 128, debido a que ésta última incrementa en gran medida la ocupación del disco en su almacenamiento y también en la misma proporción el tiempo de procesado. Por otra parte el número de cuentas por pixel se ven reducidas a la cuarta parte con la matriz de mayor tamaño, con lo que o incrementamos bastante la dosis administrada o tendríamos que duplicar el número de proyecciones, para evitar una peor estadística y la degradación en calidad de imagen.

Respecto al número de proyecciones debería ser el mayor posible, pero como estamos poniendo al límite el comportamiento del paciente, deberemos de trabajar con el número adecuado para obtener una buena calidad de imagen sin que se prolongue demasiado el estudio. Parece que el número apropiado es un número de 60 a 90 proyecciones por estudio.

El tipo de órbita utilizada en la adquisición de las imágenes es también relativa para cada uno de los usuarios. No nos cansaremos de repetir que no existe un protocolo malo, sino que cada usuario deberá de amoldar su estudio a las características de su equipo con objeto de comprobar cuáles son los parámetros más adecuados para obtener una buena calidad de imagen. En la órbita

existen muchas formas, pero para nosotros la mejor resulta ser, en el caso del cerebro, la elíptica. La justificación parece basarse en que la mejor resolución se obtiene cuando la fuente se encuentra lo más cercana posible al detector. La órbita elíptica resulta ser una manera de aproximarnos más a la fuente y obtener así una mejor resolución planar en cada una de las proyecciones. Por otra parte se obtiene una mejora en la uniformidad al utilizar este tipo de órbita elíptica.

La elección del colimador depende en los estudios de SPECT y en todos los de medicina nuclear en general, del tipo de isótopo que se esté utilizando. La norma general exige colimar para la mayor de las energías observadas. La mayor sensibilidad derivará de que los agujeros del colimador sean más amplios, más cortos y con septos más finos y la mayor resolución por colimadores de agujeros largos más pequeños y más largos. Es norma aceptada que se utilizará el colimador más adecuado con arreglo a que necesitemos más, resolución o sensibilidad, aunque siempre conviene perder algo de sensibilidad para mantener una resolución aceptable. En nuestros estudios utilizamos un colimador de energías bajas y de resolución alta. Este tipo de colimador, combinado con la órbita elíptica, un radio de giro pequeño y una dosis adecuada de tecnecio, con nuestro

equipo, proporciona unos 3 millones de cuentas por estudio con una resolución y calidad de imagen, a nuestro juicio, bastante correctas. En ocasiones hemos probado a utilizar otro tipo de colimadores con el propósito de aumentar la estadística de conteo, intentando ganar en resolución por una mayor estadística, aunque su aumento no nos compensó lo suficiente para mejorar la imagen, por la pérdida de resolución intrínseca al tipo de colimador.

El modo de adquisición puede ser realizado en modo de parada, denominada *step & shoot* (parar y mirar) ó en forma continua, en la cual la adquisición de los datos se producirá de forma simultánea con el movimiento del cabezal de la cámara. Esta última forma puede provocar una menor nitidez en las imágenes si no incrementamos el número de proyecciones a 120 mínimo. Por otro lado habrá que decir también que en el mismo tiempo invertido por un estudio en forma de parar y mirar el modo continuo obtiene un número superior de cuentas. Sin embargo nuestra experiencia, para nuestro equipo, nos indica la conveniencia del modo de adquisición en parada como el más correcto, aunque suponga aproximadamente 5 minutos más en la adquisición del estudio completo.

Por último comentar sobre los parámetros de adquisición, que no utilizamos zoom de adquisición con el

propósito de modificar lo minimamente posible las imágenes planares, ya de por sí muy sujetas a una gran cantidad de procesos matemáticos en su proceso de obtención y evitar así un adicional tratamiento de las mismas.

Las 60 proyecciones obtenidas durante el proceso de adquisición son grabadas en el disco duro del ordenador, quedando dispuestas para iniciar el procedimiento de procesado y cuantificación final del estudio.

4.6. PROCESADO DE LAS IMAGENES

Los estudios de SPECT cerebral vienen realizandose en nuestro centro hospitalario desde hace algo mas de dos años. La gran puerta que se nos abrio entonces, se fué reduciendo parcialmente a medida que nos fuimos dando cuenta de que, salvo en los casos mas claros, la imagen era con frecuencia capaz de darnos una información que muchas veces se nos escapaba de las manos, bien porque dudásemos de la veracidad de lo que estabamos viendo, como en el caso de pequeñas diferencias de captacion interhemisfericas, que nuestra prudencia nos impedia informar como patológicas. En este tipo de situaciones limite es cuando se ponía a prueba la verdadera utilidad del SPECT y es entonces cuando debíamos de adoptar una postura, que bien podia ser amplia y meter en el mismo saco los defectos claros de captación y tambien los pequeños artefactos que suponiamos se debian a los muchos factores que pueden alterar la calidad de la imagen, o bien adoptar una postura más estricta y dejar de informar de defectos de captación que bien podrian explicar ciertas alteraciones clinicas. De cualquier forma siempre quedaba la misma duda, ¿será significativamente patológico esos pequeños defectos que todos vemos, pero que no nos atrevemos a informar como tales al clinico?.

La experiencia enseña que la técnica de SPECT tiene tal cantidad de parametros que pueden influir en la imagen finalmente reconstruida (Tabla V) que para una buena calidad de la misma y una correcta interpretación es necesaria la protocolización de la prueba. Una vez que se establecen los protocolos de adquisicion mas idoneos para el sistema de que se dispone, es necesario protocolizar los informes o lo que es lo mismo que vamos a considerar normal en la imagen, y que no.

Lo primero que nos planteamos fue el problema de la perfecta localización de las diferentes estructuras cerebrales, que como sabemos dependen del ángulo de corte o de reconstrucción, del grosor de las imágenes y de las variaciones anatómicas individuales.

Nos decidimos finalmente por aplicar al SPECT cerebral las plantillas de un atlas ya publicado de HANNA DAMASIO. Es un atlas que en principio estaba destinado a orientar en la localizacion anatomica de estructuras cerebrales mediante la Tomografia Axial.

Se describen como podemos ver en la Figura 20 la distribución de los territorios vasculares de suplencia y las marcas citoarquitectónicas corticales, proyectados en colores sobre doce cortes standar. Las doce plantillas

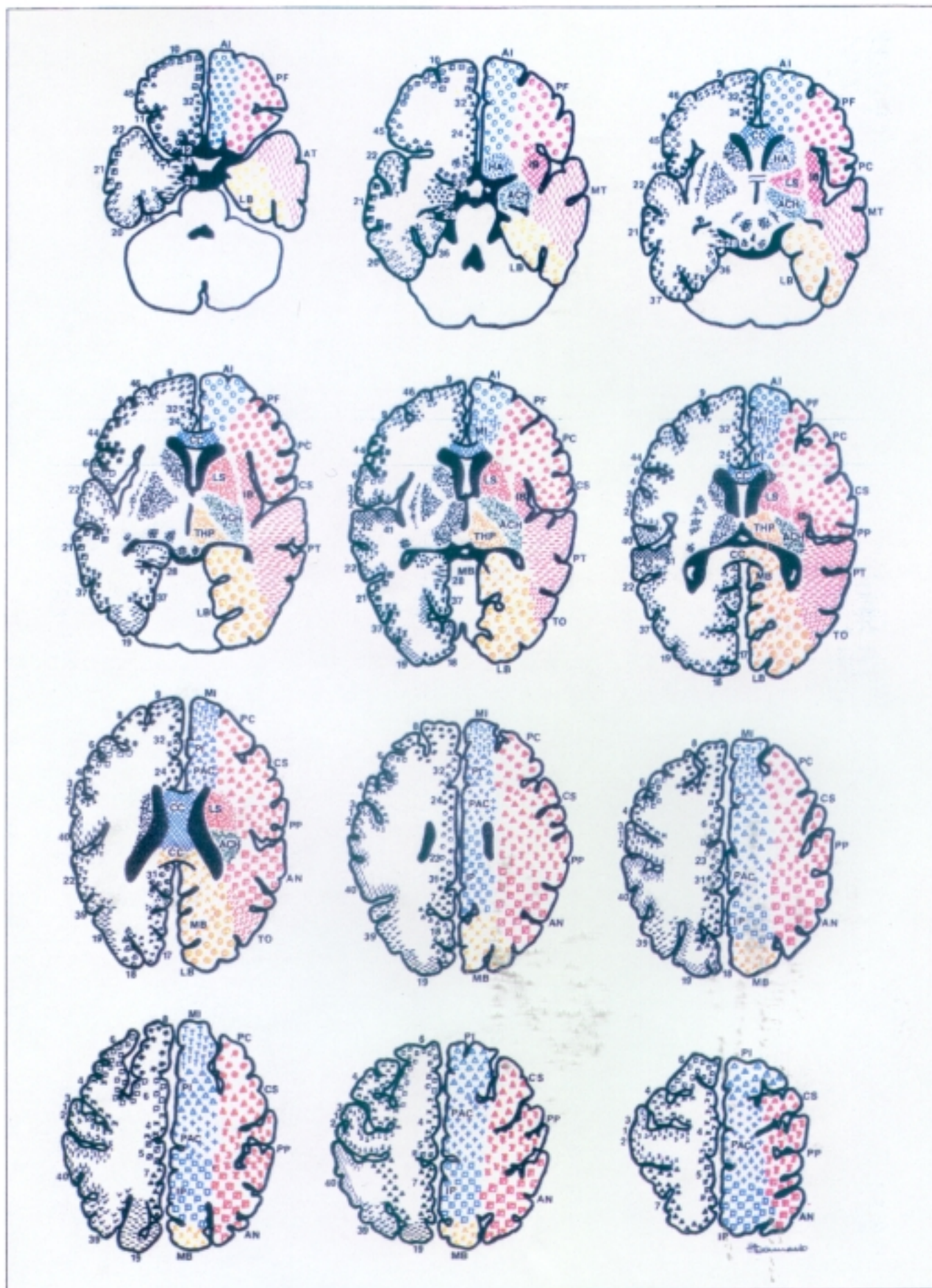


FIG. 20

son diagramas de diferentes secciones cerebrales consecutivas, de unos 8 mm de grosor, donde las principales marcas anatómicas fueron identificadas teniendo muy en cuenta los atlas de Matsui e Hirano y Palacios. Las posiciones de la citoarquitectura cortical y de los territorios vasculares cerebrales fueron proyectadas sobre cada una de las plantillas. En la cara izquierda de la plantilla aparecen las áreas de Brodmanns. En el lado derecho aparecen marcados los territorios vasculares que suplen el cortex cerebral, la sustancia blanca y los núcleos grises profundos. Como es lógico los territorios vasculares pintados se corresponden con los patrones vasculares dominantes y pueden producirse variaciones individuales. En azul se representa las ramas de la arteria cerebral anterior, en rojo aparece la Arteria Cerebral Media, en amarillo la Arteria Cerebral Posterior y en verde la Arteria Carótida interna.

Como los cortes del atlas de Damasio fueron realizados usando un ángulo de 25° desde la línea orbito-meatal inferior, el ángulo usado para la reconstrucción de Spect fue su correspondiente y que tras numerosas pruebas resultó ser aquel que se obtiene

mediante la determinación de la línea frontocerebelar y su angulación en 15° en el sentido craneo-caudal.

La correspondencia con las imágenes de Damassio las podemos comprobar en la que presenta los doce cortes de un estudio de SPECT (Figura 21) .

Con este protocolo de presentación de imágenes la localización de estructuras y de territorios vasculares afectados fue relativamente más fácil, aunque lo que nos resultó verdaderamente útil fue el programa de reconstrucción tridimensional de las imágenes que nos permitió, como más adelante comentaremos descubrir pequeños defectos que nos pasaron desapercibidos con las imágenes seccionales.

Pasando ya a realizar la reconstrucción de imágenes transversas, coronales y sagitales. Las imágenes transversas u oblicuas serán las más importantes a la hora de realizar el diagnóstico final, así como para la cuantificación de las áreas que se citarán más adelante.

El ángulo de reconstrucción es especialmente importante, ya que según utilizemos uno u otro las imágenes y lo que es más importante las áreas determinadas aparecerán en un corte más o menos alto y en



FIG. 21

EN LA FIGURA SE APRECIAN LOS DOCE CORTES ESTANDARIZADOS QUE SE CORRESPONDEN CON LOS CORTES DE LA PLANTILLA PUBLICADA POR DAMASSIO PARA LA LOCALIZACION DE ESTRUCTURAS.

una zona del corte mas o menos anterior. Por otra parte de la utilizacion seriada del mismo dependera el que el grupo de controles nos sirva para validar una serie de areas de interes.

Por lo anteriormente mencionado y tras muchas pruebas nos decidimos por la reconstrucción a 15° (en direccion craneo-caudal) de la linea fronto-cerebelar, ya que las imágenes así obtenidas tienen una correlación casi perfecta con las del Atlas de Hanna Damasio, que correlaciona areas anatómicamente localizadas por anatomia necrópsica e imágenes de TAC, con areas de Brodman, lo que nos interesaba intensamente al tener intención de establecer una correlación de los defectos de captación de HMPAO que se pudiesen visualizar con el SPECT y la situación clínica del paciente, asi como la correlacion entre ambas técnicas diagnósticas, TAC y SPECT.

El procesado completo de las imágenes pasa por una serie de transformaciones en las que se aplican sucesivamente una serie de algoritmos cuya finalidad última es la de corregir la imagen en ruido y transformar la señal lo justo para que la relación señal / ruido sea óptima y para que las alteraciones provocadas por la

infinidad de parámetros que alteran la misma afecten de forma mínima a su calidad final.

Estos parámetros anteriormente citados se encuentran recogidos en la Tabla 5. Se resumen en la misma el conjunto de factores condicionantes que pueden influir en todos y cada uno de los momentos del estudio de SPECT cerebral.

Existen una serie de algoritmos que son aplicados a las imágenes brutas de adquisición, para corregir los defectos de sensibilidad y uniformidad. Las imágenes de reconstrucción del SPECT son extremadamente sensibles a pequeños defectos de uniformidad, los cuales son causa de múltiples defectos en la imagen reconstruida. Por esta razón es esencial realizar una corrección de uniformidad sobre los datos adquiridos con objeto de eliminar las no uniformidades intrínsecas del colimador y de la propia cámara. Por ello después de la adquisición de los datos se procede a lo que se denomina **Normalización**. Esta función trata de aplicar un mapa de sensibilidad apropiado en función del isótopo y del colimador utilizado durante la adquisición. Dicho mapa es adquirido previamente para cada isótopo en cuestión obteniendo un factor para cada pixel que aplicado sobre las imágenes de adquisición nos corregirá los defectos de uniformidad mediante la

aplicación de un factor de corrección que se obtiene con dicho mapa. En las Figuras 22 y 23 se muestra una foto de los dos tipos de imágenes, antes y después de la normalización (a simple vista pueden parecer iguales).

A continuación se aplicará un determinado filtro que mejorará la calidad de la imagen mejorando la señal, mientras se reduce la cantidad de ruido. El filtro utilizado por nuestro protocolo de procesamiento de imágenes es uno del tipo **Hanning**, que viene definido por tres parámetros, uno de ellos es la frecuencia de corte, otro el de recuperación de resolución y un tercero que controla el "smooth" o suavizamiento del filtro.

A la vez que se realiza la aplicación del filtro se aplica un determinado zoom para la reconstrucción de la imagen, que en nuestro protocolo es de 2.0. El conjunto de filtro y zoom se ve complementado además con la posibilidad de corregir la imagen en el plano transaxial como muestra la Figura 24 .

A continuación se procede a la reestructuración de los cortes transaxiales, la corrección de la atenuación y la generación final de los cortes tomográficos ortogonales, es decir, coronales, sagitales y oblicuos.

FIG.22

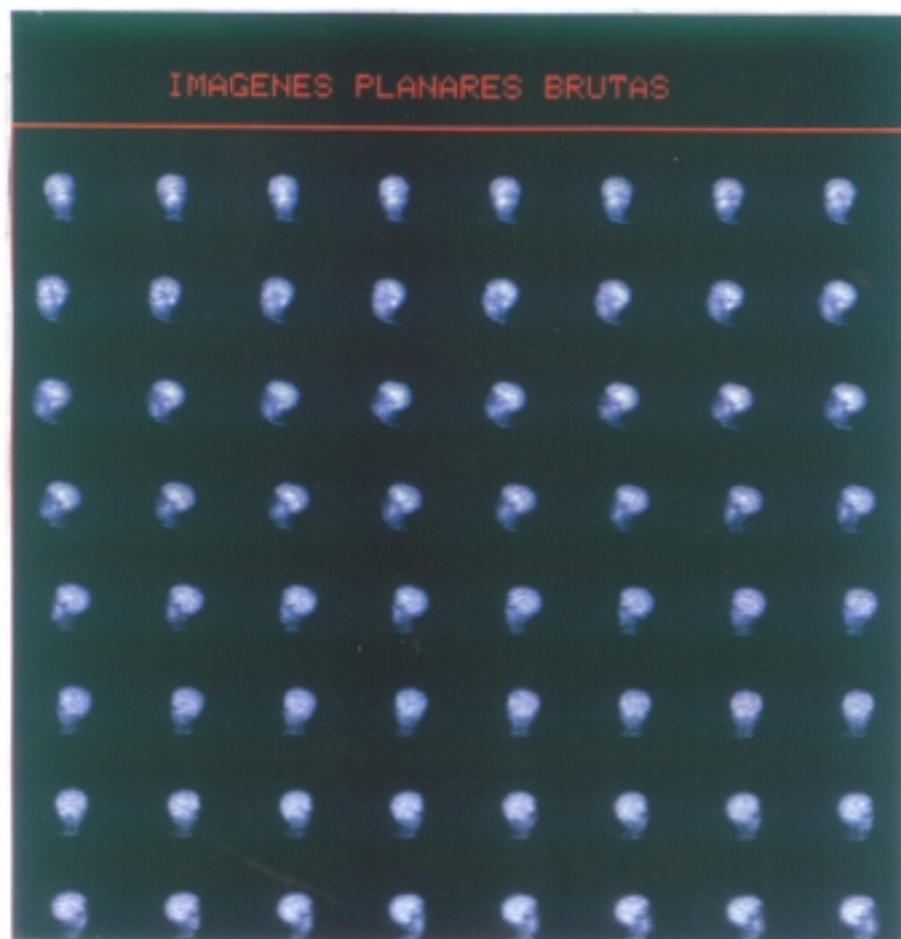
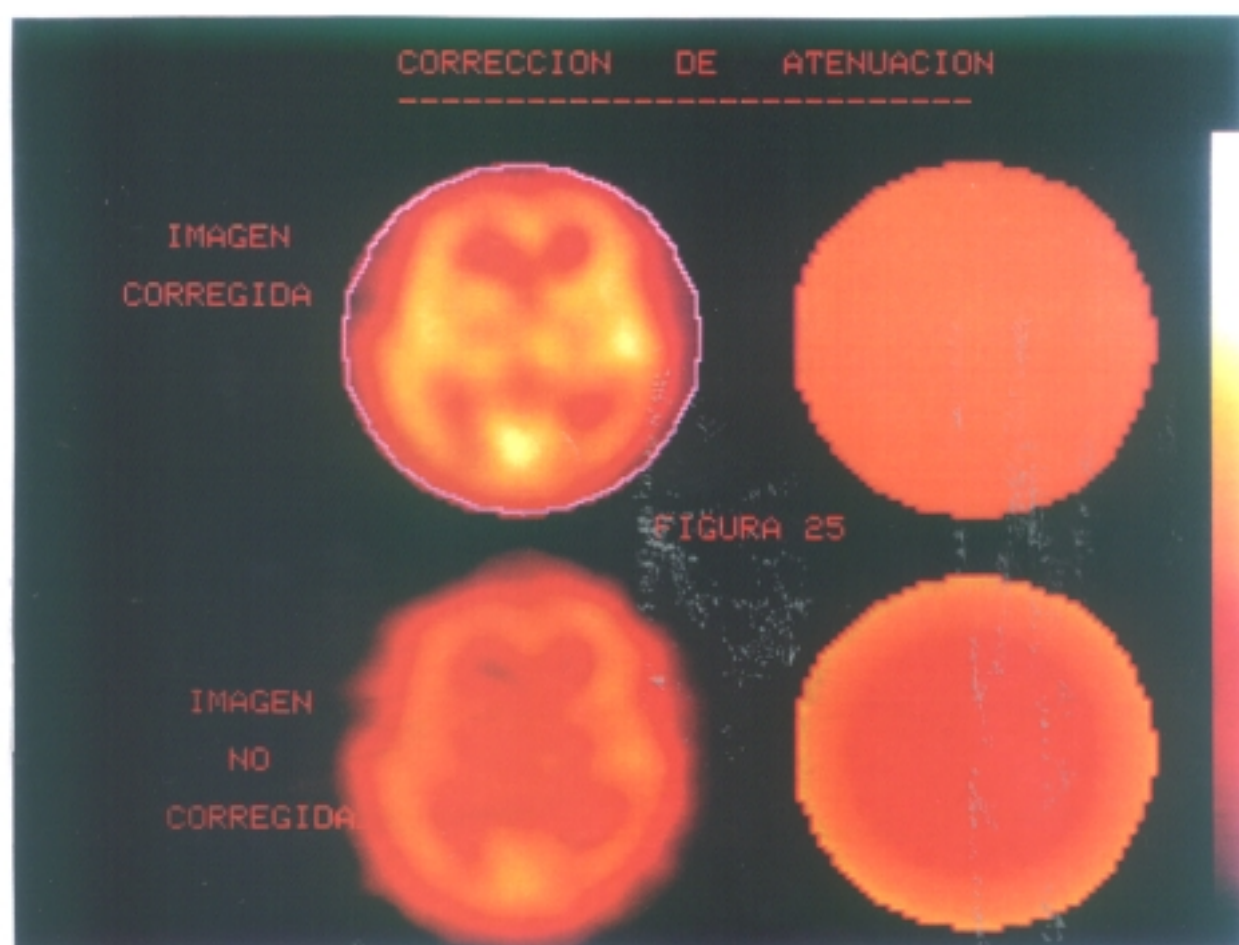


FIG.23



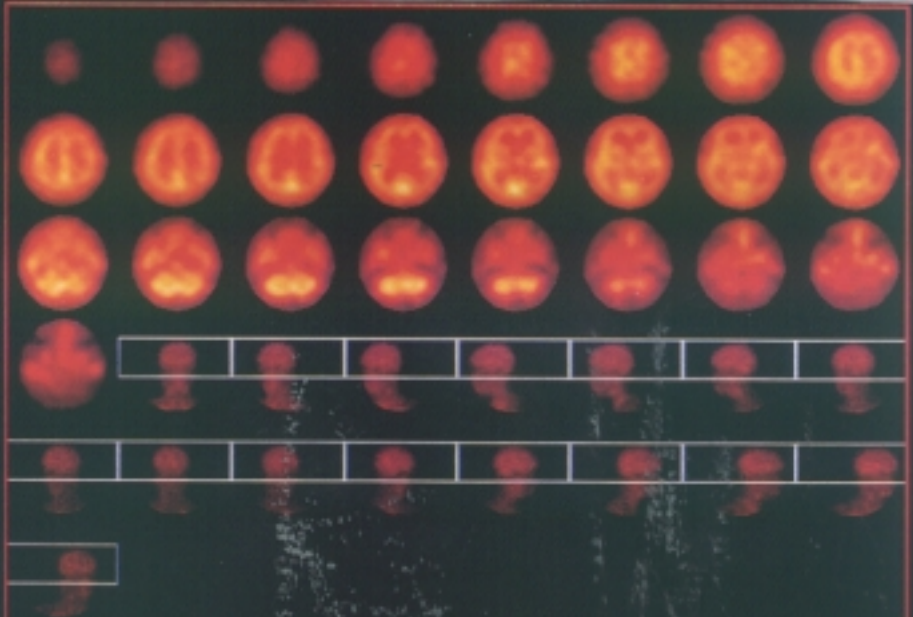
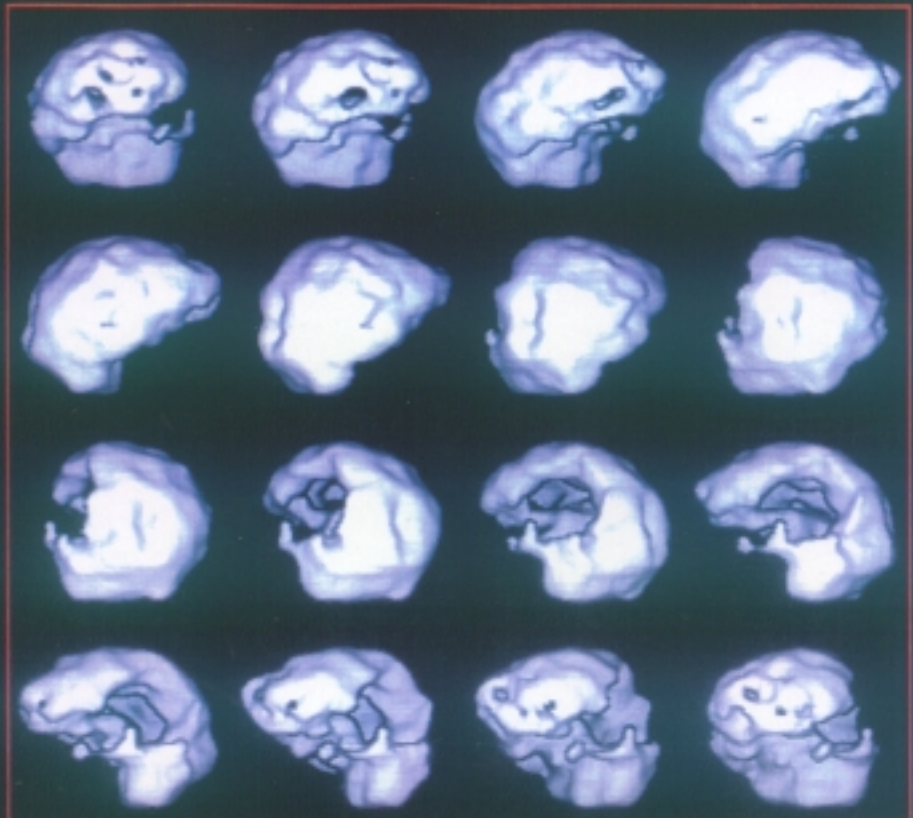


La Corrección de Atenuación intentará corregir la atenuación de los fotones gamma en el interior del organismo. La atenuación sobre el interior de los tejidos produce un efecto conocido como " hot rim " o línea caliente, que es un artefacto de representación inexacta de la distribución de la actividad en el cuerpo. Los efectos de la atenuación son difíciles de distinguir si se corresponden con variaciones anatómicas o con verdaderas lesiones. El método que se aplica es el desarrollado por Chang y que es invocado en nuestro ordenador mediante el comando ATTEN. Mediante dicho comando las imágenes transaxiales son reconstruidas primero, luego los contornos del paciente son usados para realizar la corrección de la atenuación en una matriz que se aplica a las imágenes transaxiales (Figura 25).

Trás este proceso de corrección de la atenuación obtendremos la serie de imágenes atenuadas transaxiales, que muestra la Figura 26 y sobre las que finalmente se procederá a realizar la manipulación para generar los cortes.

La perfecta localización de las estructuras cerebrales, de forma repetida, en múltiples estudios, dependerá , como en el cualquier tipo de estudio tomográfico, del ángulo del corte ó de reconstrucción

RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL



ATENUADAS TRANSAXIALES

FIGURA 26

tomográfica, del grosor que demos a cada uno de los cortes y de las variaciones anatómicas individuales, que en el caso del cerebro son muchas e incluso podría considerarse como la norma.

Tras fijar el límite inferior de corte sobre el polo caudal del cerebelo, procedemos a realizar cortes oblicuos seriados de 1 pixel de grosor (aprox. 4mm), y el límite superior sobre el polo craneal de la corteza cerebral, con lo que se obtienen alrededor de 32 cortes, variando como es lógico según el paciente.

La representación final de imágenes se realizó mediante fotografía en papel de cada una de las tres series de imágenes correspondientes a los tres planos ortogonales (Figuras 12,13 y 14). Se incluyó además las imágenes de reconstrucción tridimensional, realizada habitualmente a partir de las transaxiales, aunque a veces es necesario realizarla a partir de las coronales o sagitales, con objeto de visualizar la cara basal del cerebro (Figuras 26,27 y 28).

Con objeto de identificar los defectos de fijación con arreglo a las áreas definidas según las plantillas de Hanna Damasio se realizó un clip de comandos concatenados que mostraba los cortes con su

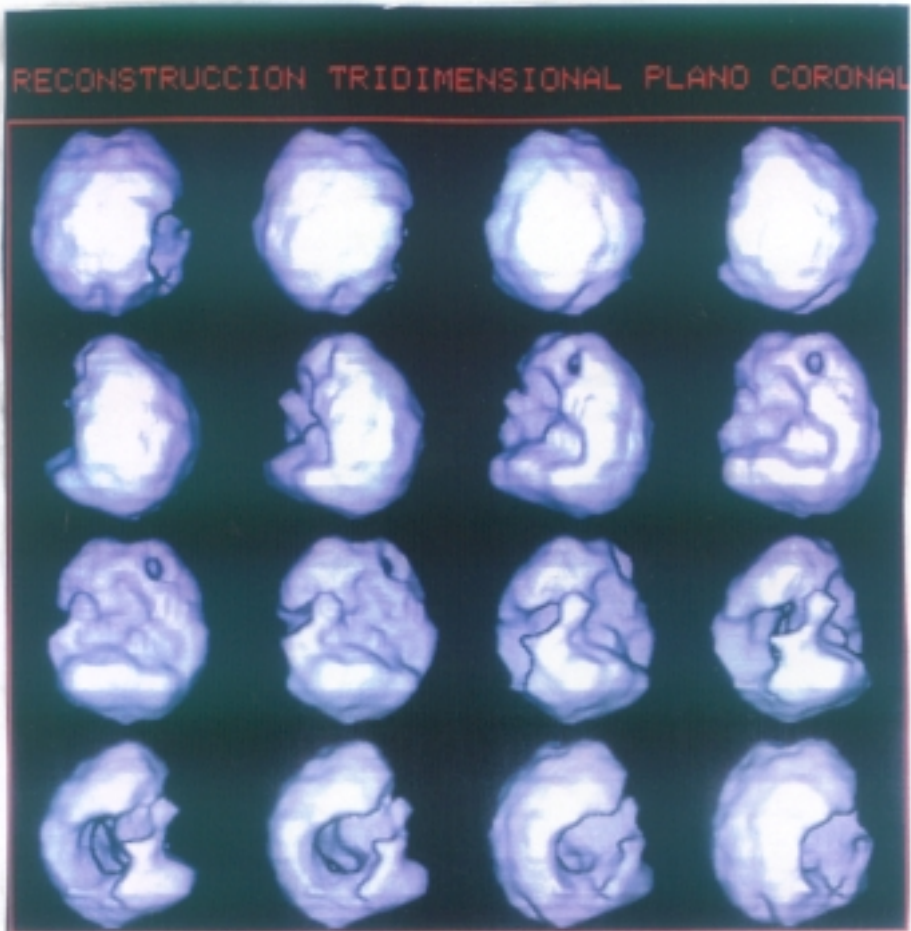


FIG.27

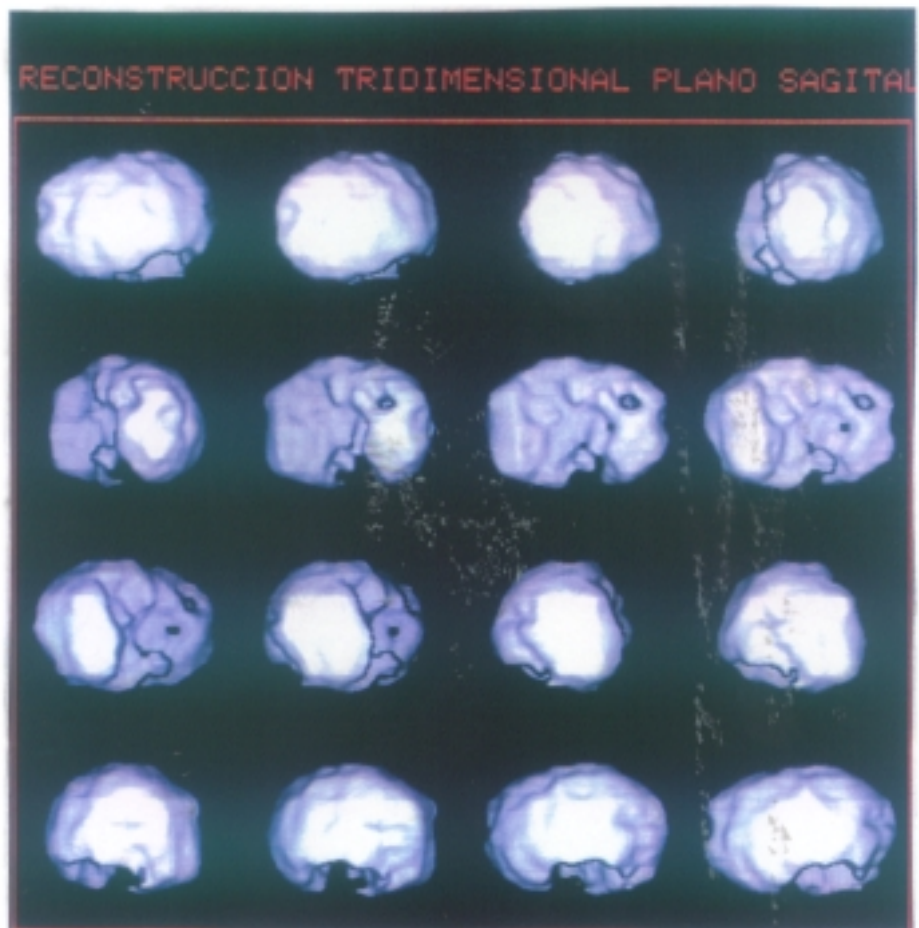


FIG.28

correspondencia correcta en un número de 12 (Fig 21).

La siguiente tabla muestra la correlacion de areas estudiadas con sus correspondientes gyrus, areas de Brodmann y territorios vasculares (Tabla VI).

CORRESPONDENCIAS ANATOMICAS DE LAS ZONAS EVALUADAS

ZONA ESTUDIADA	GYRUS	BRODMANN	TERRITORIO VASCULAR
Frontal anteroinfer.	Front. superior y medio	9	Frontal anterointerna (ACA)
Frontal posteroinf.	Frontal inferior	9,6,44	Prefrontal-Precentral (ACM)
Area insular	Frontal inferior Precentral y postcentral	6,4,3,1,2	Parietal ant. y post. (ACM)
Temporal anterolat.	Temporal superior	40-42,22	Pariet. y Tempor. post (ACM)
Temporal posterolat.	Temporal medio	37,19	Temporal posterior (ACM)
Occipital inferior	Temporal inferior Area calcarina, occip. lat.	17,18,19	Temporo-occipital (ACM) + Ramas lateral y medial (ACP)
Frontal anterosuper.	Frontal superior	8	Frontal interna media (ACA)
Frontal mediosuper.	Frontal medio	6	Precentral (ACM)
Frontoparietal	Precentral y postcentral	4,3,1,2	Parietal ant. y post. (ACM)
Parietal anterior	Supramarginal	40	Angular (ACM)
Parietal posterior	Angular	39	Angular (ACM)
Occipital superior	Cuneus, occip. laterales	18,19	Parietales internas (ACA) + Rama medial (ACP)
Temporal medial	Uncus de hipocampo	25	Cordicea anterior (ACorA)

TABLA VI

4.7. LA CUANTIFICACION

El estudio de cuantificación se realizó siempre mediante el mismo protocolo, utilizando cuatro secuencias de ordenes en programa del ordenador de la gammacámara y que denominamos consecutivamente como "ROI 1", "ROI 2", "ROI 3" y "ROI 4".

El primer clip denominado por nosotros como "ROI 1" nos permitia en primer lugar seleccionar una imagen de entre las 32 que conformaban la serie de transversas; habitualmente la numero 15, comenzando desde el corte mas bajo que se corresponde con la linea inferior del cerebelo y que se presenta como un corte medio-ventricular. En este corte se visulizan los ganglios de la base y los ventriculos (Figura 29). Sobre dicho corte medio-ventricular se superpone una area irregular que se ajusta sobre el borde interno de la corteza cerebral, realizandose una sustraccion hasta cero de todo lo que queda en su interior. A continuación se aplica un area de isocontorno por el limite exterior de la corteza, el cual se delimita por

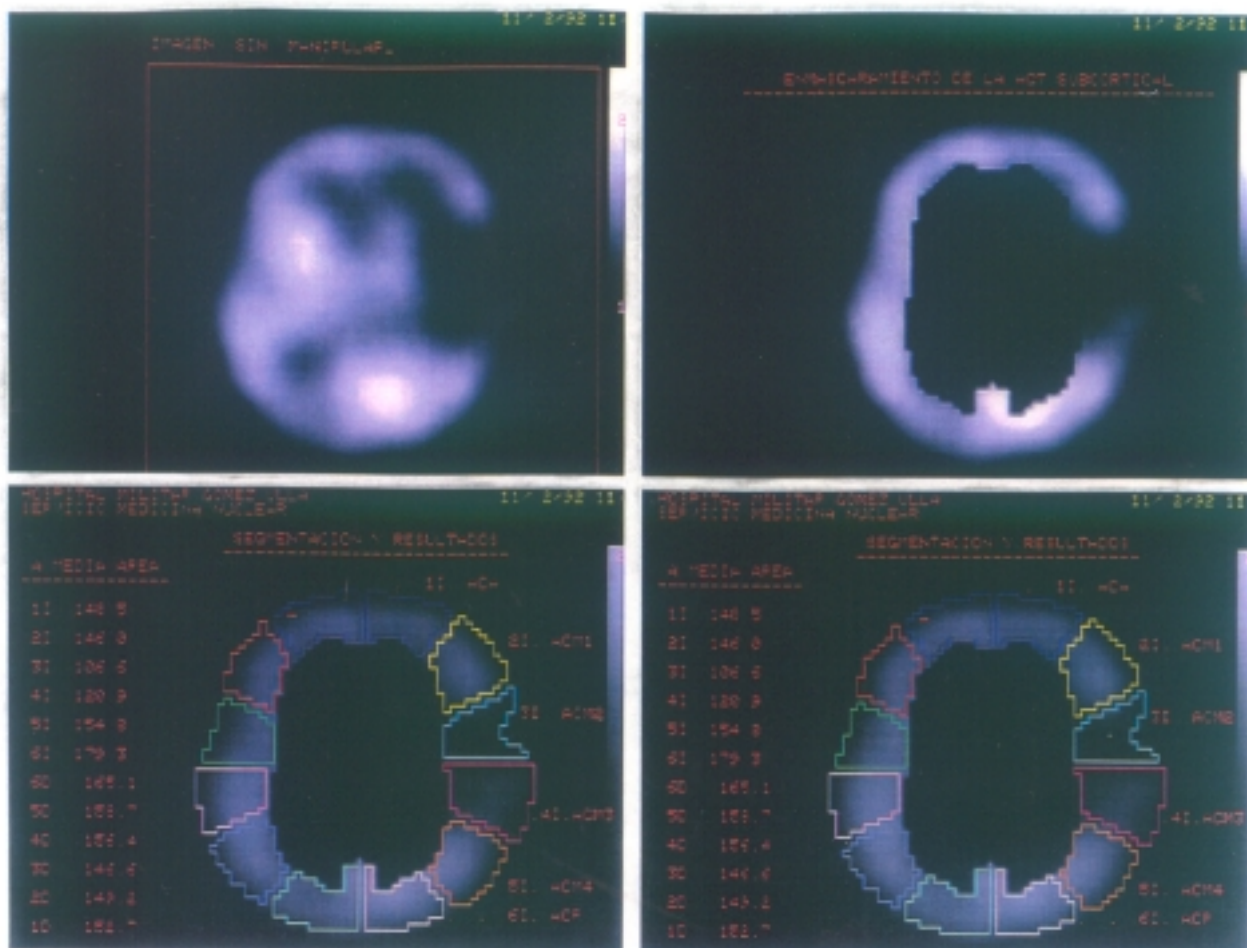


FIG. 29 : FASES DE LA CUANTIFICACION

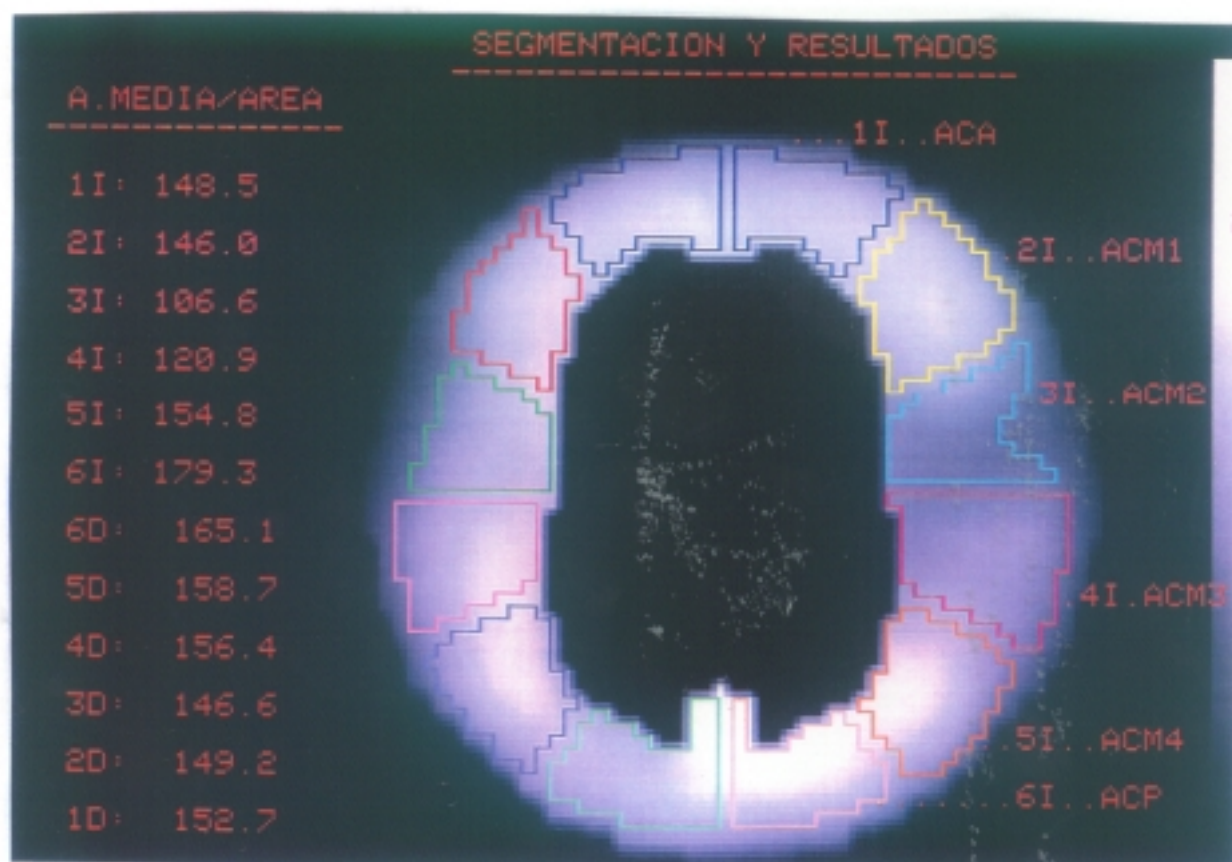


FIG.30 FASE FINAL. RESULTADOS CUANTIFICACION MEDIO-VENTRICULAR

medio de la movilización de la ventana de sustracción. Esta segunda delimitación nos elimina toda la actividad que se encuentra en el exterior de la corteza. Con las dos funciones ya realizadas, "Mask In ROI" y la de "Isocontour ROI", hemos conseguido delimitar perfectamente la banda de actividad cortical del corte medio ventricular, sin que la mayor actividad de ganglios de la base o estructuras talámicas nos interfieran la medición de toda la banda cortical.

Sobre la banda cortical así obtenida se procede a emplazar un ROI maestro, que centrado sobre la imagen tratada anteriormente, girándolo 15° desde la posición cero grados, que coincide con las 12.00 del reloj. El motivo de rotar los 15 ° es como consecuencia de que la segmentación la vamos a realizar desde los 0 ° a los 360 °, mediante ROIs sementados de 30 °, obteniendo un total de doce segmentos, representativos de los territorios de distribución de las tres grandes arterias cerebrales (Cerebral Anterior, Media y Posterior).Figura 30 .

Los segmentos se numeraban del 1 al 12,comenzando desde las 0 hasta las 12 horas en el sentido de las agujas del reloj, cada 30 °. Se obienen así doce

segmentos, seis izquierdos y seis derechos. El primero se corresponde con territorio de distribución de la arteria Cerebral Anterior Izquierda, luego se continúan de delante a atrás cuatro segmentos consecutivos que expresan la actividad de los territorios de distribución de la Cerebral Media Izquierda y por último, el sexto del hemisferio izquierdo se corresponde con la distribución vascular de la Arteria cerebral posterior izquierda. Los segmentos del hemisferio derecho, de este corte, se numeran y correlacionan exactamente igual que los del hemisferio izquierdo.

Cada uno de los doce segmentos es analizado en actividad por el ordenador de la tomocámara, presentando los resultados sobre el margen derecho de la imagen. La información que le pedimos es la de la actividad media de cada área. También podíamos haber realizado la programación con objeto de averiguar la actividad máxima o cualquiera otro parámetro, pero dado que la segmentación se realizará en forma de ROIs de diferentes tamaños, debido a que las actividades variaran en función de la importancia funcional de cada región, lo cual lleva aparejado una determinada cantidad de flujo vascular regional diferente, nos inclinamos por medir la actividad regional media, con objeto de disminuir la influencia de los diferentes tamaños de la segmentación.

La nomenclatura aplicada a cada una de las regiones segmentadas se corresponde con la aplicada por Hanna Damassio en el atlas citado anteriormente y se refleja en la siguiente Tabla.....

SEGMENTO	VASO	NOMENCLATURA
ROI 1	A.C.A.	FRONTAL ANTERO-INFERIOR
ROI 2	A.C.M.	FRONTAL POSTERO-INFERIOR
ROI 3	A.C.M.	REGION DE LA INSULA
ROI 4	A.C.M.	TEMPORAL ANTERO-LATERAL
ROI 5	A.C.M.	TEMPORAL POSTERO-LATERAL
ROI 6	A.C.M./A.C.P.	OCCIPITAL INFERIOR

Trás la finalización del primer programa con la obtención de la actividad media de las regiones cerebrales corticales del corte medio - ventricular, se comienza con el segundo, "ROI 2". Su comportamiento es exactamente igual que el "ROI 1", con la única diferencia de escoger un corte supraventricular y que el tamaño del ROI de sustracción subcortical es, cómo es lógico, de menor tamaño.

En la **Tabla** representamos, igual que se hizo con el corte medio - ventricular, la correlación establecida de cada región de interés , su vascularización correspondiente y la nomenclatura establecida.

SEGMENTO	VASO	NOMENCLATURA
ROI 1	A.C.A.	FRONTAL ANTERO - SUPERIOR
ROI 2	A.C.M.	FRONTAL MEDIO - SUPERIOR
ROI 3	A.C.M.	FRONTO - PARIETAL
ROI 4	A.C.M.	PARIETAL ANTERIOR
ROI 5	A.C.M.	PARIETAL POSTERIOR
ROI 6	A.C.M./A.C.P.	OCCIPITAL SUPERIOR

La tercera parte del programa de procesado consiste en la cuantificación de la actividad media de los hemisferios cerebelosos, medida mediante la superposición de doce áreas cuadrangulares de 64 píxels (8 x 8), permitiéndonos cuantificar desde la actividad media máxima cerebelosa, hasta la actividad media de cada cerebelo, el izquierdo y el derecho y el diagnóstico cuantificado de la presencia o no de Diasquisis cerebelosa cruzada (DCC) o de hipocaptación cerebelar bilateral o unilateral. (Figura 31).

La cuarta y última secuencia de comandos es invocada finalmente para la representación gráfica de los doce cortes standarizados y correlacionados con las doce plantillas del atlas de Damassio y para la cuantificación mediante dos pares de rois superpuestos sobre los ganglios de la base y la región talámica.

Con ella se termina el proceso de adquisición procesado y obtención de datos del estudio de SPECT. El procesado y cuantificación consumen un tiempo aproximado, en un operario medianamente adiestrado, que ronda los 15 minutos por estudio. No parece excesivo, si efectivamente, resulta útil.

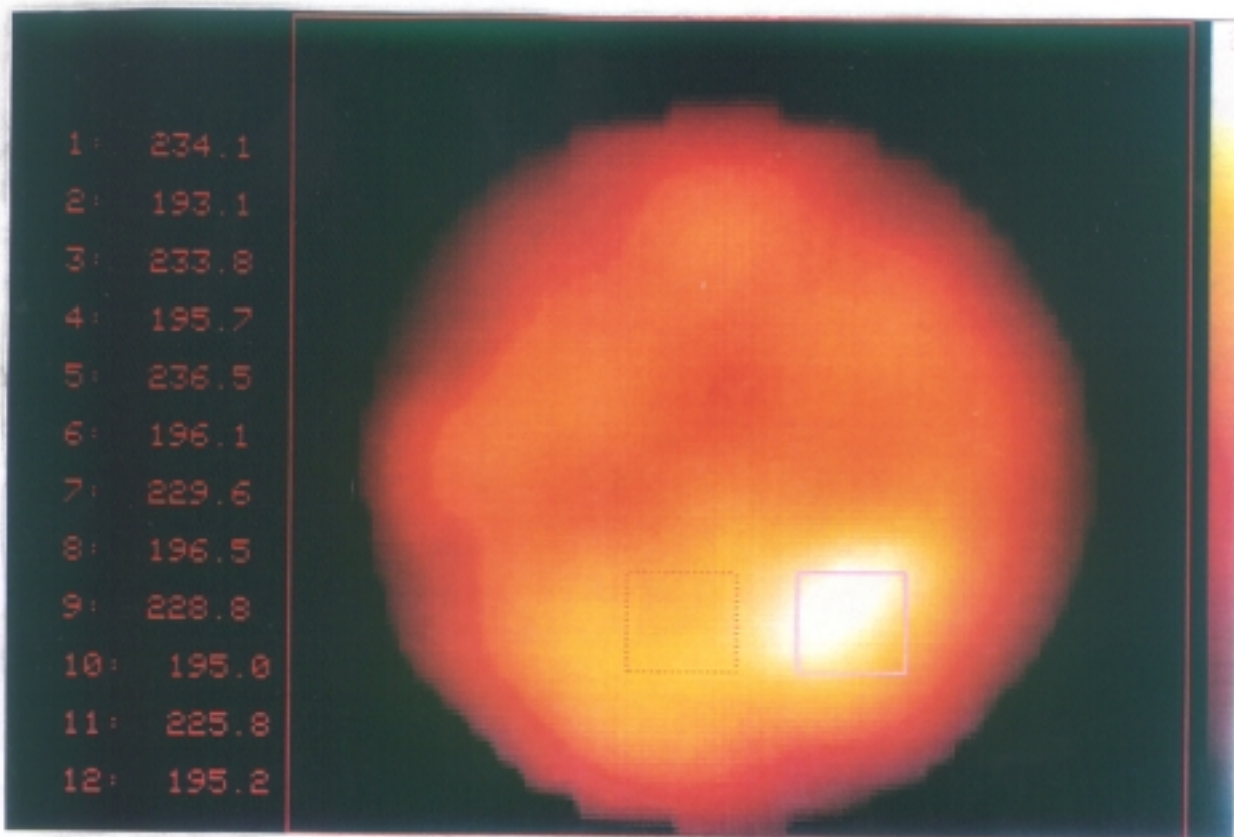
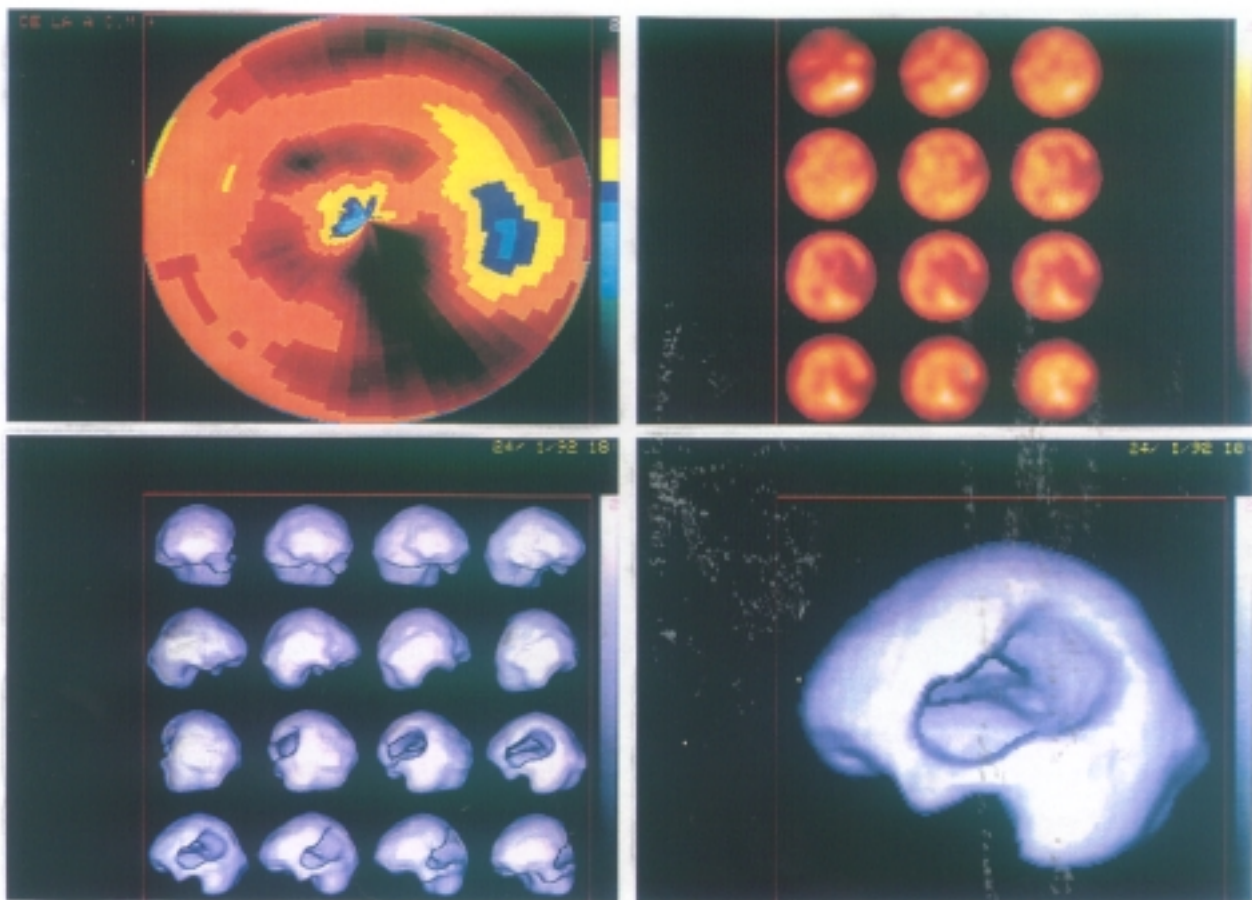


FIG. 31 : RESULTADO CUANTIFICACION CEREBELO



FORMAS MULTIPLES DE PRESENTACION FINAL DE RESULTADOS

4.8. LA CREACION DE LA BASE DE DATOS REFERENCIAL

Para la creación de la base de datos referencial se utilizó el paquete estadístico informático para ordenador de la casa comercial IBM "SPSS/PC +".

El citado programa estadístico es muy útil en la creación, almacenamiento y estudio estadístico completo de los datos de un determinado estudio .

El listado de la base de datos creada al objeto de recoger los datos obtenidos previamente con la cuantificación, se muestra a continuación.....

**LISTADO DE LA BASE DE DATOS DE LOS CONTROLES Y
OTROS**

DEFINICION DE LAS VARIABLES INICIALES

ID 1-3 NOMBRE 5-7(A) EDAD 9-10 SEXO 12 PATOLO 14-15
FECHA 17-22 DIAS 24-27 FAIizda 29-32(1) FAIdcha 34-37(1)
FPIizda 39-42(1)
FPIdcha 44-47(1) INSizda 49-52(1) INSDcha 54-57(1)
TALizda 59-62(1)
TALdcha 64-67(1) TPLizda 69-72(1) TPLdcha 74-77(1)/
TMizda 5-8(1)
TMDcha 10-13(1) OIizda 15-18(1) OIdcha 20-23(1) FASizda
25-28(1)
FASdcha 30-33(1) FMSizda 35-38(1) FMSdcha 40-43(1)
F_Pizda 45-48(1)
F_Pdcha 50-53(1) PAizda 55-58(1) PADcha 60-63(1) PPizda
65-68(1)
PPdcha 70-73(1)/ OSizda 5-8(1) OSdcha 10-13(1) CAUDizda
15-18(1)
CAUDdcha 20-23(1) BASEizdo 25-28(1) BASEdcho 30-33(1)
CERlizdo 35-38(1)
CERldcho 40-43(1) CER2izdo 45-48(1) CER2dcho 50-53(1)
CER3izdo 55-58(1)
CER3dcho 60-63(1) CER4izdo 65-68(1) CER4dcho 70-73(1)/
CER5izdo 5-8(1)

CER5dcho 10-13(1) CER6izdo 15-18(1) CER6dcho 20-23(1)

VARIABLES DERIVADAS DE LOS PRIMEROS DATOS

FAI_ID 25-28(3) FPI_ID 30-33(3) INS_ID 35-38(3) TAL_ID
40-43(3) TPL_ID 45-48(3)

TM_ID 50-53(3) OI_ID 55-58(3) FAS_ID 60-63(3) FMS_ID
65-68(3)

F_P_ID 70-73(3)/ PA_ID 5-8(3) PP_ID 10-13(3) OS_ID
15-18(3)

CAUD_ID 20-23(3) BASE_ID 25-28(3) CER1_ID 30-33(3)
CER2_ID 35-38(3)

CER3_ID 40-43(3) CER4_ID 45-48(3) CER5_ID 50-53(3)
CER6_ID 55-58(3)

MEDIAIZ 60-63(1) MEDIADER 65-68(1) MEDIACOR 70-73(1)/
MEDIACER 5-8(1)

CER_ID 10-13(3) CE_CER 15-18(3) COCIE_ID 20-23(3)/.

ASIGNACION DE NOMBRES A LAS VARIABLES

VARIABLE LABELS PATOLO "PATOLOGIA"/ FAIizda "FRONTAL

ANTERO-INFERIOR IZDA"/
FAIdcha "FRONTAL ANTERO-INFERIOR DCHA"/ FPIizda "FRONTAL
POSTERO-INFERIOR IZDA"
/ FPIIdcha "FRONTAL POSTERO-INFERIOR DCHA"/ INSizda
"INSULA IZDA"/
INSdcha "INSULA DCHA"/ TALizda "TEMPORAL ANTEROLATERAL
IZDA"/
TALdcha "TEMPORAL ANTEROLATERAL DCHA"/ TPLizda "TEMPORAL
POSTEROLATERAL IZDA"/
TPLdcha "TEMPORAL POSTEROLATERAL DCHA"/ TMizda "TEMPORAL
MEDIAL IZDA"/
TMDcha "TEMPORAL MEDIAL DCHA"/ OIizda "OCCIPITAL INFERIOR
IZDA"/
OIIdcha "OCCIPITAL INFERIOR DCHA"/ FASizda "FRONTAL
ANTERO-SUPERIOR IZDA"/
FASdcha "FRONTAL ANTERO-SUPERIOR DCHA"/ FMSizda "FRONTAL
MEDIO-SUPERIO IZDA"/
FMSdcha "FRONTAL MEDIO-SUPERIOR DCHA"/ F_Pizda
"FRONTOPARIETAL IZDA"/
F_Pdcha "FRONTOPARIETAL DCHA"/ PAizda "PARIETAL ANTERIOR
IZDA"/
PADcha "PARIETAL ANTERIOR DCHA"/ PPizda "PARIETAL
POSTERIOR IZDA"/
PPdcha "PARIETAL POSTERIOR DCHA"/ OSizda "OCCIPITAL
SUPERIOR IZDA"/
OSdcha "OCCIPITAL SUPERIOR DCHA"/ CAUDizda "CAUDADO

IZDO"/

CAUDDcha "CAUDADO DCHO"/ BASEIZdo "TALAMO IZDO"/BASEdcho
"TALAMO DCHO".

ESTABLECIENDO GRUPOS SEGUN VARIABLES

VALUE LABELS SEXO 1 "VARONES" 2 "MUJERES"/
PATOLO 10 "CONTROL" 21 "INFARTO AGUDO" 22 "INFARTO
CRONICO"
23 "HEMORRAGIA AGUDA" 24 "HEMORRAGIA CRONICA" 25 "AIT" 31
"CRISIS GENERALIZADA"
32 "CRISIS FOCAL" 33 "CRISIS UNICA" 34 "CRISIS PSICOGENA"
41 "ALZHEIMER"
42 "MULTIINFARTO" 43 "DEMENCIA MIXTA" 44 "OTRA DEMENCIA"
51 "TUMOR" 61 "OTROS".

DICOTOMIZACION DE VARIABLE EDAD

COMPUTE EDR = EDAD.

RECODE EDR (LOW THRU 29= 1) (30 THRU 50= 2) (51 THRU HI=

3).

VARIABLE LABEL EDR 'EDAD POR CATEGORIAS'.

VALUE LABEL EDR 1 'JOVEN' 2 'ADULTO' 3 'SENIL'.

4.9. APLICACION DE BASE DE DATOS Y CREACION DE INFORMES

Ya que el objetivo del presente trabajo era la creación de una base de datos referencial que sirviese para ser aplicada a cualquier estudio de SPECT y ayudase a decidir sobre la patología en cuestión, el siguiente paso, tras obtener la misma, fué la creación de un programa de ordenador que aplicase automáticamente dicha base de datos y simplificase significativamente la utilización de la misma, así como la creación de los informes finales.

Se utilizó con este fin el programa DBASE III+, de la casa comercial Ashton , en un ordenador personal AT, dotado de un procesador Intel 286. Con el mismo se confeccionó un programa que sólo necesitaba la introducción previa de los datos obtenidos con la cuantificación previa de las distintas regiones corticales, de ganglios de la base y tálamo, así como los de la serie cerebelosa, para que comparandolos con la base de datos de referencia de cada una de las regiones, anteriormente realizada, nos indicará mediante informe de salida por impresora aquellas regiones cuyos datos se

encontraban fuera de la variabilidad normal y presentaban

significación estadística superior al 95 % ($p < 0.05$).

LISTADO DEL PROGRAMA DE INFORME AUTOMATICO

1.- AÑADO.PRG

```
SET TALK OFF
SET INDEX TO IDEN
CLEAR
SET FORMAT TO FICHA
GO BOTTOM
APPEND
CLEAR
SET FORMAT TO
@ 8,0
WAIT "¿Desea introducir los datos del SPECT ahora? (S/N):
" TO D
IF D="S"
CLEAR
DO DATOS1
ELSE
CLEAR
RETURN
ENDIF
```

2.- DATOS.PRG

```
CLEAR
@ 1, 9 SAY "ENTRADA DE DATOS"
@ 0, 8 TO 2,25 DOUBLE
@ 1, 40 SAY NOMBRE
@ 10, 1
WAIT "Si desea interrumpirlo pulse R, de otro modo pulse
otra
tecla" TO INT
IF INT="R"
CLEAR
RETURN
ELSE
```

```

CLEAR
@ 1, 40 SAY NOMBRE
@ 3, 40 SAY FECHA_SPEC
@ 5, 5
INPUT "Frontal anteroinferior izda: " TO FAIIZDA
@ 7, 5
INPUT "Frontal anteroinferior dcha: " TO FAIDCHA
@ 9, 5
INPUT "Frontal posteroinferior izda: " TO FPIIZDA
@ 11,5
INPUT "Frontal posteroinferior dcha: " TO FPIDCHA
@ 13,5
INPUT "Insula izda: " TO INSIZDA
@ 15,5
INPUT "Insula dcha: " TO INSDCHA
@ 17,5
INPUT "Temporal anterolateral izda: " TO TALIZDA
@ 19,5
INPUT "Temporal anterolateral dcha: " TO TALDCHA
CLEAR
@ 2,40 SAY NOMBRE
@ 4,40 SAY FECHA_SPEC
@ 1, 5
INPUT "Temporal posterolateral izda: " TO TPLIZDA
@ 3, 5
INPUT "Temporal posterolateral dcha: " TO TPLDCHA
@ 5, 5
INPUT "Temporal medial izda: " TO TMIZDA
@ 7, 5
INPUT "Temporal medial dcha: " TO TMDCHA
@ 9, 5
INPUT "Occipital inferior izda: " TO OIIZDA
@ 11, 5
INPUT "Occipital inferior dcha: " TO OIDCHA
@ 13,5
INPUT "Frontal anterosuperior izda: " TO FASIZDA
@ 15,5
INPUT "Frontal anterosuperior dcha: " TO FASDCHA
@ 17,5
INPUT "Frontal mediosuperior izda: " TO FMSIZDA
@ 19,5
INPUT "Frontal mediosuperior dcha: " TO FMSDCHA
CLEAR
@ 2,40 SAY NOMBRE
@ 4,40 SAY FECHA_SPEC
@ 1,5
INPUT "Frontoparietal izda: " TO F_PIZDA
@ 3,5
INPUT "Frontoparietal dcha: " TO F_PDCHA
@ 5,5
INPUT "Parietal anterior izda: " TO PAIZDA

```

```

@ 7,5
INPUT "Parietal anterior dcha: " TO PADCHA
@ 9,5
INPUT "Parietal posterior izda: " TO PPIZDA
@ 11,5
INPUT "Parietal posterior dcha: " TO PPDCHA
@ 13,5
INPUT "Occipital superior izda: " TO OSIZDA
@ 15,5
INPUT "Occipital superior dcha: " TO OSDCHA
@ 17,5
INPUT "Cabeza de n. caudado izda: " TO CAUDIZDA
@ 19,5
INPUT "Cabeza de n. caudado dcha: " TO CAUDDCHA
CLEAR
@ 2,40 SAY NOMBRE
@ 4,40 SAY FECHA_SPEC
@ 1,5
INPUT "T lamo izdo: " TO BASEIZDO
@ 3,5
INPUT "T lamo dcho: " TO BASEDCHO
@ 5,5
INPUT "Cerebelo 1 izdo: " TO CER1IZDO
@ 7,5
INPUT "Cerebelo 1 dcho: " TO CER1DCHO
@ 9,5
INPUT "Cerebelo 2 izdo: " TO CER2IZDO
@ 11,5
INPUT "Cerebelo 2 dcho: " TO CER2DCHO
@ 13,5
INPUT "Cerebelo 3 izdo: " TO CER3IZDO
@ 15,5
INPUT "Cerebelo 3 dcho: " TO CER3DCHO
@ 17,5
INPUT "Cerebelo 4 izdo: " TO CER4IZDO
@ 19,5
INPUT "Cerebelo 4 dcho: " TO CER4DCHO
CLEAR
@ 2,40 SAY NOMBRE
@ 4,40 SAY FECHA_SPEC
@ 1,5
INPUT "Cerebelo 5 izdo: " TO CER5IZDO
@ 3,5
INPUT "Cerebelo 5 dcho: " TO CER5DCHO
@ 5,5
INPUT "Cerebelo 6 izdo: " TO CER6IZDO
@ 7,5
INPUT "Cerebelo 6 dcho: " TO CER6DCHO
@ 9,5
ACCEPT "Desea medir una lesin concreta? (S/N): " TO M
IF M = "S"

```

```

@ 11,5
INPUT "Cuentas promedio del rea lesionada: " TO LES
@ 11,5
INPUT "Cuentas promedio del rea homloga contralateral:
" TO
LESC
CLEAR
ELSE
CLEAR
ENDIF
S           T           O           R           E
(CER1IZDO+CER2IZDO+CER3IZDO+CER4IZDO+CER5IZDO+CER6IZDO)
/6
TO CERBELOZ
S           T           O           R           E
(CER1DCHO+CER2DCHO+CER3DCHO+CER4DCHO+CER5DCHO+CER6DCHO)
/6
TO CERBELOD
STORE (CERBELOZ+ CERBELOD)/2 TO CERBELOG
S           T           O           R           E
(FAIIZDA+FPIIZDA+INSIZDA+TALIZDA+TPLIZDA+OIIZDA+FASIZDA
+FMSIZDA+F_PIZDA+
PAIZDA+PPIZDA+OSIZDA)/12 TO CEREBROZ
STORE
(FAIDCHA+FPIDCHA+INSDCHA+TALDCHA+TPLDCHA+OIDCHA+FASDCHA
+FMSDCHA+F_PDCHA+
PADCHA+PPDCHA+OSDCHA)/12 TO CEREBROD
STORE (CEREBROD+CEREBROZ)/2 TO CEREBROG
STORE
((FAIIZDA+FPIIZDA+FASIZDA+FMSIZDA)/4)/((PPIZDA+TPLIZDA+
OIIZDA+OSIZDA)/
4) TO FRON_POSZ
STORE
((FAIDCHA+FPIDCHA+FASDCHA+FMSDCHA)/4)/((PPDCHA+TPLDCHA+
OIDCHA+OSDCH
A)/4) TO FRON_POSD
STORE (FRON_POSZ+FRON_POSD)/2 TO FRON_POSG
REPLACE CZ_CD WITH CEREBROZ/CEREBROD, CBZ_CBD WITH
CERBELOZ/CERBELOD, CG_CBG WITH CEREBROG/CERBELOG,
HCZ_CBZ WITH
CEREBROZ/CERBELOZ, HCD_CBD WITH CEREBROD/CERBELOD,
HCZ_CBD WITH
CEREBROZ/CERBELOD, HCD_CBZ WITH CEREBROD/CERBELOZ
REPLACE FR_POS_G WITH FRON_POSG, FRZ_POSZ WITH FRON_POSZ,

FRD_POSD WITH FRON_POSD
REPLACE FAI_ZD WITH FAIIZDA/FAIDCHA, FPI_ZD WITH
FPIIZDA/FPIDCHA,
INS_ZD WITH INSIZDA/INSDCHA, TAL_ZD WITH TALIZDA/TALDCHA,
TPL_ZD
WITH TPLIZDA/TPLDCHA, TM_ZD WITH TMIZDA/TMDCHA

```

```

REPLACE OI_ZD WITH OIIZDA/OIDCHA, FAS_ZD WITH
FASIZDA/FASDCHA,
FMS_ZD WITH FMSIZDA/FMSDCHA, FP_ZD WITH F_PIZDA/F_PDCHA,
PA_ZD
WITH PAIZDA/PADCHA, PP_ZD WITH PPIZDA/PPDCHA, OS_ZD WITH
OSIZDA/OSDCHA
REPLACE CAU_ZD WITH CAUDIZDA/CAUDDCHA, BAS_ZD WITH
BASEIZDO/BASEDCHO, CE1_ZD WITH CER1IZDO/CER1DCHO, CE2_ZD
WITH
CER2IZDO/CER2DCHO, CE3_ZD WITH CER3IZDO/CER3DCHO, CE4_ZD
WITH
CER4IZDO/CER4DCHO, CE5_ZD WITH CER5IZDO/CER5DCHO
REPLACE CE6_ZD WITH CER6IZDO/CER6DCHO
REPLACE FAI_Z_HCD WITH FAIIZDA/CEREBROD, FPIZ_HCD WITH
FPIIZDA/CEREBROD, INSZ_HCD WITH INSIZDA/CEREBROD,
TALZ_HCD WITH
TALI_ZDA/CEREBROD, TPLZ_HCD WITH TPLIZDA/CEREBROD, TMZ_HCD
WITH TMIZDA/CEREBROD, OIZ_HCD WITH OIIZDA/CEREBROD
CLEAR
DO INSERTA

```

3.- IMPRIME 1

```

SET PRINT ON
SET MARGIN TO 5
?
? "
Fecha: "
?? DATE()
?
? "===== HOSPITAL MILITAR CENTRAL GOMEZ ULLA ===== S.

MEDICINA NUCLEAR == "
?
? " ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT-HMPAO:
INDICES (1/3)"
? "
-----"
?
?
? "Paciente: " +NOMBRE
?? " Edad: "
?? EDAD
?? " aos"
? "Fecha de comienzo: "
?? FECHA1
?? " Fecha del estudio: "
?? FECHA_SPEC
?

```

```

? "Diagnostico: " + DIAGNOS_L
?
"=====
=====
=====
? "Los limites normales de cada cociente est n reseados
entre
p                               a                               r
ntesis"
? "                               (N: ndice normal; A: ndice
anormal)"
?
?
? "                               COCIENTES GLOBALES"
? "                               -----"
?
? "Cerebro izdo/cerebro dcho: ..... "
?? CZ_CD
?? " (0.945-1.025) "
?? AA
? "Cerebelo izquierdo/cerebelo dcho: ..... "
?? CBZ_CBD
?? " (0.898-1.084) "
?? AB
? "Cerebro global/cerebelo global: ..... "
?? CG_CBG
?? " (0.780-0.993) "
?? AC
? "Cerebro izdo/cerebelo izdo: ..... "
?? HCZ_CBZ
?? " (0.760-1.001) "
?? AD
? "Cerebro dcho/cerebelo dcho: ..... "
?? HCD_CBD
?? " (0.777-0.997) "
?? AE
? "Cerebro izdo/cerebelo dcho: ..... "
?? HCZ_CBD
?? " (0.752-0.998) "
?? AF
? "Cerebro dcho/cerebelo izdo: ..... "
?? HCD_CBZ
?? " (0.778-1.014) "
?? AG
? "Cociente frontal/posterior global: ..... "
?? FR_POS_G
?? " (0.853-1.119) "
?? AH
? "Cociente frontal izdo/posterior izdo: ... "
?? FRZ_POSZ
?? " (0.842-1.118) "

```


? "G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): . "
 ?? FP_ZD
 ?? " (0.843-1.179) "
 ?? BJ
 ? "G. supramarginal (B 40; ACM): "
 ?? PA_ZD
 ?? " (0.872-1.082) "
 ?? BK
 ? "G. angular (B 39; ACM): "
 ?? PP_ZD
 ?? " (0.876-1.076) "
 ?? BL
 ? "Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP, ACA): .. "
 ?? OS_ZD
 ?? " (0.921-1.097) "
 ?? BM
 ? "Cabeza del ncleo caudado (ACA, ACM): ... "
 ?? CAU_ZD
 ?? " (0.874-1.140) "
 ?? BN
 ? "T lamo ptico (ACP, ACM): "
 ?? BAS_ZD
 ?? " (0.931-1.077) "
 ?? BO
 ?
 EJECT
 DO IMPRIME2

4.- IMPRIME 2

? "
 Fecha: "
 ?? DATE()
 ?
 ? " ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT-HMPAO:
 INDICES (2/3)"
 ? "
 -----"
 ?
 ? "Paciente: "+NOMBRE
 ?
 ?
 ? " COCIENTES DE AREAS IZDAS/HEMISFERIO DCHO
 GLOBAL"
 ? "
 -----"
 ?
 ? "G. frontal superior y medio (B 9; ACA): . "
 ?? FAIZ_HCD

?? " (0.851-1.061) "
 ?? CA
 ? "G. frontal inferior (B 6,44,9; ACM): "
 ?? FPIZ_HCD
 ?? " (0.918-1.088) "
 ?? CB
 ? "G. frontal inferior, pre- y postcentral"
 ? " (B 4,3,1,2,6; ACM): "
 ?? INSZ_HCD
 ?? " (0.900-1.130) "
 ?? CC
 ? "G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): . "
 ?? TALZ_HCD
 ?? " (0.894-1.109) "
 ?? CD
 ? "G. temporal medio (B 37,19; ACM): "
 ?? TPLZ_HCD
 ?? " (0.821-1.067) "
 ?? CE
 ? "Uncus hipocampal (B 25; AcorA): "
 ?? TMZ_HCD
 ?? " (0.684-1.034) "
 ?? CF
 ? "G. temporal inferior, c. calcarino,"
 ? " occ. lat. (B 17-19; ACM,ACP): "
 ?? OIZ_HCD
 ?? " (0.911-1.141) "
 ?? CG
 ? "G. frontal superior (B 8; ACA): "
 ?? FASZ_HCD
 ?? " (0.819-1.099) "
 ?? CH
 ? "G. frontal medio (B 6; ACM): "
 ?? FMSZ_HCD
 ?? " (0.863-1.049) "
 ?? CI
 ? "G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): . "
 ?? FPZ_HCD
 ?? " (0.896-1.072) "
 ?? CJ
 ? "G. supramarginal (B 40; ACM): "
 ?? PAZ_HCD
 ?? " (0.905-1.085) "
 ?? CK
 ? "G. angular (B 39; ACM): "
 ?? PPZ_HCD
 ?? " (0.840-1.075) "
 ?? CL
 ? "Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP, ACA): .. "
 ?? OSZ_HCD
 ?? " (0.908-1.158) "

```

?? CM
? "Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM): ... "
?? CAUZ_HCD
?? " (0.861-1.161) "
?? CN
? "Tálamo óptico (ACP, ACM): ..... "
?? BASZ_HCD
?? " (0.843-1.169) "
?? CO
?
?
?
? "
          COCIENTES DE AREAS DCHAS/HEMISFERIO IZDO
GLOBAL"
? "
-----"
?
? "G. frontal superior y medio (B 9, ACA): . "
?? FAID_HCI
?? " (0.888-1.108) "
?? DA
? "G. frontal inferior (B 6,44,9; ACM): .... "
?? FPID_HCI
?? " (0.930-1.130) "
?? DB
? "G. frontal inferior, pre- y postcentral"
? " (B 4,3,1,2,6; ACM): ..... "
?? INSD_HCI
?? " (0.975-1.151) "
?? DC
? "G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): . "
?? TALD_HCI
?? " (0.981-1.137) "
?? DD
? "G. temporal medio (B 37,19; ACM): ..... "
?? TPLD_HCI
?? " (0.887-1.063) "
?? DE
? "Uncus hipocampal (B 25; ACorA): ..... "
?? TMD_HCI
?? " (0.770-1.010) "
?? DF
? "G. temporal inferior, c. calcarino,"
? " occ. lat. (B 17-19; ACM, ACP): ..... "
?? OID_HCI
?? " (0.907-1.143) "
?? DG
? "G. frontal superior (B 8; ACA): ..... "
?? FASD_HCI
?? " (0.845-1.115) "
?? DH

```

```

? "G. frontal medio (B 6; ACM): ..... "
?? FMSD_HCI
?? " (0.887-1.097) "
?? DI
? "G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): . "
?? FPD_HCI
?? " (0.833-1.149) "
?? DJ
? "G. supramarginal (B 40; ACM): ..... "
?? PAD_HCI
?? " (0.952-1.112) "
?? DK
? "G. angular (B 39; ACM): ..... "
?? PPD_HCI
?? " (0.897-1.093) "
?? DL
? "Cuneus, occ. lat. (B 18, 19; ACP,ACA): .. "
?? OSD_HCI
?? " (0.924-1.154) "
?? DM
? "Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM): ... "
?? CAUD_HCI
?? " (0.821-1.221) "
?? DN
? "Tálamo óptico (ACP, ACM): ..... "
?? BASD_HCI
?? " (0.862-1.172) "
?? XO
?
?
EJECT
DO IMPRIME3

```

5.- IMPRIME 3

```

? "
Fecha: "
?? DATE ()
?
? "          ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT_HMPAO:
INDICES (3/3)"
? "
-----"
?
? "Paciente: " +NOMBRE
?
? "          COCIENTES DE AREAS IZDAS/MEDIA CEREBELOSAS
IZDA"
?

```

? "G. frontal superior y medio (B 9; ACA): .. "
 ?? FAIZ_CBZ
 ?? " (0.718-0.994) "
 ?? EA
 ? "G. frontal inferior (B 44,6,9; ACM): "
 ?? FPIZ_CBZ
 ?? " (0.761-1.037) "
 ?? EB
 ? "G. frontal inferior, pre- y postcentral"
 ? " (B 4,3,1,2,6; ACM): "
 ?? INSZ_CBZ
 ?? " (0.742-1.078) "
 ?? EC
 ? "G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): .. "
 ?? TALZ_CBZ
 ?? " (0.772-1.022) "
 ?? ED
 ? "G. temporal medio (B 37,19; ACM): "
 ?? TPLZ_CBZ
 ?? " (0.698-0.994) "
 ?? EE
 ? "Uncus hipocampal (B 25; ACoA): "
 ?? TMZ_CBZ
 ?? " (0.635-0.901) "
 ?? EF
 ? "G. temporal inferior, c. calcarino,"
 ? " occ. lat. (B 17,18,19; ACP, ACM): "
 ?? OIZ_CBZ
 ?? " (0.788-1.048) "
 ?? EG
 ? "G. frontal superior (B 8; ACA): "
 ?? FASZ_CBZ
 ?? " (0.674-1.044) "
 ?? EH
 ? "G. frontal medio (B 6; ACM): "
 ?? FMSZ_CBZ
 ?? " (0.699-1.015) "
 ?? EI
 ? "G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): .. "
 ?? FPZ_CBZ
 ?? " (0.719-1.045) "
 ?? EJ
 ? "G. supramarginal (B 40; ACM): "
 ?? PAZ_CBZ
 ?? " (0.730-1.055) "
 ?? EK
 ? "G. angular (B 39; ACM): "
 ?? PPZ_CBZ
 ?? " (0.709-1.005) "
 ?? EL
 ? "Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACA, ACP): ... "

?? OSZ_CBZ
 ?? " (0.755-1.095) "
 ?? EM
 ? "Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM): "
 ?? CAUZ_CBZ
 ?? " (0.742-1.068) "
 ?? EN
 ? "Tálamo óptico (ACP, ACM): "
 ?? BASZ_CBZ
 ?? " (0.733-1.069) "
 ?? EO
 ?
 ?
 ? " COCIENTES DE AREAS DCHAS/MEDIA CEREBELOSA
 DCHA"
 ?
 ? "G. frontal superior y medio (B 9; ACA): .. "
 ?? FAID_CBD
 ?? " (0.727-1.017) "
 ?? FA
 ? "G. frontal inferior (B 44,6,9; ACM): "
 ?? FPID_CBD
 ?? " (0.756-1.046) "
 ?? FB
 ? "G. frontal inferior, pre- y postcentral"
 ? " (B 4,3,1,2,6; ACM): "
 ?? INSD_CBD
 ?? " (0.789-1.079) "
 ?? FC
 ? "G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): .. "
 ?? TALD_CBD
 ?? " (0.804-1.049) "
 ?? FD
 ? "G. temporal medio (B 37,19; ACM): "
 ?? TPLD_CBD
 ?? " (0.742-0.962) "
 ?? FE
 ? "Uncus hipocampal (B 25; ACoA): "
 ?? TMD_CBD
 ?? " (0.659-0.895) "
 ?? FF
 ? "G. temporal inferior, c. calcarino,"
 ? " occ. lat. (B 17,18,19; ACP,ACM): "
 ?? OID_CBD
 ?? " (0.766-1.026) "
 ?? FG
 ? "G. frontal superior (B 8; ACA): "
 ?? FASD_CBD
 ?? " (0.711-1.001) "
 ?? FH
 ? "G. frontal medio (B 6; ACM): "

```

?? FMSD_CBD
?? " (0.705-1.035) "
?? FI
? "G. pre- y postcentral (B 4,3,1,3; ACM): .. "
?? FPD_CBD
?? " (0.706-1.026) "
?? FJ
? "G. supramarginal (B 40; ACM): ..... "
?? PAD_CBD
?? " (0.772-1.032) "
?? FK
? "G. angular (B 39; ACM): ..... "
?? PPD_CBD
?? " (0.730-1.010) "
?? FL
? "Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP,ACA): .... "
?? OSD_CBD
?? " (0.768-1.048) "
?? FM
? "Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM): .... "
?? CAUD_CBD
?? " (0.702-1.082) "
?? FN
? "Tálamo óptico (ACP,ACM): ..... "
?? BASD_CBD
?? " (0.716-1.062) "
?? FO
?
?
? "          COCIENTES DEL AREA LESIONADA"
?
? "Superficie en cm2 del área lesionada: ..... "
?? SUPERFICIE
? "Zona medida: "+AREA_MED
? "Area lesionada/media cerebral contralateral: "
?? LESION_HCC
? "Area lesionada/media cerebelosa homolateral: "
?? LESION_CBH
? "Area lesionada/homóloga contralateral: ..... "
?? LES_AREA_C
?
EJECT
?
SET PRINT OFF
CLEAR
@ 8, 8 SAY "La impresión ha finalizado."
@ 10,8
WAIT "Pulse una tecla para volver al menú principal..."
CLEAR
RETURN TO MASTER

```


6.- INDICES.PRG

```
USE SPECT
SET TALK OFF
CLEAR
@ 6,0 TO 6,76
@ 12,0 TO 12,76
@ 8,0
ACCEPT "Teclee un apellido del enfermo: " TO NOM
@ 10,0
ACCEPT "Teclee la fecha del estudio SPECT (dd/mm/aa): "
TO F
CLEAR
LOCATE FOR "&NOM" $NOMBRE .AND. "&F" $DTC(FECHA_SPEC)
IF EOF()
    CLEAR
    @ 10,5 SAY "Ningún estudio cumple las condiciones"
    @ 20,5
    WAIT
    CLEAR
    RETURN
ELSE
CLEAR
@ 8, 5 SAY "Por favor, espere mientras actualizo los
indices..."
STORE "N" TO AA
IF CZ_CD<0.945 .OR. CZ_CD>1.025
    AA="A"
ENDIF
STORE "N" TO AB
IF CBZ_CBD<0.898 .OR. CBZ_CBD>1.084
    AB="A"
ENDIF
STORE "N" TO AC
IF CG_CBG < 0.780 .OR. CG_CBG>0.993
    AC="A"
ENDIF
STORE "N" TO AD
IF HCZ_CBZ<0.760 .OR. HCZ_CBZ>1.001
    AD="A"
ENDIF
STORE "N" TO AE
IF HCD_CBD<0.777 .OR. HCD_CBD>0.997
    AE="A"
ENDIF
STORE "N" TO AF
IF HCZ_CBD<0.752 .OR. HCZ_CBD>0.998
    AF="A"
ENDIF
STORE "N" TO AG
```

```

IF HCD_CBZ<0.778 .OR. HCD_CBZ>1.014
  AG="A"
ENDIF
STORE "N" TO AH
IF FR_POS_G<0.853 .OR. FR_POS_G>1.119
  AH="A"
ENDIF
STORE "N" TO AI
IF FRZ_POSZ<0.842 .OR. FRZ_POSZ>1.118
  AI="A"
ENDIF
STORE "N" TO AJ
IF FRD_POSD<0.858 .OR. FRD_POSD>1.128
  AJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO BA
IF FAI_ZD<0.928 .OR. FAI_ZD>1.018
  BA="A"
ENDIF
STORE "N" TO BB
IF FPI_ZD<0.891 .OR. FPI_ZD>1.087
  BB="A"
ENDIF
STORE "N" TO BC
IF INS_ZD<0.876 .OR. INS_ZD>1.062
  BC="A"
ENDIF
STORE "N" TO BD
IF TAL_ZD< 0.842 .OR. TAL_ZD>1.078
  BD="A"
ENDIF
STORE "N" TO BE
IF TPL_ZD<0.875 .OR. TPL_ZD>1.091
  BE="A"
ENDIF
STORE "N" TO BF
IF TM_ZD<0.723 .OR. TM_ZD>1.199
  BF="A"
ENDIF
STORE "N" TO BG
IF OI_ZD<0.928 .OR. OI_ZD>1.104
  BG="A"
ENDIF
STORE "N" TO BH
IF FAS_ZD<0.918 .OR. FAS_ZD>1.068
  BH="A"
ENDIF
STORE "N" TO BI
IF FMS_ZD<0.896 .OR. FMS_ZD>1.062
  BI="A"
ENDIF

```

```

STORE "N" TO BJ
IF FP_ZD<0.843 .OR. FP_ZD>1.179
  BJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO BK
IF PA_ZD<0.872 .OR. PA_ZD>1.082
  BK="A"
ENDIF
STORE "N" TO BL
IF PP_ZD<0.876 .OR. PP_ZD>1.076
  BL="A"
ENDIF
STORE "N" TO BM
IF OS_ZD<0.921 .OR. OS_ZD>1.097
  BM="A"
ENDIF
STORE "N" TO BN
IF CAU_ZD<0.874 .OR. CAU_ZD>1.140
  BN="A"
ENDIF
STORE "N" TO BO
IF BAS_ZD<0.931 .OR. BAS_ZD>1.077
  BO="A"
ENDIF
STORE "N" TO BP
IF CE1_ZD<0.821 .OR. CE1_ZD>1.151
  BP="A"
ENDIF
STORE "N" TO BQ
IF CE2_ZD<0.844 .OR. CE2_ZD>1.134
  BQ="A"
ENDIF
STORE "N" TO BR
IF CE3_ZD<0.889 .OR. CE3_ZD>1.089
  BR="A"
ENDIF
STORE "N" TO BS
IF CE4_ZD<0.905 .OR. CE4_ZD>1.075
  BS="A"
ENDIF
STORE "N" TO BT
IF CE5_ZD<0.912 .OR. CE5_ZD>1.072
  BT="A"
ENDIF
STORE "N" TO BV
IF CE6_ZD<0.920 .OR. CE6_ZD>1.080
  BV="A"
ENDIF
STORE "N" TO CA
IF FAIZ_HCD<0.851 .OR. FAIZ_HCD>1.061
  CA="A"

```

```

ENDIF
STORE "N" TO CB
IF FPIZ_HCD<0.918 .OR. FPIZ_HCD>1.088
  CB="A"
ENDIF
STORE "N" TO CC
IF INSZ_HCD< 0.900 .OR. INSZ_HCD>1.130
  CC="A"
ENDIF
STORE "N" TO CD
IF TALZ_HCD<0.894 .OR. TALZ_HCD>1.109
  CD="A"
ENDIF
STORE "N" TO CE
IF TPLZ_HCD<0.821 .OR. TPLZ_HCD>1.067
  CE="A"
ENDIF
STORE "N" TO CF
IF TMZ_HCD<0.684 .OR. TMZ_HCD>1.034
  CF="A"
ENDIF
STORE "N" TO CG
IF OIZ_HCD<0.911 .OR. OIZ_HCD>1.141
  CG="A"
ENDIF
STORE "N" TO CH
IF FASZ_HCD<0.819 .OR. FASZ_HCD>1.099
  CH="A"
ENDIF
STORE "N" TO CI
IF FMSZ_HCD< 0.863 .OR. FMSZ_HCD>1.049
  CI="A"
ENDIF
STORE "N" TO CJ
IF FPZ_HCD<0.896 .OR. FPZ_HCD>1.072
  CJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO CK
IF PAZ_HCD<0.905 .OR. PAZ_HCD>1.085
  CK="A"
ENDIF
STORE "N" TO CL
IF PPZ_HCD<0.840 .OR. PPZ_HCD>1.075
  CL="A"
ENDIF
STORE "N" TO CM
IF OSZ_HCD<0.908 .OR. OSZ_HCD>1.158
  CM="A"
ENDIF
STORE "N" TO CN
IF CAUZ_HCD<0.861 .OR. CAUZ_HCD>1.161

```

```

        CN="A"
ENDIF
STORE "N" TO CO
IF BASZ_HCD<0.843 .OR. BASZ_HCD>1.169
    CO="A"
ENDIF
STORE "N" TO DA
IF FAID_HCI< 0.888 .OR. FAID_HCI>1.108
    DA="A"
ENDIF
STORE "N" TO DB
IF FPID_HCI<0.930 .OR. FPID_HCI>1.130
    DB="A"
ENDIF
STORE "N" TO DC
IF INSD_HCI<0.975 .OR. INSD_HCI>1.151
    DC="A"
ENDIF
STORE "N" TO DD
IF TALD_HCI<0.981 .OR. TALD_HCI>1.137
    DD="A"
ENDIF
STORE "N" TO DE
IF TPLD_HCI<0.887 .OR. TPLD_HCI>1.063
    DE="A"
ENDIF
STORE "N" TO DF
IF TMD_HCI<0.770 .OR. TMD_HCI>1.010
    DF="A"
ENDIF
STORE "N" TO DG
IF OID_HCI<0.907 .OR. OID_HCI>1.143
    DG="A"
ENDIF
STORE "N" TO DH
IF FASD_HCI<0.845 .OR. FASD_HCI>1.115
    DH="A"
ENDIF
STORE "N" TO DI
IF FMSD_HCI<0.887 .OR. FMSD_HCI>1.097
    DI="A"
ENDIF
STORE "N" TO DJ
IF FPD_HCI<0.833 .OR. FPD_HCI>1.149
    DJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO DK
IF PAD_HCI<0.952 .OR. PAD_HCI>1.112
    DK="A"
ENDIF
STORE "N" TO DL

```

```

IF PPD_HCI<0.897 .OR. PPD_HCI>1.093
  DL="A"
ENDIF
STORE "N" TO DM
IF OSD_HCI<0.924 .OR. OSD_HCI>1.154
  DM="A"
ENDIF
STORE "N" TO DN
IF CAUD_HCI<0.821 .OR. CAUD_HCI>1.221
  DN="A"
ENDIF
STORE "N" TO XO
IF BASD_HCI<0.862 .OR. BASD_HCI>1.172
  XO="A"
ENDIF
DO INDICES2

```

7.- INDICES 2.PRG

```

STORE "N" TO EA
IF FAIZ_CBZ<0.718 .OR. FAIZ_CBZ>0.994
  EA="A"
ENDIF
STORE "N" TO EB
IF FPIZ_CBZ<0.761 .OR. FPIZ_CBZ>1.037
  EB="A"
ENDIF
STORE "N" TO EC
IF INSZ_CBZ<0.742 .OR. INSZ_CBZ>1.078
  EC="A"
ENDIF
STORE "N" TO ED
IF TALZ_CBZ<0.772 .OR. TALZ_CBZ>1.022
  ED="A"
ENDIF
STORE "N" TO EE
IF TPLZ_CBZ<0.698 .OR. TPLZ_CBZ>0.994
  EE="A"
ENDIF
STORE "N" TO EF
IF TMZ_CBZ<0.635 .OR. TMZ_CBZ>0.901
  EF="A"
ENDIF
STORE "N" TO EG
IF OIZ_CBZ<0.788 .OR. OIZ_CBZ>1.048
  EG="A"
ENDIF
STORE "N" TO EH

```

```

IF FASZ_CBZ<0.674 .OR. FASZ_CBZ>1.044
  EH="A"
ENDIF
STORE "N" TO EI
IF FMSZ_CBZ<0.699 .OR. FMSZ_CBZ>1.015
  EI="A"
ENDIF
STORE "N" TO EJ
IF FPZ_CBZ<0.719 .OR. FPZ_CBZ>1.045
  EJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO EK
IF PAZ_CBZ<0.730 .OR. PAZ_CBZ>1.055
  EK="A"
ENDIF
STORE "N" TO EL
IF PPZ_CBZ<0.709 .OR. PPZ_CBZ>1.005
  EL="A"
ENDIF
STORE "N" TO EM
IF OSZ_CBZ<0.755 .OR. OSZ_CBZ>1.095
  EM="A"
ENDIF
STORE "N" TO EN
IF CAUZ_CBZ<0.742 .OR. CAUZ_CBZ>1.068
  EN="A"
ENDIF
STORE "N" TO EO
IF BASZ_CBZ<0.733 .OR. BASZ_CBZ>1.069
  EO="A"
ENDIF
STORE "N" TO FA
IF FAID_CBD<0.727 .OR. FAID_CBD>1.017
  FA="A"
ENDIF
STORE "N" TO FB
IF FPID_CBD<0.756 .OR. FPID_CBD>1.046
  FB="A"
ENDIF
STORE "N" TO FC
IF INSD_CBD<0.789 .OR. INSD_CBD>1.079
  FC="A"
ENDIF
STORE "N" TO FD
IF TALD_CBD<0.804 .OR. TALD_CBD>1.049
  FD="A"
ENDIF
STORE "N" TO FE
IF TPLD_CBD<0.742 .OR. TPLD_CBD>0.962
  FE="A"
ENDIF

```

```

STORE "N" TO FF
IF TMD_CBD<0.659 .OR. TMD_CBD>0.895
  FF="A"
ENDIF
STORE "N" TO FG
IF OID_CBD<0.766 .OR. OID_CBD>1.026
  FG="A"
ENDIF
STORE "N" TO FH
IF FASD_CBD<0.711 .OR. FASD_CBD>1.001
  FH="A"
ENDIF
STORE "N" TO FI
IF FMSD_CBD<0.705 .OR. FMSD_CBD>1.035
  FI="A"
ENDIF
STORE "N" TO FJ
IF FPD_CBD<0.706 .OR. FPD_CBD>1.026
  FJ="A"
ENDIF
STORE "N" TO FK
IF PAD_CBD<0.772 .OR. PAD_CBD>1.032
  FK="A"
ENDIF
STORE "N" TO FL
IF PPD_CBD<0.730 .OR. PPD_CBD>1.010
  FL="A"
ENDIF
STORE "N" TO FM
IF OSD_CBD<0.768 .OR. OSD_CBD>1.048
  FM="A"
ENDIF
STORE "N" TO FN
IF CAUD_CBD<0.702 .OR. CAUD_CBD>1.082
  FN="A"
ENDIF
STORE "N" TO FO
IF BASD_CBD<0.716 .OR. BASD_CBD>1.062
  FO="A"
ENDIF
DO IMPRIME1

```


El programa como se puede apreciar es bastante completo y comienza por admitir los datos crudos que se han obtenido de la aplicación de los clips "ROI 1,2,3 y 4", para una vez almacenados, obtener los diferentes índices resultantes, que nos interesan y por último imprimir los resultados, después de consultar la base de datos de normales y comparar si los resultados del paciente se encuentran dentro o fuera del rango de fiabilidad establecido del noventa y cinco por ciento. Si el resultado fuera negativo, fuera del rango, añade una A (anormal) a la derecha del resultado y si lo encuentra comprendido entre los valores máximo y mínimo, se aplica una N de normal a su derecha.

5. RESULTADOS

5.1. RESULTADOS OBTENIDOS EN LOS CASOS DE CONTROL

La aplicación del método de cuantificación sobre los 28 pacientes proporcionó el siguiente archivo de resultados, donde separados por espacios se registran sucesivamente los siguientes datos:

LAS VARIABLES SON LISTADAS EN EL SIGUIENTE ORDEN:

LINEA 1: ID NOMBRE EDAD SEXO PATOLO FECHADIAS FAIIZDA FAIDCHA
FPIIZDA FPIDCHA INSIZDA INSDCHA TALIZDA
LINEA 2: TALDCHA TPLIZDA TPLDCHA TMIZDA TMDCHA OIIZDA OIDCHA
FASIZDA FASDCHA FMSIZDA FMSDCHA
LINEA 3: F_PIZDA F_PDCHAPAIZDA PADCHA PPIZDA PPDCHA OSIZDA
OSDCHA CAUDIZDA CAUDDCHA BASEIZDO
LINEA 4: BASEDCHO CER1IZDO CER1DCHO CER2IZDO CER2DCHOCER3IZDO
CER3DCHO CER4IZDO CER4DCHO CER5IZDO CER5DCHO
LINEA 5: CER6IZDO CER6DCHO FAI_ID FPI_ID INS_IDTAL_ID TPL_ID
TM_ID OI_ID FAS_ID FMS_ID
LINEA 6: F_P_ID PA_ID PP_ID OS_ID CAUD_IDBASE_ID CER1_ID
CER2_ID CER3_ID CER4_ID CER5_ID
LINEA 7: CER6_ID MEDIAIZMEDIADER MEDIACOR MEDIACER CER_ID
CE_CER COCIE_ID EDR

RESULTADOS DE LOS 28 CASOS DE CONTROLES NORMALES

001 LAQ 29 2 10 910529 1760 1820 1920 1970 2020 2030 1970
1950 1820 1860 1772 1678 1950 1960 1720 1790 1870 1910
1920 2000 1960 1950 1690 1890 1940 1980 1978 1985 1970
2020 1800 1800 1940 1950 2060 2110 2110 2220 2170 2290
2220 2360 0967 0975 995 1010 0978 1055 0995 0961 979
960 1005 0894 0980 0996 0975 1000 0995 0976 0950 0948
0941 1878 1926 1900 2086 0966 0912 0980

002 MBS 19 1 10 910424 1770 1860 1860 1940 1900 1950 1900
1930 1880 1840 1660 1804 1920 2020 1850 1900 1750 1910
1890 1930 1930 1930 2020 2000 2040 2110 1738 1797 1789
1812 1960 1960 2010 1980 2060 2030 2090 2060 2120 2080
2090 2040 0952 0959 0974 0984 1022 0919 0950 0974 0916
0979 1000 1010 0967 0967 0987 1000 1015 1015 1015 1019
1025 1892 1943 1920 2040 1015 0940 0970

003 CCA 20 1 10 910418 1950 2040 1830 1770 1810 1920 1750
1960 1630 1740 1548 1729 1720 1760 1960 1980 1730 1870
1790 1900 1730 1900 1670 1700 1760 1830 1822 1643 1624
1612 1960 2180 2080 2240 2120 2260 2190 2250 2190 2230
2210 2130 0956 1034 0943 0893 0937 0895 0977 0990 0925
0942 0911 0982 0962 1109 1007 0899 0929 0938 0973 0982
1038 1778 1864 1820 2170 0959 0839 0950

004 BCM 21 2 10 910425 1900 1980 1960 2070 2010 2060 2040
2010 1950 1830 1541 1767 1960 1940 2010 2000 1840 1910
1930 1740 2010 2040 1950 1950 2070 1990 1967 2048 1971
1973 1780 1810 1930 2020 2040 2120 2130 2190 2170 2270
2200 2330 0960 0947 0976 1015 1066 0872 1010 1005 0963
1109 0985 1000 1040 0960 0998 0983 0955 0962 0973 0956
0944 1969 1960 1960 2082 0962 0943 1000

005 ACB 19 1 10 901105 1910 1970 2060 1950 2150 2140 1940
2090 1870 1840 1661 1685 2130 2010 2030 2030 1930 2020
2060 1940 2110 2040 1860 1930 2150 2050 1922 1827 1905
1920 1850 2060 2020 2190 2170 2270 2240 2320 2300 2330
2260 2320 0970 1056 1005 0928 1016 0986 1060 1000 0955
1062 1034 0964 1049 1052 0993 0898 0922 0956 0966 0987
0974 2017 2000 2010 2014 0952 0915 1010

006 VDS 39 1 10 901024 1810 1820 1870 1890 1810 2070 1860
2040 1780 1840 1603 1511 2060 2010 1870 1900 1790 1880
1900 2040 1920 2090 1920 1950 2130 2000 1955 2062 2010
1985 2160 2050 2240 2150 2260 2230 2300 2260 2290 2290
2290 2240 0995 0989 0874 0912 0967 1060 1025 0984 0952
0931 0919 0985 1065 0948 1013 1054 1042 1013 1018 1000
1022 1894 1960 1930 2230 1024 0864 0970

007 MDC 26 2 10 910516 1930 1920 2030 2050 2170 2180 2060
2050 1910 1880 1860 1822 1950 1980 1840 1890 1890 1930
2000 2020 1960 2000 1800 1900 2160 2060 2112 2002 2080
2003 2130 2060 2230 2090 2310 2190 2330 2210 2340 2210
2310 2240 1005 0990 0995 1005 1016 1021 0985 0974 0979
0990 0980 0947 1049 1055 1039 1034 1067 1055 1054 1059
1031 1975 1988 1980 2220 1050 0892 0990

008 RDG 45 2 10 910425 1780 1870 1940 2000 2000 2130 1990
2070 1760 1890 1442 1737 1880 1940 1940 1900 1850 1940
2000 1610 1900 1960 1890 1930 1930 1900 2002 1982 2098
1995 1800 2110 1970 2210 2130 2290 2170 2290 2210 2280
2190 2240 0952 0970 0939 0961 0931 0830 0969 1021 0954
1242 0969 0979 1016 1010 1052 0853 0891 0930 0948 0969
0978 1905 1928 1920 2157 0929 0888 0990

009 FFO 71 1 10 900314 1563 1602 1711 1655 1799 1727 1806
1793 1647 1714 1543 1502 1805 1860 1568 1595 1602 1569
1695 1688 1742 1682 1727 1707 1805 1868 1716 1774 1767
1772 2057 2001 2135 2095 2173 2158 2184 2178 2192 2207
2167 2190 0975 1036 1040 1011 0965 1028 0968 0987 1019
1002 1035 1011 0968 0967 0997 1025 1019 1009 1004 0995
0986 1706 1705 1705 2144 1005 0796 1000

010 MGC 26 1 10 910491 1810 1890 1940 1990 2060 2130 1880
2030 1800 1800 1541 1764 2050 2000 2000 1880 1910 1970
1930 1970 1960 1950 1980 1870 2110 2090 1792 1811 1858
1775 2040 2050 2100 2150 2140 2180 2200 2210 2200 2240
2160 2250 0958 0975 0967 0926 1000 0873 1025 1064 0970
0980 1005 1059 1010 0989 1047 0995 0977 0982 0995 0982
0960 1952 1964 1960 2160 0982 0907 0990

011 MTG 25 2 10 900510 1770 1880 1900 1890 1890 1940 1910
1930 1850 1810 1480 1547 1840 1810 1720 1720 1870 1810
1940 1730 1900 1930 1690 1820 1750 1830 2057 2184 2116
2119 1690 1590 1880 1810 2070 2030 2170 2130 2260 2230
2290 2310 0941 1005 0974 0990 1022 0924 1017 1000 1033
1121 0984 0929 0956 0942 0998 1063 1039 1020 1019 1013
0991 1836 1842 1840 2038 1021 0902 1000

012 JGR 20 1 10 910509 1910 1970 2010 1900 2000 2040 1940
2010 1890 1840 1821 1649 1970 1990 1970 2010 1910 1890
1830 1930 1880 1970 1870 1840 2000 2000 1904 1910 1900
1953 2000 1970 2150 2080 2230 2170 2290 2230 2330 2260
2310 2280 0970 1058 0980 0965 1027 1105 0990 0980 1011
0948 0954 1016 1000 0997 0973 1015 1034 1028 1027 1031
1013 1932 1949 1940 2192 1025 0885 0990

013 JGD 50 2 10 910404 1680 1720 1660 1770 1630 1740 1720
1780 1550 1650 1600 1620 1820 1730 1850 1860 1770 1830
1790 1860 1800 1820 1750 1800 1860 1920 1670 1740 1750
1760 1750 1870 1980 2080 2160 2220 2230 2280 2260 2310
2240 2200 0977 0938 0937 0966 0939 0988 1052 0995 0967
0962 0989 0972 0969 0960 0994 0936 0952 0973 0978 0978
1018 1740 1790 1770 2132 0974 0828 0970

014 FIG 30 2 10 910522 1900 1910 1890 1980 1880 2040 1930
2070 1830 1920 1660 1780 2030 2010 1950 1840 1850 1960
1840 1920 1930 1980 1780 1850 1890 1940 2030 1944 1965
1986 1800 1920 2010 2090 2150 2250 2220 2300 2310 2330
2320 2290 0995 0955 0922 0932 0953 0932 1010 1060 0944
0958 0924 0962 0974 1044 0989 0938 0962 0956 0965 0991
1013 1883 1952 1920 2166 0972 0885 0960

015 TLR 28 2 10 910522 1940 1940 2020 1920 1960 2040 1860
2050 1810 1760 1781 1735 1910 1890 1860 1890 1810 1840
1800 1740 1700 1840 1820 1700 1790 1840 1765 1673 1678
1700 1990 1960 2140 2050 2260 2160 2310 2180 2320 2197
2320 2190 1000 1052 0961 0907 1028 1026 1011 0984 0984
1034 0924 1071 0973 1054 0987 1015 1044 1046 1060 1059
1059 1857 1870 1860 2173 1048 0858 0990

016 ALD 57 1 10 910527 1610 1660 1760 1730 1820 1790 1700
1920 1690 1810 1514 1508 1890 1910 1620 1650 1610 1660
1780 1820 1890 1800 1790 1950 2030 2000 1820 1818 1855
1935 1870 1960 1940 2050 2000 2100 2020 2160 2040 2180
2050 2130 0970 1017 1017 0885 0934 1003 0990 0982 0970
0978 1050 0918 1015 1001 0958 0954 0946 0952 0935 0936
0962 1766 1808 1790 2042 0948 0875 0980

017 GLL 66 1 10 910415 1850 1870 1840 1920 1870 1870 1900
1880 1830 1810 1758 1568 1950 1920 1730 1710 1730 1710
1690 1600 1750 1880 1780 1840 2000 1940 1888 1948 2007
2064 1990 1810 2060 1910 2100 1970 2130 2090 2170 2110
2200 2130 0989 0958 1000 1011 1011 1122 1016 1012 1012
1056 0931 0967 1031 0969 0972 1099 1079 1066 1019 1028
1033 1827 1829 1830 2056 1052 0889 1000

018 JMC 37 1 10 910326 2080 2090 2100 2130 1990 2090 1990
2020 1800 1950 1677 1777 2020 2020 1920 1990 1990 2040
1970 1910 1920 2080 1820 1970 1990 1950 2118 2338 2206
2074 2210 2310 2240 2330 2250 2310 2260 2300 2230 2250
2200 2160 0995 0986 0952 0985 0923 0943 1000 0965 0975
1031 0923 0924 1021 0906 1063 0957 0961 0974 0983 0991
1019 1966 2020 1990 2254 0980 0884 0970

019 CMB 32 2 10 910417 1700 1810 1880 1850 1980 2000 1890
2040 1930 1850 1490 1632 2010 1960 1800 1880 1790 1770
1950 1870 1890 1950 1770 1880 2040 2000 2022 1812 1824
1869 1600 1830 1770 2000 1970 2160 2070 2210 2200 2280
2270 2360 0939 1016 0990 0926 1043 0913 1026 0957 1011
1043 0969 0941 1020 1116 0976 0874 0885 0912 0937 0965
0962 1886 1905 1900 2060 0925 0920 0990

020 APT 22 1 10 910509 1830 1890 1820 1970 2050 2000 1780
1980 1580 1780 1592 1578 1880 1750 1810 1850 1810 1830
1960 1970 1930 2080 1710 1810 1940 1810 1829 1755 1812
1857 1870 1980 1960 2070 2010 2110 2030 2140 2100 2140
2140 2120 0968 0924 1025 0899 0888 1009 1074 0978 0989
0995 0928 0945 1072 1042 0975 0944 0947 0953 0949 0981
1009 1842 1893 1870 2056 0964 0908 0970

021 CQG 30 1 10 910513 1700 1780 1830 1940 1930 2050 2020
1880 1700 1730 1696 1720 1920 1870 1730 1720 1600 1680
1780 1870 1850 1880 1690 1760 1950 1890 1959 1897 1890
1820 2260 2230 2310 2300 2310 2320 2330 2340 2330 2350
2300 2350 0955 0943 0941 1074 0983 0986 1027 1006 0952
0952 0984 0960 1032 1033 1039 1013 1004 0996 0996 0961
0979 1808 1837 1820 2311 0996 0789 0980

22 ARC 72 2 10 910513 1840 1890 1930 1980 1830 1880 1930
1970 1940 1930 1870 1530 2130 2020 1640 1730 1720 1790
1780 1770 1790 1910 1860 1900 1830 1780 2090 2170 2020
1990 2220 2160 2260 2220 2300 2270 2300 2250 2300 2220
2270 2200 0974 0975 0973 0980 1005 0685 1054 0948 0961
1006 0937 0979 1028 0963 1015 1028 1018 1013 1022 1036
1032 1852 1879 1870 2248 1025 0830 0990

023 ARG 64 2 10 901114 1870 1880 1920 1870 1900 1940 1900
1930 1760 1730 1610 1630 1950 1780 1960 1890 1870 2010
1800 1870 1930 1890 1960 1960 2030 1940 1890 1820 1930
1910 1830 1810 1930 1910 2040 1980 2100 2050 2100 2050
2120 2070 0995 1027 0979 0984 1017 0988 1096 1037 0930
0963 1021 1000 1046 1038 1010 1011 1010 1030 1024 1024
1024 1904 1891 1900 1999 1021 0949 1010

024 MRR 45 1 10 910325 1990 2050 2130 2190 1990 2090 2060
2160 1810 1930 1848 1826 1960 1930 1960 1970 2050 2070
1970 1840 1990 2040 1920 1960 1940 1920 2210 2009 2103
1983 2150 2120 2180 2200 2210 2240 2160 2270 2160 2270
2120 2220 0971 0977 0952 0954 0938 1012 1016 0995 0990
1071 0975 0980 1010 1100 1061 1014 0991 0987 0952 0952
0955 1981 2012 2000 2192 0974 0911 0980

025 ARZ 24 2 10 910516 1915 2000 2084 2100 2217 2189 2195
2155 2100 2047 1537 1652 2218 2186 1720 1700 2005 2018
2028 2068 2085 2118 2027 1970 2133 2070 2043 2044 2052
2030 2090 1847 2172 1928 2208 2135 2271 2236 2300 2348
2366 2378 0957 0990 1013 1018 1027 0931 1014 1011 0994
0981 0985 1029 1030 1000 1011 1132 1127 1034 1015 0980
0995 2060 2052 2051 2190 1041 0936 1003

026 DTP 19 1 10 910417 1910 1950 2040 2090 1970 2110 1890
2080 1770 1860 1645 1755 1900 1800 1930 1920 2010 2020
2050 2080 2020 1960 1760 1840 2040 1970 1847 1806 1798
1808 1900 2030 2020 2130 2090 2170 2140 2180 2170 2190
2210 2140 0979 0976 0934 0909 0952 0937 1056 1005 0995
0986 1031 0957 1036 1022 0995 0936 0948 0963 0982 0991
1033 1941 1973 1960 2114 0976 0926 0980

027 PUG 54 2 10 901010 1710 1720 1880 1810 1840 1910 1900
2070 1790 1830 1724 1612 2050 1940 1660 1660 1800 1710
1760 1700 1920 1840 1870 1920 2000 2020 2030 1985 1931
1887 2030 2000 2080 2040 2110 2090 2110 2100 2150 2140
2140 2130 0994 1039 0963 0918 0978 1069 1057 1000 1053
1035 1043 0974 0990 1022 1023 1015 1020 1010 1005 1005
1005 1848 1844 1850 2093 1010 0892 1000

028 CVV 57 2 10 901008 1740 1790 1830 1970 1810 1980 1840
1970 1810 1880 1415 1750 1940 1990 1640 1760 1800 1760
1770 1810 1810 1870 1760 1820 1900 1990 1864 1972 1874
1922 2140 2340 2180 2360 2200 2350 2240 2310 2180 2270
2200 2230 0972 0929 0914 0934 0963 0808 0975 0932 1023
0978 0968 0967 0955 0945 0975 0915 0924 0936 0970 0960
0987 1804 1883 1840 2250 0948 0819 0960

5.1.1. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES DE AREAS HOMOLOGAS

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el estudio individual de cada región con su homóloga contralateral en los 28 casos de controles sanos.

En cada recuadro se puede apreciar los resultados de cada estadístico en cada región tal y como fueron emitidos por el ordenador por aplicación del programa de IBM spss/pc+.

FAI_ID (Frontal anteroinferior izda/dcha)

Mean	.973	Std Err	.003	Median	.970
Mode	.995	Std Dev	.018	Variance	.000
Kurtosis	-.829	S E Kurt	.858	Skewness	.064
S E Skew	.441	Range	.066	Minimum	.939
Maximum	1.005	Sum	27.231		

IC 95 %: .967 - .979
 2,5 DE: .928 - 1.018

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.940	10.00	.951	25.00	.957
50.00	.970	75.00	.993	90.00	.996
95.00	1.003				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FPI_ID (Frontal posteroinferior izda/dcha)

Mean	.989	Std Err	.007	Median	.982
Mode	.975	Std Dev	.039	Variance	.002
Kurtosis	-.939	S E Kurt	.858	Skewness	.244
S E Skew	.441	Range	.134	Minimum	.924
Maximum	1.058	Sum	27.696		

IC 95 %: .974 - 1.004
 2,5 DE: .891 - 1.087

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.926	10.00	.937	25.00	.958
50.00	.982	75.00	1.025	90.00	1.052
95.00	1.057				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

INS_ID (Insula izda/dcha)

Mean	.969	Std Err	.007	Median	.974
Mode	.952	Std Dev	.037	Variance	.001
Kurtosis	.421	S E Kurt	.858	Skewness	-.354
S E Skew	.441	Range	.166	Minimum	.874
Maximum	1.040	Sum	27.135		

IC 95 %: .954 - .984
 2,5 DE: .876 - 1.062

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.892	10.00	.921	25.00	.942
50.00	.974	75.00	.995	90.00	1.018
95.00	1.033				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TAL_ID (Temporal anterolateral izda/dcha)

Mean	.960	Std Err	.009	Median	.963
Mode	.926	Std Dev	.047	Variance	.002
Kurtosis	-.512	S E Kurt	.858	Skewness	.310
S E Skew	.441	Range	.189	Minimum	.885
Maximum	1.074	Sum	26.882		

IC 95 %: .941 - .979
 2,5 DE: .842 - 1.078

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.889	10.00	.898	25.00	.920
50.00	.963	75.00	1.001	90.00	1.015
95.00	1.049				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TPL_ID (Temporal posterolateral izda/dcha)

Mean	.983	Std Err	.008	Median	.980
Mode	.978	Std Dev	.043	Variance	.002
Kurtosis	-.728	S E Kurt	.858	Skewness	-.190
S E Skew	.441	Range	.178	Minimum	.888
Maximum	1.066	Sum	27.529		

IC 95 %: .966 - 1.000
 2,5 DE: .875 - 1.091

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.904	10.00	.930	25.00	.942
50.00	.980	75.00	1.021	90.00	1.030
95.00	1.056				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TM_ID (Temporal medial izda/dcha)

Mean	.961	Std Err	.018	Median	.986
Mode	.986	Std Dev	.095	Variance	.009
Kurtosis	1.363	S E Kurt	.858	Skewness	-.827
S E Skew	.441	Range	.437	Minimum	.685
Maximum	1.122	Sum	26.920		

IC 95 %: .923 - .999
 2,5 DE: .723 - 1.199

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.740	10.00	.828	25.00	.915
50.00	.986	75.00	1.025	90.00	1.073
95.00	1.114				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OI_ID (Occipital inferior izda/dcha)

Mean	1.016	Std Err	.007	Median	1.015
Mode	.990	Std Dev	.035	Variance	.001
Kurtosis	-.267	S E Kurt	.858	Skewness	.306
S E Skew	.441	Range	.146	Minimum	.950
Maximum	1.096	Sum	28.445		

IC 95 %: 1.001 - 1.031
 2,5 DE: .928 - 1.104

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.958	10.00	.969	25.00	.990
50.00	1.015	75.00	1.046	90.00	1.061
95.00	1.086				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FAS_ID (Frontal anterosuperior izda/dcha)

Mean	.993	Std Err	.006	Median	.992
Mode	1.000	Std Dev	.030	Variance	.001
Kurtosis	.893	S E Kurt	.858	Skewness	.510
S E Skew	.441	Range	.132	Minimum	.932
Maximum	1.064	Sum	27.807		

IC 95 %: .980 - 1.008
 2,5 DE: .918 - 1.068

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.939	10.00	.956	25.00	.975
50.00	.992	75.00	1.006	90.00	1.039
95.00	1.062				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FMS_ID (Frontal mediosuperior izda/dcha)

Mean	.979	Std Err	.006	Median	.977
Mode	.952	Std Dev	.033	Variance	.001
Kurtosis	-.267	S E Kurt	.858	Skewness	.209
S E Skew	.441	Range	.137	Minimum	.916
Maximum	1.053	Sum	27.406		

IC 95 %: .966 - .992
 2,5 DE: .896 - 1.062

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.920	10.00	.930	25.00	.954
50.00	.977	75.00	1.007	90.00	1.024
95.00	1.044				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

F_P_ID (Frontoparietal izda/dcha)

Mean	1.011	Std Err	.013	Median	.988
Mode	.978	Std Dev	.067	Variance	.004
Kurtosis	4.140	S E Kurt	.858	Skewness	1.764
S E Skew	.441	Range	.311	Minimum	.931
Maximum	1.242	Sum	28.295		

IC 95 %: .984 - 1.038
 2,5 DE: .843 - 1.179

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.936	10.00	.947	25.00	.962
50.00	.988	75.00	1.041	90.00	1.110
95.00	1.188				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PA_ID (Parietal anterior izda/dcha)

Mean	.977	Std Err	.008	Median	.982
Mode	.924	Std Dev	.042	Variance	.002
Kurtosis	-1.039	S E Kurt	.858	Skewness	.052
S E Skew	.441	Range	.139	Minimum	.911
Maximum	1.050	Sum	27.363		

IC 95 %: .960 - .994
 2,5 DE: .872 - 1.082

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.915	10.00	.923	25.00	.933
50.00	.982	75.00	1.005	90.00	1.036
95.00	1.047				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PP_ID (Parietal posterior izda/dcha)

Mean	.976	Std Err	.008	Median	.973
Mode	.967	Std Dev	.040	Variance	.002
Kurtosis	.536	S E Kurt	.858	Skewness	.422
S E Skew	.441	Range	.177	Minimum	.894
Maximum	1.071	Sum	27.322		

IC 95 % : .959 - .993
 2,5 DE: .876 - 1.076

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.905	10.00	.923	25.00	.950
50.00	.973	75.00	1.000	90.00	1.032
95.00	1.066				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OS_ID (Occipital superior izda/dcha)

Mean	1.009	Std Err	.007	Median	1.015
Mode	1.010	Std Dev	.035	Variance	.001
Kurtosis	-1.141	S E Kurt	.858	Skewness	-.081
S E Skew	.441	Range	.117	Minimum	.955
Maximum	1.072	Sum	28.264		

IC 95 %: .994 - 1.024
 2,5 DE: .921 - 1.097

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.955	10.00	.961	25.00	.973
50.00	1.015	75.00	1.035	90.00	1.051
95.00	1.069				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CAUD_ID (Núcleo caudado izdo/dcho)

Mean	1.007	Std Err	.010	Median	1.001
Mode	.960	Std Dev	.053	Variance	.003
Kurtosis	-.344	S E Kurt	.858	Skewness	.348
S E Skew	.441	Range	.210	Minimum	.906
Maximum	1.116	Sum	28.207		

IC 95 %: .986 - 1.028
 2,5 DE: .874 - 1.140

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.922	10.00	.945	25.00	.964
50.00	1.001	75.00	1.044	90.00	1.101
95.00	1.113				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

BASE_ID (Tálamo izdo/dcho)

Mean	1.004	Std Err	.005	Median	.998
Mode	.975	Std Dev	.029	Variance	.001
Kurtosis	-.501	S E Kurt	.858	Skewness	.624
S E Skew	.441	Range	.105	Minimum	.958
Maximum	1.063	Sum	28.122		

IC 95 %: .993 - 1.015
 2,5 DE: .931 - 1.077

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.964	10.00	.973	25.00	.979
50.00	.998	75.00	1.021	90.00	1.053
95.00	1.062				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER1_ID

Mean	.986	Std Err	.012	Median	1.000
Mode	1.015	Std Dev	.066	Variance	.004
Kurtosis	-.097	S E Kurt	.858	Skewness	-.020
S E Skew	.441	Range	.279	Minimum	.853
Maximum	1.132	Sum	27.600		

IC 95 %: .961 - 1.011
 2,5 DE: .821 - 1.151

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.862	10.00	.896	25.00	.937
50.00	1.000	75.00	1.023	90.00	1.067
95.00	1.117				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER2_ID

Mean	.989	Std Err	.011	Median	.993
Mode	.885	Std Dev	.058	Variance	.003
Kurtosis	-.158	S E Kurt	.858	Skewness	.240
S E Skew	.441	Range	.242	Minimum	.885
Maximum	1.127	Sum	27.703		

IC 95 %: .966 - 1.012
 2,5 DE: .844 - 1.134

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.888	10.00	.919	25.00	.947
50.00	.993	75.00	1.031	90.00	1.068
95.00	1.105				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER3_ID

Mean	.989	Std Err	.008	Median	.984
Mode	.956	Std Dev	.040	Variance	.002
Kurtosis	-.855	S E Kurt	.858	Skewness	.069
S E Skew	.441	Range	.154	Minimum	.912
Maximum	1.066	Sum	27.685		

IC 95 %: .972 - 1.006
 2,5 DE: .889 - 1.089

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.920	10.00	.935	25.00	.956
50.00	.984	75.00	1.019	90.00	1.047
95.00	1.061				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER4_ID

Mean	.990	Std Err	.006	Median	.989
Mode	.973	Std Dev	.034	Variance	.001
Kurtosis	-.771	S E Kurt	.858	Skewness	.162
S E Skew	.441	Range	.125	Minimum	.935
Maximum	1.060	Sum	27.734		

IC 95 %: .977 - 1.003
 2,5 DE: .905 - 1.075

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.936	10.00	.947	25.00	.965
50.00	.989	75.00	1.019	90.00	1.030
95.00	1.057				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER5_ID

Mean	.992	Std Err	.006	Median	.989
Mode	.991	Std Dev	.032	Variance	.001
Kurtosis	-.351	S E Kurt	.858	Skewness	.445
S E Skew	.441	Range	.123	Minimum	.936
Maximum	1.059	Sum	27.779		

IC 95 %: .979 - 1.005
 2,5 DE: .912 - 1.072

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.941	10.00	.952	25.00	.966
50.00	.989	75.00	1.017	90.00	1.038
95.00	1.059				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER6_ID

Mean	1.000	Std Err	.006	Median	1.007
Mode	.962	Std Dev	.032	Variance	.001
Kurtosis	-.922	S E Kurt	.858	Skewness	-.253
S E Skew	.441	Range	.118	Minimum	.941
Maximum	1.059	Sum	27.988		

IC 95 %: .987 - 1.013
 2,5 DE: .920 - 1.080

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.942	10.00	.954	25.00	.975
50.00	1.007	75.00	1.025	90.00	1.033
95.00	1.050				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CER_ID

Mean	.991	Std Err	.007	Median	.981
Mode	.948	Std Dev	.037	Variance	.001
Kurtosis	-1.069	S E Kurt	.858	Skewness	.071
S E Skew	.441	Range	.127	Minimum	.925
Maximum	1.052	Sum	27.744		

IC 95 %: .976 - 1.006
 2,5 DE: .898 - 1.084

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.927	10.00	.946	25.00	.962
50.00	.981	75.00	1.023	90.00	1.048
95.00	1.051				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CE_CER (COCIENTE CEREBRO / CEREBELO)

Mean	.885	Std Err	.008	Median	.891
Mode	.885	Std Dev	.043	Variance	.002
Kurtosis	-.202	S E Kurt	.858	Skewness	-.686
S E Skew	.441	Range	.160	Minimum	.789
Maximum	.949	Sum	24.782		

IC 95 %: .868 - .902
 2,5 DE: .780 - .993

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.792	10.00	.817	25.00	.859
50.00	.891	75.00	.914	90.00	.940
95.00	.946				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

COCIE_ID (COCIENTE HEMISFERIO IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.985	Std Err	.003	Median	.990
Mode	.990	Std Dev	.016	Variance	.000
Kurtosis	-.538	S E Kurt	.858	Skewness	-.333
S E Skew	.441	Range	.060	Minimum	.950
Maximum	1.010	Sum	27.573		

IC 95 %: .979 - .991
 2,5 DE: .945 - 1.025

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.954	10.00	.960	25.00	.970
50.00	.990	75.00	1.000	90.00	1.004
95.00	1.010				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

5.1.2. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES
DE AREAS IZQUIERDAS Y CEREBELOS IZQUIERDOS

FAIZ_CER (FRONTAL ANT-INF. IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.856	Std Err	.010	Median	.859
Mode	.727	Std Dev	.055	Variance	.003
Kurtosis	.125	S E Kurt	.858	Skewness	-.653
S E Skew	.441	Range	.206	Minimum	.727
Maximum	.932	Sum	23.977		

IC 95 %: .835 - .877
 2,5 DE: .718 - .994

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.731	10.00	.789	25.00	.811
50.00	.859	75.00	.903	90.00	.926
95.00	.931				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FPIZ_CER (FRONTAL POST-INF. IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.899	Std Err	.010	Median	.906
Mode	.789	Std Dev	.055	Variance	.003
Kurtosis	-.393	S E Kurt	.858	Skewness	-.550
S E Skew	.441	Range	.195	Minimum	.789
Maximum	.985	Sum	25.160		

IC 95 %: .878 - .920
 2,5 DE: .761 - 1.037

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.791	10.00	.795	25.00	.864
50.00	.906	75.00	.940	90.00	.964
95.00	.981				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

INSZ_CER (INSULA IZQUIERDA / MEDIA CEREBELO IZDO)

Mean	.910	Std Err	.013	Median	.917
Mode	.775	Std Dev	.067	Variance	.005
Kurtosis	-.849	S E Kurt	.858	Skewness	-.248
S E Skew	.441	Range	.241	Minimum	.775
Maximum	1.016	Sum	25.473		

IC 95 %: .883 - .937
 2,5 DE: .742 - 1.078

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.787	10.00	.804	25.00	.858
50.00	.917	75.00	.963	90.00	1.000
95.00	1.011				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TALZ_CER (TALAMO IZQUIERDO / MEDIA CEREBELO IZDO)

Mean	.897	Std Err	.010	Median	.902
Mode	.818	Std Dev	.050	Variance	.003
Kurtosis	-.792	S E Kurt	.858	Skewness	.186
S E Skew	.441	Range	.181	Minimum	.818
Maximum	.999	Sum	25.113		

IC 95 %: .876 - .918
 2,5 DE: .772 - 1.022

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.820	10.00	.824	25.00	.850
50.00	.902	75.00	.937	90.00	.963
95.00	.992				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TPLZ_CER (TEMPORAL POST-LAT. IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.846	Std Err	.011	Median	.849
Mode	.737	Std Dev	.059	Variance	.004
Kurtosis	.047	S E Kurt	.858	Skewness	.141
S E Skew	.441	Range	.238	Minimum	.737
Maximum	.975	Sum	23.684		

IC 95 %: .823 - .869
 2,5 DE: .698 - .994

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.737	10.00	.763	25.00	.808
50.00	.849	75.00	.873	90.00	.941
95.00	.966				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TMZ_CER (TEMPORAL MEDIAL IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.768	Std Err	.010	Median	.769
Mode	.646	Std Dev	.053	Variance	.003
Kurtosis	-.424	S E Kurt	.858	Skewness	-.234
S E Skew	.441	Range	.218	Minimum	.646
Maximum	.864	Sum	21.508		

IC 95 %: .747 - .789
 2,5 DE: .635 - .901

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.665	10.00	.693	25.00	.722
50.00	.769	75.00	.815	90.00	.836
95.00	.860				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OIZ_CER (OCCIPITAL IZDA / MEDIA CEREBELO IZDO)

Mean	.918	Std Err	.010	Median	.919
Mode	.809	Std Dev	.052	Variance	.003
Kurtosis	-.474	S E Kurt	.858	Skewness	-.218
S E Skew	.441	Range	.206	Minimum	.809
Maximum	1.015	Sum	25.709		

IC 95 %: .897 - .939
 2,5 DE: .788 - 1.048

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.820	10.00	.838	25.00	.886
50.00	.919	75.00	.956	90.00	.993
95.00	1.006				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FASZ_CER (FRONTAL ANT-SUP. IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.859	Std Err	.014	Median	.870
Mode	.721	Std Dev	.074	Variance	.006
Kurtosis	-.879	S E Kurt	.858	Skewness	-.295
S E Skew	.441	Range	.264	Minimum	.721
Maximum	.984	Sum	24.063		

IC 95 %: .830 - .888
 2,5 DE: .674 - 1.044

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.724	10.00	.747	25.00	.810
50.00	.870	75.00	.920	90.00	.951
95.00	.978				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FMSZ_CER (FRONTAL MEDIO-SUP. IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.857	Std Err	.012	Median	.864
Mode	.694	Std Dev	.063	Variance	.004
Kurtosis	.459	S E Kurt	.858	Skewness	-.731
S E Skew	.441	Range	.269	Minimum	.694
Maximum	.962	Sum	24.007		

IC 95 %: .832 - .882
 2,5 DE: .699 - 1.015

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.717	10.00	.755	25.00	.816
50.00	.864	75.00	.902	90.00	.928
95.00	.956				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

F_PZ_CER (FRONTAL POSTERIOR IZDA / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.882	Std Err	.012	Median	.887
Mode	.772	Std Dev	.065	Variance	.004
Kurtosis	-1.156	S E Kurt	.858	Skewness	-.049
S E Skew	.441	Range	.213	Minimum	.772
Maximum	.985	Sum	24.695		
IC 95 %: .857 - .907					
2,5 DE: .719 - 1.045					
Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.777	10.00	.787	25.00	.828
50.00	.887	75.00	.940	90.00	.972
95.00	.983				
Valid Cases	28	Missing Cases	0		

PAZ_CER (PARIETAL ANTERIOR IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.892	Std Err	.012	Median	.914
Mode	.765	Std Dev	.065	Variance	.004
Kurtosis	-1.128	S E Kurt	.858	Skewness	-.339
S E Skew	.441	Range	.221	Minimum	.765
Maximum	.986	Sum	24.983		
IC 95 %: .867 - .917					
2,5 DE: .730 - 1.055					
Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.775	10.00	.801	25.00	.834
50.00	.914	75.00	.954	90.00	.969
95.00	.985				
Valid Cases	28	Missing Cases	0		

PPZ_CER (PARIETAL POSTERIOR IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.857	Std Err	.011	Median	.844
Mode	.733	Std Dev	.059	Variance	.003
Kurtosis	-.019	S E Kurt	.858	Skewness	.389
S E Skew	.441	Range	.250	Minimum	.733
Maximum	.983	Sum	23.997		
IC 95 %: .834 - .880					
2,5 DE: .709 - 1.005					
Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.757	10.00	.791	25.00	.818
50.00	.844	75.00	.899	90.00	.957
95.00	.977				
Valid Cases	28	Missing Cases	0		

OS7_CER (OCCIPITAL SUPERIOR IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.925	Std Err	.013	Median	.945
Mode	.804	Std Dev	.068	Variance	.005
Kurtosis	-1.035	S E Kurt	.858	Skewness	-.247
S E Skew	.441	Range	.226	Minimum	.804
Maximum	1.030	Sum	25.914		

IC 95 %: .898 - .952
 2,5 DE: .755 - 1.095

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.805	10.00	.826	25.00	.872
50.00	.945	75.00	.984	90.00	1.015
95.00	1.026				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CAUZ_CER (CAUDADO IZQUIERDO / MEDIA CEREBELO IZDO)

Mean	.905	Std Err	.012	Median	.910
Mode	.794	Std Dev	.065	Variance	.004
Kurtosis	-.695	S E Kurt	.858	Skewness	-.022
S E Skew	.441	Range	.228	Minimum	.794
Maximum	1.022	Sum	25.346		

IC 95 %: .880 - .930
 2,5 DE: .742 - 1.068

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.794	10.00	.797	25.00	.853
50.00	.910	75.00	.960	90.00	1.001
95.00	1.021				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

BASZ_CER (REGION TALAMO IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.901	Std Err	.013	Median	.906
Mode	.755	Std Dev	.067	Variance	.005
Kurtosis	-.089	S E Kurt	.858	Skewness	-.290
S E Skew	.441	Range	.272	Minimum	.755
Maximum	1.027	Sum	25.227		

IC 95 %: .874 - .928
 2,5 DE: .733 - 1.069

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.759	10.00	.814	25.00	.858
50.00	.906	75.00	.955	90.00	.991
95.00	1.019				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

HCZ_CER (MEDIA HEMISFERIO CBRAL IZDO / MEDIA CBLO IZDO)

Mean	.883	Std Err	.009	Median	.885
Mode	.784	Std Dev	.049	Variance	.002
Kurtosis	-.755	S E Kurt	.858	Skewness	-.361
S E Skew	.441	Range	.181	Minimum	.784
Maximum	.964	Sum	24.728		

IC 95 %: .864 - .902
2,5 DE: .760 - 1.001

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.788	10.00	.812	25.00	.837
50.00	.885	75.00	.920	90.00	.944
95.00	.959				

Valid Cases	28	Missing Cases	0
-------------	----	---------------	---

5.1.3. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES
DE AREAS DERECHAS Y CEREBELO DERECHO GLOBAL

FAID_CER (FRONTAL ANTERO-INF. DCHA / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.872	Std Err	.011	Median	.881
Mode	.749	Std Dev	.058	Variance	.003
Kurtosis	-.718	S E Kurt	.858	Skewness	-.640
S E Skew	.441	Range	.201	Minimum	.749
Maximum	.950	Sum	24.423		

IC 95 %: .849 - .895
 2,5 DE: .727 - 1.017

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.758	10.00	.774	25.00	.829
50.00	.881	75.00	.920	90.00	.933
95.00	.943				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FPID_CER (FRONTO-PARIETAL INF.DCHA. /MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.901	Std Err	.011	Median	.903
Mode	.774	Std Dev	.058	Variance	.003
Kurtosis	-.700	S E Kurt	.858	Skewness	-.383
S E Skew	.441	Range	.212	Minimum	.774
Maximum	.986	Sum	25.217		

IC 95 %: .878 - .924
 2,5 DE: .756 - 1.046

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.785	10.00	.817	25.00	.859
50.00	.903	75.00	.946	90.00	.977
95.00	.983				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

INSD_CER (REGION INSULAR DERECHA / MEDIA CEREBELO DCHO)

Mean	.929	Std Err	.011	Median	.942
Mode	.806	Std Dev	.056	Variance	.003
Kurtosis	.033	S E Kurt	.858	Skewness	-.808
S E Skew	.441	Range	.215	Minimum	.806
Maximum	1.020	Sum	26.021		

IC 95 %: .906 - .952
 2,5 DE: .789 - 1.069

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.807	10.00	.843	25.00	.893
50.00	.942	75.00	.963	90.00	.988
95.00	1.014				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TALD_CER

Mean	.926	Std Err	.009	Median	.935
Mode	.812	Std Dev	.049	Variance	.002
Kurtosis	.296	S E Kurt	.858	Skewness	-.860
S E Skew	.441	Range	.192	Minimum	.812
Maximum	1.005	Sum	25.930		

IC 95 %: .907 - .945
 2,5 DE: .804 - 1.049

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.817	10.00	.837	25.00	.894
50.00	.935	75.00	.956	90.00	.977
95.00	1.000				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TPLD_CER (TEMP-PARIETAL DERECHA / MEDIA CEREBELO DCHO)

Mean	.852	Std Err	.008	Median	.863
Mode	.869	Std Dev	.044	Variance	.002
Kurtosis	.909	S E Kurt	.858	Skewness	-.386
S E Skew	.441	Range	.207	Minimum	.747
Maximum	.954	Sum	23.855		

IC 95 %: .835 - .869
 2,5 DE: .742 - .962

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.755	10.00	.783	25.00	.827
50.00	.863	75.00	.874	90.00	.904
95.00	.934				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TMD_CER (TEMPORAL MEDIAL DCHA / MEDIA CBLO DERECHO)

Mean	.777	Std Err	.009	Median	.775
Mode	.686	Std Dev	.047	Variance	.002
Kurtosis	.323	S E Kurt	.858	Skewness	.046
S E Skew	.441	Range	.205	Minimum	.686
Maximum	.891	Sum	21.765		

IC 95 %: .758 - .796
 2,5 DE: .659 - .895

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.687	10.00	.701	25.00	.751
50.00	.775	75.00	.816	90.00	.833
95.00	.868				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OID_CER (OCCIPITAL INF. DCHA / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.896	Std Err	.010	Median	.905
Mode	.795	Std Dev	.052	Variance	.003
Kurtosis	.755	S E Kurt	.858	Skewness	.085
S E Skew	.441	Range	.224	Minimum	.795
Maximum	1.019	Sum	25.076		

IC 95 %: .875 - .917
 2,5 DE: .766 - 1.026

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.797	10.00	.807	25.00	.868
50.00	.905	75.00	.917	90.00	.962
95.00	1.009				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FASD_CER (FRONTAL ANTERO-SUP. DCHA / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.856	Std Err	.011	Median	.862
Mode	.743	Std Dev	.058	Variance	.003
Kurtosis	-.470	S E Kurt	.858	Skewness	-.412
S E Skew	.441	Range	.212	Minimum	.743
Maximum	.955	Sum	23.974		

IC 95 %: .833 - .879
 2,5 DE: .711 - 1.001

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.744	10.00	.760	25.00	.807
50.00	.862	75.00	.893	90.00	.939
95.00	.949				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FMSD_CER (FRONTAL MEDIO SUP.DCHA / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.868	Std Err	.012	Median	.874
Mode	.726	Std Dev	.065	Variance	.004
Kurtosis	.545	S E Kurt	.858	Skewness	-.345
S E Skew	.441	Range	.290	Minimum	.726
Maximum	1.016	Sum	24.302		

IC 95 %: .843 - .893
 2,5 DE: .705 - 1.035

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.729	10.00	.759	25.00	.831
50.00	.874	75.00	.900	90.00	.943
95.00	.984				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

F_PD_CER (FRONTO-PARIETAL DCHA / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.866	Std Err	.012	Median	.862
Mode	.720	Std Dev	.064	Variance	.004
Kurtosis	-.613	S E Kurt	.858	Skewness	-.090
S E Skew	.441	Range	.252	Minimum	.720
Maximum	.972	Sum	24.247		

IC 95 %: .841 - .891
 2,5 DE: .706 - 1.026

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.748	10.00	.789	25.00	.817
50.00	.862	75.00	.931	90.00	.954
95.00	.968				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PAD_CER (PARIETAL ANTERIOR DERECHO / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.902	Std Err	.010	Median	.911
Mode	.787	Std Dev	.052	Variance	.003
Kurtosis	-.231	S E Kurt	.858	Skewness	-.392
S E Skew	.441	Range	.207	Minimum	.787
Maximum	.994	Sum	25.263		

IC 95 %: .881 - .923
 2,5 DE: .772 - 1.032

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.797	10.00	.812	25.00	.862
50.00	.911	75.00	.946	90.00	.963
95.00	.991				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PPD_CER (PARIETAL POST. DERECHO / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.870	Std Err	.011	Median	.865
Mode	.760	Std Dev	.056	Variance	.003
Kurtosis	.250	S E Kurt	.858	Skewness	.074
S E Skew	.441	Range	.230	Minimum	.760
Maximum	.991	Sum	24.367		

IC 95 %: .847 - .893
 2,5 DE: .730 - 1.010

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.764	10.00	.786	25.00	.844
50.00	.865	75.00	.914	90.00	.936
95.00	.989				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OSD_CER (OCCIPITAL SUPERIOR DERECHO / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.908	Std Err	.011	Median	.910
Mode	.802	Std Dev	.056	Variance	.003
Kurtosis	-.194	S E Kurt	.858	Skewness	.134
S E Skew	.441	Range	.240	Minimum	.802
Maximum	1.042	Sum	25.419		

IC 95 %: .885 - .931
 2,5 DE: .768 - 1.048

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.808	10.00	.825	25.00	.865
50.00	.910	75.00	.953	90.00	.971
95.00	1.014				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CAUD_CER (CAUDADO DERECHO / MEDIA CEREBELO DERECHO)

Mean	.892	Std Err	.014	Median	.886
Mode	.742	Std Dev	.076	Variance	.006
Kurtosis	.253	S E Kurt	.858	Skewness	.435
S E Skew	.441	Range	.341	Minimum	.742
Maximum	1.083	Sum	24.969		

IC 95 %: .863 - .921
 2,5 DE: .702 - 1.082

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.763	10.00	.804	25.00	.833
50.00	.886	75.00	.949	90.00	.982
95.00	1.058				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

BASD_CER (REGION TALAMICA DERECHA / MEDIA CBLO DERECHO)

Mean	.889	Std Err	.013	Median	.896
Mode	.728	Std Dev	.069	Variance	.005
Kurtosis	.781	S E Kurt	.858	Skewness	.104
S E Skew	.441	Range	.323	Minimum	.728
Maximum	1.051	Sum	24.886		

IC 95 %: .862 - .916
 2,5 DE: .716 - 1.062

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.754	10.00	.800	25.00	.835
50.00	.896	75.00	.924	90.00	.972
95.00	1.042				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

HCD_CER (MEDIA HEMISFERIO DERECHO / MEDIA CBLO DCHO)

Mean	.887	Std Err	.008	Median	.890
Mode	.794	Std Dev	.044	Variance	.002
Kurtosis	.024	S E Kurt	.858	Skewness	-.522
S E Skew	.441	Range	.166	Minimum	.794
Maximum	.960	Sum	24.839		

IC 95 %: .870 - .904
 2,5 DE: .777 - .997

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.795	10.00	.813	25.00	.862
50.00	.890	75.00	.913	90.00	.956
95.00	.958				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

5.1.4. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES
DE HEMISFERIOS IZDO Y DCHO Y CEREBELO CONTRALATERAL

CBLOIZ (MEDIA CEREBELOSIZQUIERDA)

Mean	213.426	Std Err	1.747	Median	213.000
Mode	210.333	Std Dev	9.242	Variance	85.416
Kurtosis	-.949	S E Kurt	.858	Skewness	.171
S E Skew	.441	Range	32.667	Minimum	198.000
Maximum	230.667	Sum	5975.917		

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	198.300	10.00	201.517	25.00	205.625
50.00	213.000	75.00	222.208	90.00	227.500
95.00	229.242				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CBLODE (MEDIA CEREBELOSIZDERECHA)

Mean	215.501	Std Err	1.641	Median	215.267
Mode	212.167	Std Dev	8.681	Variance	75.356
Kurtosis	-.235	S E Kurt	.858	Skewness	-.172
S E Skew	.441	Range	33.667	Minimum	197.833
Maximum	231.500	Sum	6034.017		

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	198.958	10.00	201.533	25.00	210.292
50.00	215.267	75.00	221.875	90.00	228.000
95.00	231.275				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

HC12_CBD (MEDIA CEREBRAL IZDA / MEDIA CEREBELOSIZDERECHA)

Mean	.875	Std Err	.009	Median	.883
Mode	.781	Std Dev	.049	Variance	.002
Kurtosis	-.364	S E Kurt	.858	Skewness	-.342
S E Skew	.441	Range	.181	Minimum	.781
Maximum	.962	Sum	24.488		

IC 95 %: .856 - .894
2,5 DE: .752 - .998

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.781	10.00	.796	25.00	.845
50.00	.883	75.00	.910	90.00	.937
95.00	.961				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

HCDE_CBZ (MEDIA CEREBRAL DERECHA/MEDIA CEREBELOSA IZDA)

Mean	.896	Std Err	.009	Median	.908
Mode	.793	Std Dev	.047	Variance	.002
Kurtosis	-.282	S E Kurt	.858	Skewness	-.646
S E Skew	.441	Range	.170	Minimum	.793
Maximum	.962	Sum	25.087		

IC 95 %: .877 - .915
 2,5 DE: .778 - 1.014

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.794	10.00	.823	25.00	.868
50.00	.908	75.00	.936	90.00	.947
95.00	.961				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

COCIENTES

FRONTAL/POSTERIOR

FRON_GL [FRONTO-POSTERIOR GLOBAL]: (frontal anteroinferior, posteroinferior, anterosuperior y frontal mediosuperior) / (occipital inferior y superior, parietal posterior y temporal posterolateral).

Mean	.986	Std Err	.010	Median	.996
Mode	.883	Std Dev	.053	Variance	.003
Kurtosis	-.568	S E Kurt	.858	Skewness	.061
S E Skew	.441	Range	.213	Minimum	.883
Maximum	1.096	Sum	27.617		

IC 95 %: .965 - 1.007
 2,5 DE: .853 - 1.119

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.893	10.00	.910	25.00	.944
50.00	.996	75.00	1.011	90.00	1.063
95.00	1.083				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FRON_IZ [FRONTO-POSTERIOR IZDO] (mismas áreas, pero unilaterales)

Mean	.980	Std Err	.010	Median	.983
Mode	.892	Std Dev	.055	Variance	.003
Kurtosis	-.648	S E Kurt	.858	Skewness	.360
S E Skew	.441	Range	.210	Minimum	.892
Maximum	1.102	Sum	27.440		

IC 95 %: .959 - 1.001
 2,5 DE: .842 - 1.118

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.901	10.00	.914	25.00	.926
50.00	.983	75.00	1.016	90.00	1.061
95.00	1.085				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FRON_DE [FRONTO-POSTERIOR DERECHO] (mismas áreas, pero unilaterales)

Mean	.993	Std Err	.010	Median	.996
Mode	.874	Std Dev	.054	Variance	.003
Kurtosis	-.242	S E Kurt	.858	Skewness	-.329
S E Skew	.441	Range	.216	Minimum	.874
Maximum	1.090	Sum	27.799		

IC 95 %: .972 - 1.014
 2,5 DE: .858 - 1.128

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.883	10.00	.898	25.00	.956
50.00	.996	75.00	1.032	90.00	1.068
95.00	1.081				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

5.1.5. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES
DE AREAS IZDAS Y HEMISFERIO DERECHO GLOBAL

FAIZ_HD (FRONTAL ANT-INF. IZDA / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.956	Std Err	.008	Median	.958
Mode	.890	Std Dev	.042	Variance	.002
Kurtosis	-.407	S E Kurt	.858	Skewness	.519
S E Skew	.441	Range	.156	Minimum	.890
Maximum	1.046	Sum	26.767		

IC 95 %: .939 - .973
 2,5 DE: .851 - 1.061

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.891	10.00	.909	25.00	.923
50.00	.958	75.00	.980	90.00	1.030
95.00	1.042				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FPIZ_HD (FRONTAL POST-INF. IZDA / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.003	Std Err	.006	Median	1.005
Mode	.927	Std Dev	.034	Variance	.001
Kurtosis	.077	S E Kurt	.858	Skewness	-.024
S E Skew	.441	Range	.153	Minimum	.927
Maximum	1.080	Sum	28.083		

IC 95 %: .990 - 1.016
 2,5 DE: .918 - 1.088

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.939	10.00	.957	25.00	.976
50.00	1.005	75.00	1.029	90.00	1.042
95.00	1.071				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

INSZ_HD (REGION INSULAR IZDA / HEMISFERIO DERECHO)

Mean	1.015	Std Err	.009	Median	1.024
Mode	.911	Std Dev	.046	Variance	.002
Kurtosis	-.285	S E Kurt	.858	Skewness	-.381
S E Skew	.441	Range	.181	Minimum	.911
Maximum	1.092	Sum	28.422		

IC 95 %: .996 - 1.034
 2,5 DE: .900 - 1.130

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.916	10.00	.957	25.00	.980
50.00	1.024	75.00	1.049	90.00	1.081
95.00	1.088				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TALZ_HD (TEMPORAL ANT-LAT. IZDA / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.002	Std Err	.008	Median	.995
Mode	.939	Std Dev	.043	Variance	.002
Kurtosis	-.568	S E Kurt	.858	Skewness	.290
S E Skew	.441	Range	.161	Minimum	.939
Maximum	1.100	Sum	28.048		

IC 95 %: .985 - 1.019
 2,5 DE: .894 - 1.109

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.939	10.00	.940	25.00	.963
50.00	.995	75.00	1.035	90.00	1.060
95.00	1.086				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TPLZ_HD (TEMPORAL POST-LAT. IZDA / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.944	Std Err	.009	Median	.941
Mode	.835	Std Dev	.049	Variance	.002
Kurtosis	-.377	S E Kurt	.858	Skewness	-.165
S E Skew	.441	Range	.198	Minimum	.835
Maximum	1.032	Sum	26.441		

IC 95 %: .925 - .963
 2,5 DE: .821 - 1.067

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.849	10.00	.874	25.00	.909
50.00	.941	75.00	.970	90.00	1.014
95.00	1.028				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TMZ_HD (TEMPORAL MEDIO IZQUIERDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.859	Std Err	.013	Median	.846
Mode	.748	Std Dev	.070	Variance	.005
Kurtosis	-.980	S E Kurt	.858	Skewness	.113
S E Skew	.441	Range	.247	Minimum	.748
Maximum	.995	Sum	24.056		

IC 95 %: .832 - .886
 2,5 DE: .684 - 1.034

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.748	10.00	.751	25.00	.807
50.00	.846	75.00	.922	90.00	.953
95.00	.980				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OIZ_HD (OCCIPITAL INFERIOR IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.026	Std Err	.009	Median	1.026
Mode	1.000	Std Dev	.046	Variance	.002
Kurtosis	.487	S E Kurt	.858	Skewness	.200
S E Skew	.441	Range	.211	Minimum	.923
Maximum	1.134	Sum	28.715		

IC 95 %: 1.007 - 1.045
 2,5 DE: .911 - 1.141

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.941	10.00	.973	25.00	.995
50.00	1.026	75.00	1.054	90.00	1.084
95.00	1.124				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FASZ_HD (FRONTAL ANT-SUP. IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.959	Std Err	.011	Median	.953
Mode	.838	Std Dev	.056	Variance	.003
Kurtosis	-.694	S E Kurt	.858	Skewness	-.252
S E Skew	.441	Range	.213	Minimum	.838
Maximum	1.052	Sum	26.839		

IC 95 %: .936 - .982
 2,5 DE: .819 - 1.099

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.853	10.00	.873	25.00	.921
50.00	.953	75.00	1.010	90.00	1.034
95.00	1.045				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FMSZ_HD (FRONTAL MEDIO SUP. IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.956	Std Err	.007	Median	.958
Mode	.871	Std Dev	.037	Variance	.001
Kurtosis	.064	S E Kurt	.858	Skewness	-.359
S E Skew	.441	Range	.148	Minimum	.871
Maximum	1.019	Sum	26.778		

IC 95 %: .941 - .971
 2,5 DE: .863 - 1.049

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.880	10.00	.900	25.00	.939
50.00	.958	75.00	.979	90.00	1.016
95.00	1.019				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

F_PZ_HD (FRONTO-PARIETAL IZQUIERDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.984	Std Err	.007	Median	.981
Mode	.924	Std Dev	.035	Variance	.001
Kurtosis	-.672	S E Kurt	.858	Skewness	.376
S E Skew	.441	Range	.129	Minimum	.924
Maximum	1.053	Sum	27.543		

IC 95 %: .969 - .999
 2,5 DE: .896 - 1.072

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.931	10.00	.940	25.00	.956
50.00	.981	75.00	1.005	90.00	1.038
95.00	1.047				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PAZ_HD (PARIETAL ANTERIOR IZQUIERDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.995	Std Err	.007	Median	.996
Mode	.909	Std Dev	.036	Variance	.001
Kurtosis	-.033	S E Kurt	.858	Skewness	-.556
S E Skew	.441	Range	.146	Minimum	.909
Maximum	1.055	Sum	27.866		

IC 95 %: .980 - 1.001
 2,5 DE: .905 - 1.085

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.918	10.00	.948	25.00	.968
50.00	.996	75.00	1.021	90.00	1.042
95.00	1.051				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PPZ_HD (PARIETAL POSTERIOR IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	.957	Std Err	.009	Median	.966
Mode	.877	Std Dev	.047	Variance	.002
Kurtosis	-1.141	S E Kurt	.858	Skewness	.026
S E Skew	.441	Range	.162	Minimum	.877
Maximum	1.040	Sum	26.790		

IC 95 %: .938 - .976
 2,5 DE: .840 - 1.075

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.884	10.00	.896	25.00	.913
50.00	.966	75.00	.990	90.00	1.016
95.00	1.038				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OSZ_HD (OCCIPITAL SUPERIOR IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.033	Std Err	.009	Median	1.039
Mode	.944	Std Dev	.050	Variance	.002
Kurtosis	-.971	S E Kurt	.858	Skewness	-.301
S E Skew	.441	Range	.179	Minimum	.944
Maximum	1.123	Sum	28.918		

IC 95 %: 1.014 - 1.052
 2,5 DE: .908 - 1.158

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.947	10.00	.957	25.00	.989
50.00	1.039	75.00	1.074	90.00	1.087
95.00	1.110				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CAUZ_HD (NUCLEO CAUDADO IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.011	Std Err	.011	Median	1.005
Mode	.894	Std Dev	.060	Variance	.004
Kurtosis	-.608	S E Kurt	.858	Skewness	.027
S E Skew	.441	Range	.222	Minimum	.894
Maximum	1.117	Sum	28.305		

IC 95 %: .988 - 1.034
 2,5 DE: .861 - 1.161

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.903	10.00	.931	25.00	.969
50.00	1.005	75.00	1.058	90.00	1.102
95.00	1.115				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

BASZ_HD (GANGLIOS DE LA BASE IZDO / HEMISFERIO DCHO)

Mean	1.006	Std Err	.012	Median	1.014
Mode	.871	Std Dev	.065	Variance	.004
Kurtosis	-.141	S E Kurt	.858	Skewness	-.069
S E Skew	.441	Range	.278	Minimum	.871
Maximum	1.149	Sum	28.174		

IC 95 %: .981 - 1.031
 2,5 DE: .843 - 1.169

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.883	10.00	.910	25.00	.957
50.00	1.014	75.00	1.046	90.00	1.093
95.00	1.126				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

5.1.6. RESULTADOS ESTADISTICOS PARA COCIENTES
DE AREAS DCHAS Y HEMISFERIO IZQUIERDO GLOBAL

FAID_HI (FRONTAL ANT-INF. DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	.998	Std Err	.008	Median	.988
Mode	.931	Std Dev	.044	Variance	.002
Kurtosis	3.802	S E Kurt	.858	Skewness	1.398
S E Skew	.441	Range	.217	Minimum	.931
Maximum	1.147	Sum	27.933		

IC 95 %: .981 - 1.015
 2,5 DE: .888 - 1.108

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.934	10.00	.940	25.00	.970
50.00	.988	75.00	1.023	90.00	1.047
95.00	1.109				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FPID_HI (FRONTAL POST-INF. DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	1.030	Std Err	.008	Median	1.032
Mode	.967	Std Dev	.040	Variance	.002
Kurtosis	-1.099	S E Kurt	.858	Skewness	.021
S E Skew	.441	Range	.139	Minimum	.967
Maximum	1.106	Sum	28.841		

IC 95 %: 1.013 - 1.047
 2,5 DE: .930 - 1.130

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.968	10.00	.979	25.00	.986
50.00	1.032	75.00	1.065	90.00	1.084
95.00	1.099				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

INSD_HI (INSULA DERECHA / HEMISFERIO IZDO.)

Mean	1.063	Std Err	.007	Median	1.062
Mode	1.000	Std Dev	.035	Variance	.001
Kurtosis	-.773	S E Kurt	.858	Skewness	-.040
S E Skew	.441	Range	.134	Minimum	1.000
Maximum	1.134	Sum	29.762		

IC 95 %: 1.048 - 1.078
 2,5 DE: .975 - 1.151

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	1.006	10.00	1.013	25.00	1.031
50.00	1.062	75.00	1.090	90.00	1.105
95.00	1.127				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TALD_HI (TEMPORAL ANT-LAT. DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	1.059	Std Err	.006	Median	1.051
Mode	1.014	Std Dev	.031	Variance	.001
Kurtosis	-1.186	S E Kurt	.858	Skewness	.276
S E Skew	.441	Range	.106	Minimum	1.014
Maximum	1.120	Sum	29.666		

IC 95 %: 1.046 - 1.072
 2,5 DE: .981 - 1.137

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	1.017	10.00	1.021	25.00	1.037
50.00	1.051	75.00	1.087	90.00	1.103
95.00	1.113				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TPLD_HI (TEMPORAL POST-LAT. DCHA / HEM.IZDO)

Mean	.975	Std Err	.007	Median	.976
Mode	.909	Std Dev	.035	Variance	.001
Kurtosis	-.164	S E Kurt	.858	Skewness	.014
S E Skew	.441	Range	.134	Minimum	.909
Maximum	1.042	Sum	27.300		

IC 95 %: .960 - .990
 2,5 DE: .887 - 1.063

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.910	10.00	.921	25.00	.952
50.00	.976	75.00	.992	90.00	1.027
95.00	1.042				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

TMD_HI (TEMPORAL MEDIAL DERECHA / HEM.IZDO.)

Mean	.890	Std Err	.009	Median	.895
Mode	.798	Std Dev	.048	Variance	.002
Kurtosis	-.790	S E Kurt	.858	Skewness	-.081
S E Skew	.441	Range	.175	Minimum	.798
Maximum	.972	Sum	24.917		

IC 95 %: .871 - .909
 2,5 DE: .770 - 1.010

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.800	10.00	.824	25.00	.854
50.00	.895	75.00	.929	90.00	.955
95.00	.971				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OID_HI (OCCIPITAL INFERIOR DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	1.025	Std Err	.009	Median	1.029
Mode	.927	Std Dev	.047	Variance	.002
Kurtosis	-.435	S E Kurt	.858	Skewness	-.368
S E Skew	.441	Range	.176	Minimum	.927
Maximum	1.103	Sum	28.700		

IC 95 %: 1.006 - 1.044
 2,5 DE: .907 - 1.143

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.931	10.00	.949	25.00	.991
50.00	1.029	75.00	1.061	90.00	1.090
95.00	1.098				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FASD_HI (FRONTAL ANT-SUP. DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	.980	Std Err	.010	Median	.991
Mode	.825	Std Dev	.054	Variance	.003
Kurtosis	2.165	S E Kurt	.858	Skewness	-.298
S E Skew	.441	Range	.288	Minimum	.825
Maximum	1.114	Sum	27.434		

IC 95 %: .959 - 1.001
 2,5 DE: .845 - 1.115

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.858	10.00	.931	25.00	.940
50.00	.991	75.00	1.006	90.00	1.043
95.00	1.094				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

FMSD_HI (FRONTAL MEDIO-SUP. DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	.992	Std Err	.008	Median	.992
Mode	.920	Std Dev	.042	Variance	.002
Kurtosis	-1.010	S E Kurt	.858	Skewness	-.128
S E Skew	.441	Range	.136	Minimum	.920
Maximum	1.056	Sum	27.778		

IC 95 %: .975 - 1.009
 2,5 DE: .887 - 1.097

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.922	10.00	.929	25.00	.967
50.00	.992	75.00	1.033	90.00	1.052
95.00	1.054				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

F_PD_HI (FRONTO-PARIETAL DCHA / HEM.IZDO.)

Mean	.991	Std Err	.012	Median	1.001
Mode	.845	Std Dev	.063	Variance	.004
Kurtosis	-.244	S E Kurt	.858	Skewness	-.573
S E Skew	.441	Range	.232	Minimum	.845
Maximum	1.077	Sum	27.748		

IC 95 %: .966 - 1.016
 2,5 DE: .833 - 1.149

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.859	10.00	.883	25.00	.946
50.00	1.001	75.00	1.033	90.00	1.070
95.00	1.075				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PAD_HI (PARIETAL ANT. DCHA. / HEM.IZDO.)

Mean	1.032	Std Err	.006	Median	1.029
Mode	.986	Std Dev	.032	Variance	.001
Kurtosis	2.606	S E Kurt	.858	Skewness	1.272
S E Skew	.441	Range	.143	Minimum	.986
Maximum	1.129	Sum	28.897		

IC 95 %: 1.019 - 1.045
 2,5 DE: .952 - 1.112

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.988	10.00	.992	25.00	1.012
50.00	1.029	75.00	1.044	90.00	1.072
95.00	1.118				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

PPD_HI (PARIETAL POST. DCHA. / HEM. IZDO.)

Mean	.995	Std Err	.007	Median	.994
Mode	.915	Std Dev	.039	Variance	.002
Kurtosis	1.005	S E Kurt	.858	Skewness	.536
S E Skew	.441	Range	.189	Minimum	.915
Maximum	1.104	Sum	27.869		

IC 95 %: .980 - 1.010
 2,5 DE: .897 - 1.093

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.930	10.00	.952	25.00	.959
50.00	.994	75.00	1.023	90.00	1.041
95.00	1.083				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

OSD_HI (OCCIPITAL SUPERIOR DCHA / HEM. IZDO.)

Mean	1.039	Std Err	.009	Median	1.033
Mode	.961	Std Dev	.046	Variance	.002
Kurtosis	-.741	S E Kurt	.858	Skewness	.319
S E Skew	.441	Range	.171	Minimum	.961
Maximum	1.133	Sum	29.084		

IC 95 %: 1.020 - 1.058
 2,5 DE: .924 - 1.154

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.965	10.00	.981	25.00	.999
50.00	1.033	75.00	1.068	90.00	1.105
95.00	1.125				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

CAUD_HI (CAUDADO DERECHO / HEM. IZDO.)

Mean	1.021	Std Err	.015	Median	1.022
Mode	.901	Std Dev	.080	Variance	.006
Kurtosis	-.046	S E Kurt	.858	Skewness	.568
S E Skew	.441	Range	.289	Minimum	.901
Maximum	1.190	Sum	28.578		

IC 95 %: .989 - 1.053
 2,5 DE: .821 - 1.221

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.903	10.00	.922	25.00	.954
50.00	1.022	75.00	1.064	90.00	1.173
95.00	1.189				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

BASD_HI (REGION TALAMICA DERECHA / HEM. IZDO.)

Mean	1.017	Std Err	.012	Median	1.011
Mode	.907	Std Dev	.062	Variance	.004
Kurtosis	-.035	S E Kurt	.858	Skewness	.080
S E Skew	.441	Range	.248	Minimum	.907
Maximum	1.154	Sum	28.466		

IC 95 %: .992 - 1.042
 2,5 DE: .862 - 1.172

Percentile	Value	Percentile	Value	Percentile	Value
5.00	.908	10.00	.915	25.00	.987
50.00	1.011	75.00	1.055	90.00	1.099
95.00	1.143				

Valid Cases 28 Missing Cases 0

Con los resultados que se han mostrado anteriormente se conformó una tabla de resultados normales de cada uno de los índices mencionados, con sus rangos de variabilidad normal correspondientes, con los que valorar con mayor rapidez si un valor concreto se encontraba dentro o fuera del mismo.

RANGO DE VARIABILIDAD NORMAL POR REGIONES
CORTE MEDIO - VENTRICULAR

AREA DE CUANTIFICACION	HEMISF. IZDO.	HEMISF. DCHO.
FRONTAL ANTERO INFERIOR	63 %	64 %
FRONTAL POSTERO INFERIOR	64 %	64 %
REGION DE LA INSULA	67 %	68 %
TEMPORAL ANTERO LATERAL	66 %	70 %
TEMPORAL POSTERO LATERAL	61 %	66 %
OCCIPITAL INFERIOR	67 %	66 %

* LOS % SON REFERENTES A LA ACTIVIDAD CEREBELAR MAXIMA

RANGO DE VARIABILIDAD NORMAL POR REGIONES
CORTE SUPRA - VENTRICULAR

AREA DE CUANTIFICACION	HEMISF. IZDO.	HEMISF. DCHO.
FRONTAL ANTERO SUPERIOR	60 %	61 %
FRONTAL MEDIO SUPERIOR	60 %	61 %
FRONTO PARIETAL	63 %	60 %
PARIETAL ANTERIOR	64 %	66 %
PARIETAL POSTERIOR	60 %	60 %
OCCIPITAL SUPERIOR	65 %	66 %

5.2. COMENTARIOS A LOS RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE CONTROLES

La estimación subjetiva del flujo sanguíneo regional tiende frecuentemente a resultar errónea ya que es difícil encontrar el límite a partir del cual decidir si la captación de una determinada región es superior o inferior a lo normal. Por ello resulta de importancia vital, en la interpretación de las imágenes de SPECT, la utilización de patrones de captación relativa por regiones que nos aproximen a la realidad y que nos indiquen con mayor fiabilidad si la región que sospechamos por las imágenes se encuentra realmente hipoperfundida o es un efecto derivado de la comparación con otra zona hiperperfundida.

Como en todos los casos nos veremos obligados a aceptar una determinada zona como normal y como parece aceptado que los cerebelos son una de las zonas de más captación, sino la mayor, deben ser los hemisferios cerebelosos la zona de referencia de mayor fiabilidad. Por otro lado los cerebelos presentan el problema de presentar en la SPECT el fenómeno, relativamente frecuente de la diasquisis cerebelosa cruzada, que en nuestra casuística no lo es tanto, pero que se puede salvar tomando como valor de referencia la actividad del hemisferio cerebeloso homolateral al área de sospecha de infarto, en los casos de accidentes cerebro-vasculares o la actividad máxima cerebelosa de una sucesión de cortes realizados en los mismos (seis en total).

Todo ello sin olvidarnos de los ²⁴²índices globales citados

en la tabla I y de los índices interhemisféricos de áreas homólogas y los resultantes de cada región en particular con la media global de cada hemisferio, la global total cortical y los índices de cada región y el cerebelo contralateral.

La información resultante, de cada paciente, quizás pueda resultar abrumadora y en ocasiones ser excesiva, pero a nuestro juicio con una tabla de rangos normales más amplia, en el sentido de gozar de tablas derivadas de bases de datos más numerosa y sobre todo con mayor separación por grupos de edades, los resultados prometen en un principio ser bastante alentadores.

Por otra parte también habrá que tener en cuenta que cuando en el protocolo de procesado de imágenes se incluye la normalización al máximo de la actividad cerebelosa, antes de proceder a la interpretación visual de las imágenes, ya estamos realizando una cuantificación relativa de la actividad.

Las tablas que se muestran resumidas se aplican automáticamente a los pacientes mediante un programa realizado en DBASE III+ en el que se ha introducido una rutina con los rangos normales para cada una de las variables. Dichas tablas se muestran a continuación.

5.3. TABLAS DE APLICACION DE INDICES

RESULTADOS DE LOS INDICES IZDO / DCHO AREAS HOMOLOGAS

REGION	MEDIA	SD	IC 95%	IC 99%	%MAX
FR.A.I.	0.973	0.003	0.967-0.979	0.965-0.981	3.5
FR.P.I.	0.989	0.007	0.974-1.004	0.971-1.007	2.9
INSULA	0.969	0.007	0.954-0.984	0.951-0.987	4.9
TP.A.L.	0.960	0.009	0.941-0.979	0.937-0.983	6.3
TP.P.L.	0.983	0.008	0.966-1.000	0.962-1.004	3.8
OCC.I.	1.016	0.007	1.001-1.031	0.998-1.034	3.4
FR.A.S.	0.993	0.006	0.980-1.006	0.977-1.009	2.3
FR.M.S.	0.979	0.006	0.966-0.992	0.963-0.995	3.7
FR-PT	1.011	0.013	0.984-1.038	0.977-1.045	4.5
PT.A.	0.977	0.008	0.960-0.994	0.956-0.998	4.4
PT.P.	0.976	0.008	0.959-0.993	0.955-0.997	4.5
OCC.S.	1.009	0.007	0.994-1.024	0.991-1.027	2.7
CAUD.	1.007	0.010	0.986-1.028	0.981-1.033	3.3
TAL.	1.004	0.005	0.993-1.015	0.991-1.017	1.7
CER1	0.986	0.012	0.961-1.011	0.955-1.017	4.5
CER2	0.989	0.011	0.966-1.012	0.960-1.017	4.0
CER3	0.989	0.008	0.972-1.006	0.968-1.009	3.2
CER4	0.990	0.006	0.977-1.003	0.974-1.006	2.6
CER5	0.992	0.006	0.979-1.005	0.976-1.007	2.4
CER6	1.000	0.006	0.987-1.013	0.984-1.015	1.6

IC 95 %.....MEDIA +/- 2 e.s.m.(SD)
 IC 99 %.....MEDIA +/- 2.6 e.s.m.(SD)

TABLA DE INDICES DE AREAS HOMOLOGAS

COCIENTES AREAS IZQUIERDAS / MEDIA CEREBELOSA IZDA

REGION	MEDIA	SD	IC 95%	IC 99%	%MAX
FAII/CBI	0.856	0.010	0.835-0.877	0.830-0.882	16.5
FPII/CBI	0.899	0.010	0.878-0.920	0.873-0.925	12.7
INSI/CBI	0.910	0.013	0.883-0.937	0.876-0.944	12.4
TALI/CBI	0.897	0.010	0.876-0.918	0.871-0.923	12.9
TPLI/CBI	0.846	0.011	0.823-0.869	0.817-0.875	18.3
OCII/CBI	0.918	0.010	0.897-0.939	0.892-0.944	10.8
FASI/CBI	0.859	0.014	0.830-0.888	0.823-0.895	17.7
FMSI/CBI	0.857	0.012	0.832-0.882	0.826-0.888	17.4
FRPI/CBI	0.882	0.012	0.857-0.907	0.850-0.913	15.0
PTAI/CBI	0.892	0.012	0.867-0.917	0.860-0.923	14.0
PTPI/CBI	0.857	0.011	0.834-0.880	0.828-0.885	17.2
OCSI/CBI	0.925	0.013	0.898-0.952	0.891-0.959	10.9
CAUI/CBI	0.905	0.012	0.880-0.930	0.873-0.936	12.7
TALI/CBI	0.901	0.013	0.874-0.928	0.867-0.935	13.3

COCIENTES AREAS DERECHAS / CEREBELO DERECHO GLOBAL

REGION	MEDIA	SD	IC 95%	IC 99%	%MAX
FAID/CBD	0.872	0.011	0.849-0.895	0.843-0.901	15.7
FPID/CBD	0.901	0.011	0.878-0.924	0.872-0.929	12.8
INSD/CBD	0.929	0.011	0.906-0.952	0.900-0.957	10.0
TALD/CBD	0.926	0.009	0.907-0.945	0.902-0.949	9.8
TPLD/CBD	0.852	0.008	0.835-0.869	0.831-0.873	16.9
OCID/CBD	0.896	0.010	0.875-0.917	0.870-0.922	13.0
FASD/CBD	0.856	0.011	0.833-0.879	0.827-0.885	17.3
FMSD/CBD	0.868	0.012	0.843-0.893	0.836-0.899	16.4
FRPD/CBD	0.866	0.012	0.841-0.891	0.834-0.897	16.6
PTAD/CBD	0.902	0.010	0.881-0.923	0.876-0.928	12.4
PTPD/CBD	0.870	0.011	0.847-0.893	0.841-0.898	15.9
OCSO/CBD	0.908	0.011	0.885-0.931	0.879-0.936	12.1
CAUD/CBD	0.892	0.014	0.863-0.921	0.855-0.928	14.5
TALD/CBD	0.889	0.013	0.862-0.916	0.855-0.922	14.5

COCIENTES AREAS IZQUIERDAS / HEMISFERIO DERECHO

REGION	MEDIA	SD	IC 95%	IC 99%	%MAX
FAII/HD	0.956	0.008	0.939-0.973	0.935-0.977	6.5
FPPII/HD	1.003	0.006	0.990-1.016	0.987-1.019	1.9
INSI/HD	1.015	0.009	0.996-1.034	0.992-1.038	3.8
TALI/HD	1.002	0.008	0.985-1.019	0.981-1.023	2.3
TPLI/HD	0.944	0.009	0.925-0.963	0.921-0.967	7.9
OCII/HD	1.026	0.009	1.007-1.045	1.003-1.049	4.9
FASI/HD	0.959	0.011	0.936-0.982	0.930-0.988	7.0
FMSI/HD	0.956	0.007	0.941-0.971	0.938-0.974	6.2
FRPI/HD	0.984	0.007	0.969-0.999	0.966-1.002	3.4
PTAI/HD	0.995	0.007	0.980-1.001	0.977-1.013	2.3
PTPI/HD	0.957	0.009	0.938-0.976	0.934-0.980	6.6
OCSI/HD	1.033	0.009	1.014-1.052	1.009-1.056	5.6
CAUI/HD	1.011	0.011	0.988-1.034	0.982-1.039	3.9
TALI/HD	1.006	0.012	0.981-1.031	0.975-1.037	5.6

COCIENTES AREAS DERECHAS / HEMISFERIO IZQUIERDO GLOBAL

REGION	MEDIA	SD	IC 95%	IC 99%	%MAX
FAID/HI	0.998	0.008	0.981-1.015	0.977-1.018	2.3
FPID/HI	1.030	0.008	1.013-1.047	1.009-1.050	5.0
INSD/HI	1.063	0.007	1.048-1.078	1.045-1.081	8.1
TALD/HI	1.059	0.006	1.046-1.072	1.043-1.075	7.5
TPLD/HI	0.975	0.007	0.960-0.990	0.957-0.993	4.3
OCID/HI	1.025	0.009	1.006-1.044.	1.002-1.048	4.8
FASD/HI	0.980	0.010	0.959-1.001	0.954-1.006	4.6
FMSD/HI	0.992	0.008	0.975-1.009	0.971-1.013	2.9
FRPD/HI	0.991	0.012	0.966-1.016	0.959-1.022	4.1
PTAD/HI	1.032	0.006	1.019-1.045	1.016-1.047	4.7
PTPD/HI	0.995	0.007	0.980-1.010		
OCSD/HI	1.039	0.009	1.020-1.058		
CAUD/HI	1.021	0.015	0.989-1.053		
TALD/HI	1.017	0.012	0.992-1.042		

Como ya se comentó anteriormente, estas tablas de resultados sirvieron para la configuración de un programa de ordenador que nos emitía el informe automáticamente, informándonos por añadidura de que índices se encontraban fuera del rango admitido como normal, para una fiabilidad del 95 %.

Un ejemplo de informe emitido por ordenador lo podemos apreciar en el apéndice de resultados.

El programa nos proporciona en primer lugar los resultados de cocientes globales, con los que nos aproxima a localizar la naturaleza de la lesión. Así el índice cerebro izdo / dcho nos será útil para ver si el defecto de fijación del HMPAO se debe a patología arterial izquierda o derecha.

El análisis del índice cerebelo izquierdo / derecho denotará la presencia de patología en la actividad cerebelosa, bien por tratarse de un infarto ó cualquier otra patología cerebelosa o denotará incluso la presencia de Diasquisis Cerebelosa Cruzada. Será importante objetivar si este índice se mantiene normal o no con objeto de la valoración posterior de los índices cerebelosos regionales.

El índice cerebro / cerebelo global ayudará también en la identificación de los índices regionales de valoración óptima.

A continuación el programa nos presenta los resultados de índices regionales globales. Primero el de cerebro izquierdo y su cerebelo homolateral (que resultó ser el de mayor significación en el caso de ictus de cerebral media izquierda), el de cerebro derecho y su cerebelo homolateral (el más útil en el caso de cerebral media derecha) y los de cerebro con su cerebelo contralateral, que son valorables, en el caso de que el índice de cerebro global y cerebelo global, así como el de cerebelo izdo / dcho, hayan resultado normales.

Finalmente, en cuanto a índices globales, el programa nos presenta los resultados de los cocientes fronto - posteriores, localizándonos la lesión en el cuadrante anterior o posterior.

Como podemos ver los índices globales nos hacen una valoración rápida de la patología de captación del HMPAO de una forma muy rápida, con lo que mediante un vistazo breve podemos saber si es significativo el descenso de captación de una determinada región cerebral y cual es la localización en cuanto a territorio vascular se refiere.

El programa aplica después consecutivamente los resultados de las tablas de la base de datos referencial con lo que obtenemos los índices de cocientes izquierda / derecha de áreas homólogas, los de áreas izquierdas / hemisferio derecho global, áreas derechas / hemisferio izquierdo global, áreas izquierdas / media cerebelosa izquierda y áreas derechas / media cerebelosa derecha.

5.4. ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LA VARIABLE EDAD

Para el estudio estadístico de los mismos se les dividió en grupos por edades, con lo que obtuvimos tres grupos diferentes en los que comparar el efecto de la cuantificación por edades. El primer grupo comprendía todos los casos de menos de 30 años; el segundo los de edades comprendidas entre 30 y 50 años; y el tercero y último los de edades superiores a los 50 años.

El análisis estadístico de los resultados por grupos de edades de los controles sanos, mediante el método de variables no relacionadas, con el comando N-PAR TEST del programa SPSS/PC para ordenador de IBM fué el que se muestra en la página siguiente.

TABLA DE DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS
RELACION DE VALORES ABSOLUTOS POR REGIONES CON ACT.CEREBELO

REGION GRUPO I-GRUPO II

INS. IZD.	0.05
CGL/CBLG	0.05

REGION GRUPO II-GRUPO III

INS. DCH.	0.01
FAS. IZD.	0.02
FAS. DCH.	0.01
FMS. DCH.	0.05
FRP. IZD.	0.004
FRP. DCH.	0.03
PRA. DCH.	0.01
HCB. DCH.	0.04
MED. COR.	0.05
COC. I/D	0.05

REGION GRUPO I-GRUPO III

FAI. IZD.	0.01
FAI. DCH.	0.003
FPI. IZD.	0.02
FPI. DCH.	0.05
INS. IZD.	0.002
INS. DCH.	0.001
TAL. DCH.	0.03
FAS. IZD.	0.007
FMS. IZD.	0.005
FMS. DCH.	0.005
FRP. IZD.	0.0005
FRP. DCH.	0.0008
PRA. IZD.	0.04
PRA. DCH.	0.001
HCB. IZD.	0.01
HCB. DCH.	0.005
MED. COR.	0.008
CBR/CBL	0.05

* TABLA DE RESULTADOS. TEST DE MANN-WHITNEY

GRUPO I.....	MENORES DE 30 AÑOS
GRUPO II.....	ENTRE 30 Y 50 AÑOS
GRUPO III.....	MAYORES DE 50 AÑOS

Se eligió el Test de Mann-Whitney por pertenecer al grupo de pruebas no paramétricas para el estudio de variables no relacionadas o independientes, con una potencia-eficiencia similar al test de Wilcoxon y por ser la alternativa más potente a la T de Student para datos no relacionados. Es una prueba basada en los rangos y se fundamenta esencialmente en realizar una corrección en función de los empates de órdenes observados en la muestra. Tiene una limitación y es la de que sólo admite la comparación entre dos conjuntos de datos.

A juzgar por la tabla de resultados del test de Mann-Whitney practicamente no hubo diferencias significativas de captación en ninguna de las regiones corticales estudiadas, con excepción de la región de la Insula izquierda, que mostró una mayor captación en el grupo de controles menores de 30 años, cuando fueron comparados con los de edad media (entre 30 y 50 años), así como el índice global cerebro-cerebeloso.

Cuando se estudiaron los índices izdo/dcho de areas homólogas, comparando los grupos de edad anteriormente citados, tampoco encontramos diferencias significativas entre ninguno de ellos, con igual excepción de la region insular.

La comparación entre los grupos de edad media y madura mostró algunas diferencias mayores, en cuanto a número de áreas con diferencias significativas. Concretamente el área de la insula derecha, la FASI, FASD, FMSD, FPI, FPD Y PAD. Por el contrario la prueba con los índices de áreas homólogas solo mostró diferencias para la región de la insula con .03 de significación.

Como era de esperar, fué la comparación entre los grupos de jóvenes (menores de 30 años) y maduros (mayores de 50) los que mostraron mayor número de diferencias y más significativas. Practicamente sólo las regiones occipitales (inferiores y superiores) y las temporales y parietales posteriores dejaron de mostrar diferencias en relación a la edad en el grupo de controles. Si a ello añadimos que tampoco hubo diferencias entre el grupo de edad media, en estas regiones, nos reafirmamos en el hecho de que son las regiones anteriormente citadas las más estables, en cuanto a captación, independientemente de la edad del sujeto estudiado.

En conjunto las áreas en las que se encontraron mayores variaciones con respecto a la edad fueron las fronto-parietales y las de la región de la insula.

Los resultados del estudio de los índices interhemisféricos, que se muestran en la siguiente tabla, apuntan a que independientemente de la edad y dejando a un lado la región de la insula, mantienen sus valores constantes a lo largo de la vida, y que aunque varíen de forma significativa, su actividad relativa interhemisférica no se altera, por lo que la valoración de los índices izdo/dcho tienen también su importancia.

Para la confirmación de los resultados anteriores se realizó un análisis de la varianza de los cocientes regionales I/D computados como variable dependiente y la edad dicotomizada y el sexo como variable independiente, contemplando en esta última sus tres niveles, concluyendo que el sexo no se muestra influyente en ninguno de los índices regionales, mientras que la edad sí lo hace, y de forma significativa (0.006) sobre el índice INS I/D y la región del tálamo I/D ($F=0.05$).

RESULTADOS DE SIGNIFICACION ESTADISTICA SEGUN EL
TEST DE MANN-WHITNEY EN FUNCION DE LOS GRUPOS DE EDAD

INDICE I/D	GRUPO I Y III	GRUPO II Y III	GRUPO I Y II
FAI	*	*	*
FPI	*	*	*
INS	*	0.03	0.004
TAL	*	*	*
TPL	*	*	*
OCI	*	*	*
FAS	*	*	*
FMS	*	*	*
FRP	*	*	*
PA	*	*	*
PP	*	*	*
OCS	*	*	*
CAU	*	*	*
BAS	*	*	*
CBL1	*	*	*
CBL2	*	*	*
CBL3	*	*	*
CBL4	*	*	*
CBL5	*	*	*
CBL6	*	*	*
HCI	0.003	*	*
HCD	0.001	0.03	*
MCOR	0.002	0.05	*
MCBL	*	*	0.04
CBLG	*	*	*
CBR/CBL	0.01	*	0.05
COCIE	*	0.05	*

* DIFERENCIAS NO SIGNIFICATIVAS

GRUPO I...MENORES 30 AÑOS
GRUPO II..ENTRE 30 Y 50
GRUPO III.MAYORES 50 AÑOS

VALORES MEDIOS DE INDICES INTERHEMISFERICOS SEGUN EDAD

REGION	GRUPO	MEDIA	S.D.	S.E	IC 95% (X+/-2 S.E.)	
FAI	TOTAL	0.972	0.018	0.003	0.965	- 0.979
	< 30A	0.967	0.018	0.005	0.957	- 0.978
	30-50	0.972	0.022	0.007	0.954	- 0.990
	> 50A	0.981	0.010	0.004	0.971	- 0.991
FPI	TOTAL	0.989	0.039	0.007	0.973	- 1.004
	< 30A	0.995	0.043	0.012	0.969	- 1.021
	30-50	0.971	0.026	0.009	0.950	- 0.993
	> 50A	0.997	0.043	0.016	0.957	- 1.037
INS	TOTAL	0.969	0.036	0.006	0.954	- 0.983
	< 30A	0.980	0.026	0.007	0.964	- 0.996
	30-50	0.938	0.032	0.011	0.911	- 0.965
	> 50A	0.983	0.040	0.015	0.946	- 1.021
TAL	TOTAL	0.960	0.047	0.008	0.941	- 0.978
	< 30A	0.957	0.048	0.013	0.928	- 0.986
	30-50	0.963	0.050	0.017	0.921	- 1.005
	> 50A	0.960	0.048	0.018	0.915	- 1.005
TPL	TOTAL	0.983	0.043	0.008	0.966	- 1.000
	< 30A	0.998	0.047	0.013	0.969	- 1.027
	30-50	0.959	0.039	0.013	0.927	- 0.992
	> 50A	0.981	0.030	0.011	0.953	- 1.010
OCI	TOTAL	1.015	0.035	0.006	1.002	- 1.029
	< 30A	1.012	0.035	0.009	0.991	- 1.033
	30-50	1.015	0.024	0.008	0.995	- 1.035
	> 50A	1.022	0.048	0.018	0.977	- 1.066

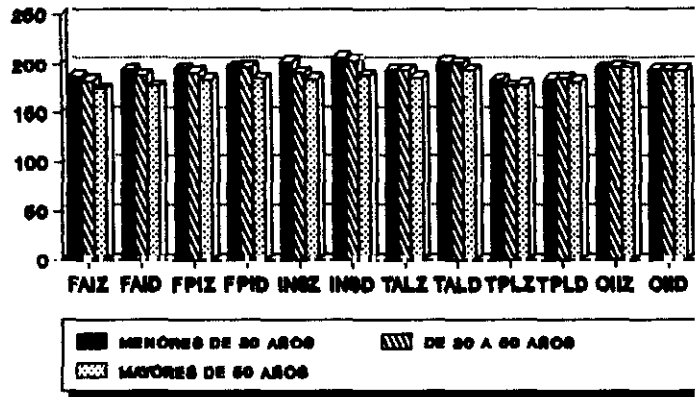
CORTE MEDIO - VENTRICULAR

VALORES MEDIOS DE INDICES INTERHEMISFERICOS SEGUN EDAD

REGION	GRUPO	MEDIA	S.D.	S.E.	IC 95% (X+/-2 S.E.)	
FAS	TOTAL	0.993	0.029	0.005	0.981	- 1.004
	< 30A	0.994	0.025	0.007	0.978	- 1.009
	30-50	0.997	0.032	0.011	0.970	- 1.025
	> 50A	0.985	0.036	0.013	0.952	- 1.018
FMS	TOTAL	0.978	0.033	0.006	0.965	- 0.991
	< 30A	0.976	0.032	0.008	0.957	- 0.995
	30-50	0.968	0.022	0.008	0.949	- 0.987
	> 50A	0.995	0.042	0.016	0.955	- 1.035
FRP	TOTAL	1.010	0.067	0.012	0.984	- 1.036
	< 30A	1.006	0.057	0.016	0.971	- 1.041
	30-50	1.023	0.101	0.035	0.938	- 1.108
	> 50A	1.002	0.033	0.012	0.971	- 1.033
PTA	TOTAL	0.977	0.041	0.007	0.961	- 0.993
	< 30A	0.978	0.039	0.010	0.955	- 1.002
	30-50	0.956	0.029	0.010	0.931	- 0.981
	> 50A	0.997	0.051	0.019	0.950	- 1.045
PTP	TOTAL	0.975	0.040	0.007	0.960	- 0.991
	< 30A	0.984	0.051	0.014	0.953	- 1.016
	30-50	0.962	0.021	0.007	0.945	- 0.980
	> 50A	0.973	0.029	0.011	0.946	- 1.001
OCS	TOTAL	1.009	0.034	0.006	0.996	- 1.022
	< 30A	1.009	0.039	0.010	0.985	- 1.033
	30-50	1.013	0.030	0.010	0.987	- 1.039
	> 50A	1.004	0.034	0.013	0.972	- 1.036

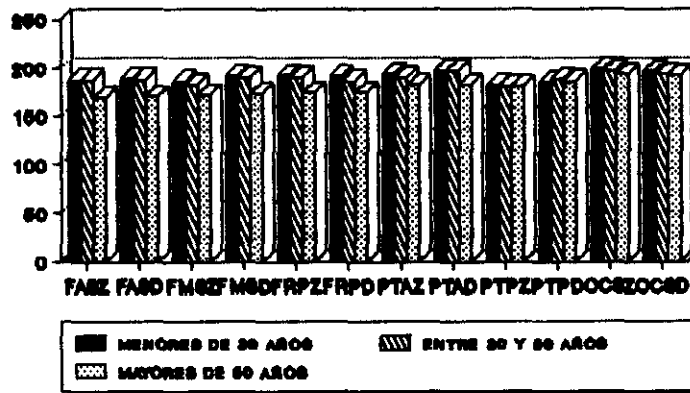
CORTE SUPRA - VENTRICULAR

MEDIA REGIONES SEGUN EDAD CORTE MEDIOVENTRICULAR



REL. MAX. ACT. CEREBELOSA EN CONTROLES

MEDIA REGIONES SEGUN EDAD CORTE SUPRAVENTRICULAR



REL. MAX. ACT. CEREBELOSA EN CONTROLES

5.5. RESULTADOS DE SENSIBILIDAD - ESPECIFICIDAD - FIABILIDAD METODOLOGICA PARA CRITERIOS DEFINIDOS

35 CONTROLES
 43 INFARTOS CORTICALES
 17 INFARTOS SUBCORTICALES
 14 ACCIDENTES ISQUEMICOS TRANSITORIOS
 2 INFARTOS CEREBELDOSOS

TOTAL.....111 CASOS

GRUPO PATOLOGIA	V.P.	V.N.	F.P.	F.N.	SENSIB.	ESPECIF.	FIAB.METODO
INF. CORTICAL	42	33	2	1	97.67	97.05	96.15
INF. SUBCORTICAL	15	33	2	2	88.23	94.28	92.30
ACC.ISQ.TRANS.	11	33	2	3	78.57	94.28	89.79
RESULTADOS GLOBALES	70	33	2	6	92.11	94.28	92.79

La prueba de los rangos señalados y pares igualados de Wilcoxon, al igual que la prueba de Mac Nemar y la de los signos, parece especialmente diseñada para estudios "antes y después" de dos variables relacionadas.

Dentro de las pruebas no paramétricas, para dos variables relacionadas, se trata de la alternativa ideal a la T de Student.

La potencia - eficiencia de esta prueba de Wilcoxon es muy alta, del 95 % para N pequeños (nuestro N es de 7) y el 95.5 % para N grandes.

Toma en consideración los valores de las diferencias y el rango de las mismas. A continuación y después de calculadas las diferencias de los valores en ambas muestras, se ordenan estas de menor a mayor sin tener en cuenta el signo y a cada una se le asigna el rango correlativo correspondiente. Después se calcula la suma de los rangos de todas las diferencias positivas y la de las diferencias negativas. La menor se compara con la tabla de dicho test para el N en cuestión y la significación deseada, y si resulta ser menor o igual que el valor límite dado por la tabla, se rechaza la hipótesis nula de homogeneidad y la diferencia será significativa con el nivel de confianza elegido.

Nosotros trabajamos para su realización con el programa de estadística de IBM SPSS/PC+. Para ello creamos un archivo independiente del de estudio general, con los resultados de la cuantificación de siete pacientes de control a los que se repitió el estudio, introduciendo los datos en variables pareadas según correspondan al estudio previo o al de repetición y le pedimos al programa el estudio pareado de las variables "antes" y "después" con el test de Wilcoxon. El programa nos reporta la probabilidad (absoluta) de cada combinación, informándonos sobre si la diferencia entre cada par de variables es significativa o no.

A continuación se muestra la relación de variables del archivo de CONTROLES REPETIDOS que se ha tomado en consideración para la realización del test de Wilcoxon:

SPSS/PC+ The Statistical Package for IBM PC

Variable: B1	Label: FRONTAL ANT-INF PRIMER ESTUDIO
Variable: C1	Label: FRONTAL POST-INF PRIMER ESTUDIO
Variable: D1	Label: INSULA PRIMER ESTUDIO
Variable: E1	Label: TEMP ANT-LAT PRIMER ESTUDIO
Variable: F1	Label: TEMP POST-LAT PRIMER ESTUDIO
Variable: G1	Label: OCC INF PRIMER ESTUDIO
Variable: H1	Label: FRONTAL ANT-SUP PRIMER ESTUDIO
Variable: I1	Label: FR MED-SUP PRIMER ESTUDIO
Variable: J1	Label: FR-PARIETAL PRIMER ESTUDIO
Variable: K1	Label: PAR ANT PRIMER ESTUDIO
Variable: L1	Label: PAR POST PRIMER ESTUDIO
Variable: M1	Label: OCC SUP PRIMER ESTUDIO
Variable: N1	Label: CAUDADO PRIMER ESTUDIO
Variable: O1	Label: TALAMO PRIMER ESTUDIO
Variable: P1	Label: TEMPORAL MED PRIMER ESTUDIO
Variable: Q1	Label: MED CBRAL PRIMER ESTUDIO
Variable: R1	Label: MED CBLOSA PRIMER ESTUDIO
Variable: S1	Label: MH/MCBLO PRIMER ESTUDIO
Variable: T1	Label: MEDIA HEMISF.IZDO PRIMER ESTUDIO
Variable: U1	Label: MEDIA HEMISF.DCHA PRIMER ESTUDIO
Variable: V1	Label: MEDIA HI/MEDIA HD PRIMER ESTUDIO

VARIABLES DE ESTUDIOS DE REPETICION

Variable: B2	Label: FRONTAL ANTINF REPETIDO
Variable: C2	Label: FRONTAL POSTINF REPETIDO
Variable: D2	Label: INSULA REPETIDO
Variable: E2	Label: TEMPORAL ANTLAT REPETIDO
Variable: F2	Label: TEMPORAL POSTLAT REPETIDO
Variable: G2	Label: OCCIPITAL INF REPETIDO
Variable: H2	Label: FRONTAL ANTSUP REPETIDO
Variable: I2	Label: FRONTAL MEDSUP REPETIDO
Variable: J2	Label: FRONTO-PARIETAL REPETIDO
Variable: K2	Label: PARIETAL ANT REPETIDO
Variable: L2	Label: PARIETAL POST REPETIDO
Variable: M2	Label: OCCIPITAL SUP REPETIDO
Variable: N2	Label: CAUDADO REPETIDO
Variable: O2	Label: TALAMO REPETIDO
Variable: P2	Label: TEMPORAL MEDIAL REPETIDO
Variable: Q2	Label: MEDIA CBRAL REPETIDA
Variable: R2	Label: MEDIA CBLOSA REPETIDA
Variable: S2	Label: MEDIAHEM/MEDIACBLOSA REPETIDAS
Variable: T2	Label: MEDIA HEMISF. IZDA REPETIDA
Variable: U2	Label: MEDIA HEMISF. DCHA REPETIDA
Variable: V2	Label: MEDIA HI/MEDIA HD REPETICION

RESULTADOS DEL TEST DE WILCOXON

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

B1 FRONTAL ANTERO-INFERIOR PREVIO
with B2 FRONTAL ANTINF REPETIDO

Mean Rank	Cases
6.00	1 - Ranks (B2 Lt B1)
3.00	5 + Ranks (B2 Gt B1)
	1 Ties (B2 Eq B1)
	--
	7 Total

Z = -.9435 2-tailed P = .3454

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

C1 FRONTAL POST-INF PREVIO
with C2 FRONTAL POSTINF REPETIDO

Mean Rank	Cases
4.00	2 - Ranks (C2 Lt C1)
3.25	4 + Ranks (C2 Gt C1)
	1 Ties (C2 Eq C1)
	--
	7 Total

Z = -.5241 2-tailed P = .6002

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

D1 INSULA PREVIO
with D2 INSULA REPETIDO

Mean Rank	Cases
5.50	2 - Ranks (D2 Lt D1)
2.50	4 + Ranks (D2 Gt D1)
	1 Ties (D2 Eq D1)
	--
	7 Total

Z = -.1048 2-tailed P = .9165

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

E1 TEMP ANT-LAT PREVIO
with E2 TEMPORAL ANTLAT REPETIDO

Mean Rank	Cases
3.50	2 - Ranks (E2 Lt E1)
3.50	4 + Ranks (E2 Gt E1)
	1 Ties (E2 Eq E1)
	--
	7 Total

Z = -.7338 2-tailed P = .4631

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

F1 TEMP POST-LAT PREVIO
with F2 TEMPORAL POSTLAT REPETIDO

Mean Rank	Cases
3.50	4 - Ranks (F2 Lt F1)
3.50	2 + Ranks (F2 Gt F1)
	1 Ties (F2 Eq F1)
	--
	7 Total

Z = -.7338 2-tailed P = .4631

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

G1 OCC INF PREVIO
with G2 OCCIPITAL INF REPETIDO

Mean Rank	Cases
4.00	3 - Ranks (G2 Lt G1)
3.00	3 + Ranks (G2 Gt G1)
	1 Ties (G2 Eq G1)
	--
	7 Total

Z = -.3145 2-tailed P = .7532

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

H1 FRONTAL ANT-SUP PREVIO
with H2 FRONTAL ANTSUP REPETIDO

Mean Rank	Cases
3.25	4 - Ranks (H2 Lt H1)
4.00	2 + Ranks (H2 Gt H1)
	1 Ties (H2 Eq H1)
	--
	7 Total

Z = -.5241 2-tailed P = .6002

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

I1 FR MED-SUP PREVIO
with I2 FRONTAL MEDSUP REPETIDO

Mean Rank	Cases
2.67	3 - Ranks (I2 Lt I1)
4.33	3 + Ranks (I2 Gt I1)
	1 Ties (I2 Eq I1)
	--
	7 Total

Z = -.5241 2-tailed P = .6002

- - - - - Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

J1 FR-PARIETAL PREVIO
with J2 FRONTO-PARIETAL REPETIDO

Mean Rank	Cases
3.33	3 - Ranks (J2 Lt J1)
3.67	3 + Ranks (J2 Gt J1)
	1 Ties (J2 Eq J1)
	--
	7 Total

Z = -.1048 2-tailed P = .9165

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

N1 CAUDADO PREVIO
with N2 CAUDADO REPETIDO

Mean Rank	Cases
4.00	6 - Ranks (N2 Lt N1)
4.00	1 + Ranks (N2 Gt N1)
	0 Ties (N2 Eq N1)
	--
	7 Total

Z = -1.6903 2-tailed P = .0910

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

O1 TALAMO PREVIO
with O2 TALAMO REPETIDO

Mean Rank	Cases
4.00	1 - Ranks (O2 Lt O1)
4.00	6 + Ranks (O2 Gt O1)
	0 Ties (O2 Eq O1)
	--
	7 Total

Z = -1.6903 2-tailed P = .0910

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

P1 TEMPORAL MED PREVIO
with P2 TEMPORAL MEDIAL REPETIDO

Mean Rank	Cases
4.00	4 - Ranks (P2 Lt P1)
4.00	3 + Ranks (P2 Gt P1)
	0 Ties (P2 Eq P1)
	--
	7 Total

Z = -.3381 2-tailed P = .7353

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

Q1 MED CBRAL PREVIO
with Q2 MEDIA CBRAL REPETIDA

Mean Rank	Cases
4.00	3 - Ranks (Q2 Lt Q1)
3.00	3 + Ranks (Q2 Gt Q1)
	1 Ties (Q2 Eq Q1)
	--
	7 Total

Z = -.3145 2-tailed P = .7532

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

R1 MED CBLOSA PREVIA
with R2 MEDIA CBLOSA REPETIDA

Mean Rank	Cases
2.00	2 - Ranks (R2 Lt R1)
4.80	5 + Ranks (R2 Gt R1)
	0 Ties (R2 Eq R1)
	--
	7 Total

Z = -1.6903 2-tailed P = .0910

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

S1 MH/MCBLO PREVIO
with S2 MEDIAHEM/MEDIACBLOSA REPETIDAS

Mean Rank	Cases
3.60	5 - Ranks (S2 Lt S1)
3.00	1 + Ranks (S2 Gt S1)
	1 Ties (S2 Eq S1)
	--
	7 Total

Z = -1.5724 2-tailed P = .1159

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

T1 MEDIA HEMISF.IZDO PRIMER ESTUDIO
with T2 MEDIA HEMISF.IZDA REPETIDA

Mean Rank	Cases	
6.00	3	- Ranks (T2 Lt T1)
2.50	4	+ Ranks (T2 Gt T1)
	0	Ties (T2 Eq T1)
	--	
	7	Total

Z = -.6761 2-tailed P = .4990

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

U1 MEDIA HEMISF.DCHA PRIMER ESTUDIO
with U2 MEDIA HEMISF.DCHA REPETIDA

Mean Rank	Cases	
3.25	4	- Ranks (U2 Lt U1)
4.00	2	+ Ranks (U2 Gt U1)
	1	Ties (U2 Eq U1)
	--	
	7	Total

Z = -.5241 2-tailed P = .6002

----- Wilcoxon Matched-pairs Signed-ranks Test

V1 MEDIA HI/MEDIA HD PRIMER ESTUDIO
with V2 MEDIA HI/MEDIA HD REPETICION

Mean Rank	Cases	
3.00	2	- Ranks (V2 Lt V1)
3.00	3	+ Ranks (V2 Gt V1)
	2	Ties (V2 Eq V1)
	--	
	7	Total

Z = -.4045 2-tailed P = .6858

COMENTARIOS A LOS RESULTADOS DEL TEST DE WILCOXON

Tal y como se puede apreciar en las tablas de resultados finales de comparación entre variables, no se aprecian diferencias significativas entre ninguna de las variables emparejadas de los estudios repetidos.

Por todo ello se induce que la repetición del experimento sobre un mismo paciente, cuando aplicamos el método de cuantificación, sobre dos imágenes de un mismo sujeto, no reporta diferencias significativas estadísticamente, por lo que la fiabilidad del método, en cuanto a repetibilidad es suficientemente aceptable como para ser aplicado.

La aplicación del mismo método sobre un mismo estudio de un paciente en concreto en estudios consecutivos obtenidos por diferentes operarios, tampoco arrojó diferencias significativas.

5.7. RESULTADOS DE LA COMPARACION ENTRE LOS GRUPOS DE CONTROL
Y DE ICTUS DE HEMISFERIO IZQUIERDO Y DERECHO

CONCLUSIONES DE RESULTADOS DE COMPARACION PATOLOGIA ARTERIAL

Variable: GLOBAL

Label: HEMISFERIO AFECTADO

1....LES. HEMISFERIO IZDO

2....LES. HEMISFERIO DCHO

3....CONTROLES

PRUEBA T-TEST ENTRE LOS CASOS CON LESION DE HEMISF. IZDO Y CONTROLES

t-test for: CZ_CD ... HEMISFERIO IZQUIERDO / HEMISFERIO DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.8874	.219	.035
Group 2	28	.9856	.015	.003

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
215.35	.000	-2.37	64	.021	-2.76	37.47	.009

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZQUIERDO Group 2: CONTROLES

t-test for: CBZ_CBD ... CEREBELO IZQUIERDO / CEREBELO DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.9723	.242	.039
Group 2	28	.9910	.037	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
42.51	.000	-.40	64	.688	-.47	39.35	.643

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: CG_CBG ... CEREBRO GLOBAL / CEREBELO GLOBAL

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.7744	.198	.032
Group 2	28	.8849	.044	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
20.65	.000	-2.89	64	.005	-3.32	41.78	.002

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: HCZ_CBZ ... HEMISFERIO IZDO / CEREBELO IZDO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.7417	.198	.032
Group 2	28	.8832	.049	.009

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
16.30	.000	-3.69	64	.000	-4.23	43.01	.000

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: HCD_CBD ... HEMISFERIO DERECHO / CEREBELO DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.8100	.207	.034
Group 2	28	.8873	.044	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
22.36	.000	-1.94	64	.057	-2.24	41.42	.031

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: HCZ_CBD ... HEMISFERIO IZDO / CEREBELO DCHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.7596	.204	.033
Group 2	28	.8747	.049	.009

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
17.00	.000	-2.93	64	.005	-3.36	42.77	.002

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: HCD_CBZ ... HEMISFERIO DERECHO / CEREBELO IZDO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.7903	.199	.032
Group 2	28	.8961	.047	.009

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
18.28	.000	-2.75	64	.008	-3.16	42.38	.003

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: FR_POS_G ... FRONTAL GLOBAL / POSTERIOR GLOBAL

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	38	.9152	.230	.037
Group 2	28	.9864	.053	.010

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
18.50	.000	-1.60	64	.114	-1.84	42.32	.072

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FRZ_POSZ ... FRONTAL IZDO / POSTERIOR IZDO

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.9124	.244	.040			
Group 2		28	.9799	.055	.010			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
19.69	.000	-1.44	64	.156	-1.65	42.00	.106	

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FRD_POSD ... FRONTAL DCHO / POSTERIOR DCHO

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.9182	.226	.037			
Group 2		28	.9929	.054	.010			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
17.19	.000	-1.71	64	.092	-1.97	42.71	.056	

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FA1_ZD ... FRONTAL ANTERO INFERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.9164	.224	.036			
Group 2		28	.9726	.018	.003			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
154.38	.000	-1.32	64	.191	-1.54	37.65	.132	

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: FPI_ZD ... FRONTOPARIETAL IZDA I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.8697	.231	.038			
Group 2		28	.9888	.039	.007			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
34.99	.000	-2.69	64	.009	-3.11	39.84	.003	

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: INS_ZD ... INSULA I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.8668	.231	.038			
Group 2		28	.9691	.037	.007			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
39.62	.000	-2.32	64	.024	-2.68	39.51	.011	

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: TAL_ZD ... TEMPORAL ANTERO LATERAL I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error			
Group 1		38	.8906	.224	.036			
Group 2		28	.9601	.047	.009			
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate			
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	
22.29	.000	-1.62	64	.111	-1.86	41.43	.070	

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: TPL_ZD ... TEMPORAL POSTERO LATERAL I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8833	.229	.037				
Group 2		28	.9831	.043	.008				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
27.95	.000	-2.27	64	.027	-2.62	40.55	.012		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: TM_ZD ... TEMPORAL MEDIAL I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8967	.231	.037				
Group 2		28	.9815	.090	.017				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
6.57	.000	-1.84	64	.070	-2.06	50.88	.044		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: OI_ZD ... OCCIPITAL INFERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.9240	.229	.037				
Group 2		28	1.0159	.035	.007				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
42.56	.000	-2.10	64	.040	-2.43	39.34	.020		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: FAS_ZD ... FRONTAL ANTERO SUPERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.9067	.225	.036				
Group 2		28	.9929	.030	.006				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
56.86	.000	-2.01	64	.048	-2.34	38.76	.025		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: FMS_ZD ... FRONTAL MEDIO SUPERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8625	.233	.038				
Group 2		28	.9790	.033	.006				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
48.53	.000	-2.63	64	.011	-3.05	39.06	.004		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: FP_ZD ... FRONTO PARIETAL I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8787	.234	.038				
Group 2		28	1.0107	.067	.013				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
12.21	.000	-2.90	64	.005	-3.30	44.92	.002		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: PA_ZD ... PARIETAL ANTERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8701	.238	.039				
Group 2		28	.9791	.040	.008				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
34.82	.000	-2.39	64	.020	-2.77	39.86	.008		

Group 1: LESION DE HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: PP_ZD ... PARIETAL POSTERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.8662	.228	.037				
Group 2		28	.9759	.040	.008				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
32.36	.000	-2.51	64	.015	-2.90	40.07	.006		

Group 1: LESION HEMISFERIO IZDO Group 2: CONTROLES

t-test for: OS_ZD ... OCCIPITAL SUPERIOR I/D

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error				
Group 1		38	.9175	.231	.037				
Group 2		28	1.0096	.035	.007				
		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate				
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.		
44.18	.000	-2.09	64	.041	-2.42	39.26	.020		

TABLA DE SIGNIFICACION ESTADISTICA PARA INDICES GLOBALES

T-TEST ENTRE ICTUS DE CMI Y CONTROLES

INDICES	MEDIA ICTUS	EN RANGO NORMAL	VALOR DE T	SIGNIF. ESTADIST.	CONCLUSION
HI / HD	0.887	NO	- 2.76	0.009	DIF.SIGN.
CBLI/CBLD	0.972	SI	- 0.47	NO	NO DIF.
CBRO/CBLO	0.774	SI	- 3.32	0.002	DIF.SIGN.
HCI/CBLI	0.741	NO	- 4.23	0.000	DIF.SIGN.
HCD/CBLD	0.810	SI	- 2.23	0.03	DIF.SIGN.
HCI/CBLD	0.759	SI	- 3.36	0.002	DIF.SIGN.
HCD/CBLI	0.790	SI	- 3.16	0.003	DIF.SIGN.
FR.G/POS.G.	0.915	SI	- 1.84	NO	NO DIF.
FR.I./POS.I.	0.912	SI	- 1.65	NO	NO DIF.
FR.D./POS.D.	0.918	SI	- 1.97	NO	NO DIF.

TABLA DE SIGNIFICACION ESTADISTICA DE LAS REGIONES ESTUDIADAS

T-TEST ENTRE ICTUS DE CMI Y CONTROLES

INDICE	FAI	FPI	INS	TAL	TPL	OI
IZDO/HCD	0.147	0.002	0.004	0.042	0.087	0.202
DCHO/HCI	0.973	0.891	0.642	0.865	0.410	0.323
IZDO/CBI	0.004	0.000	0.000	0.001	0.002	0.005
DCHO/CBD	0.030	0.020	0.008	0.016	0.175	0.220

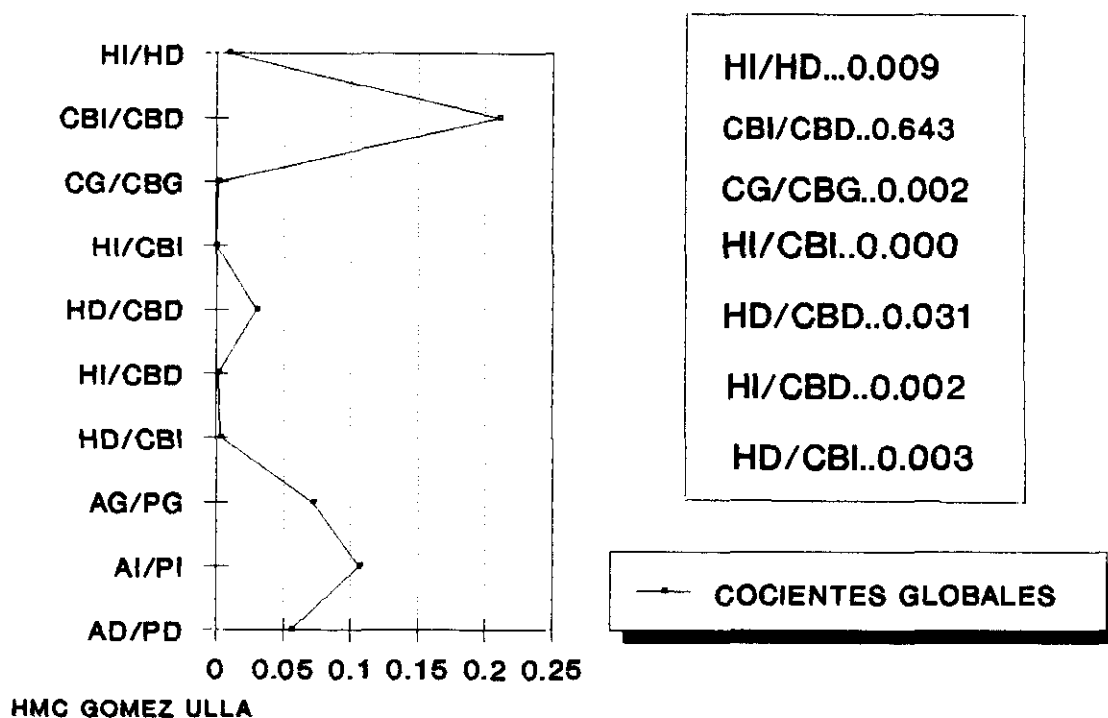
CORTE MEDIO VENTRICULAR

INDICE	FAS	FMS	FP	PA	PP	OCS
IZDO/HCD	0.015	0.005	0.001	0.001	0.010	0.021
DCHO/HCI	0.801	0.969	0.900	0.447	0.845	0.926
IZDO/CBI	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
DCHO/CBD	0.019	0.049	0.034	0.009	0.069	0.045

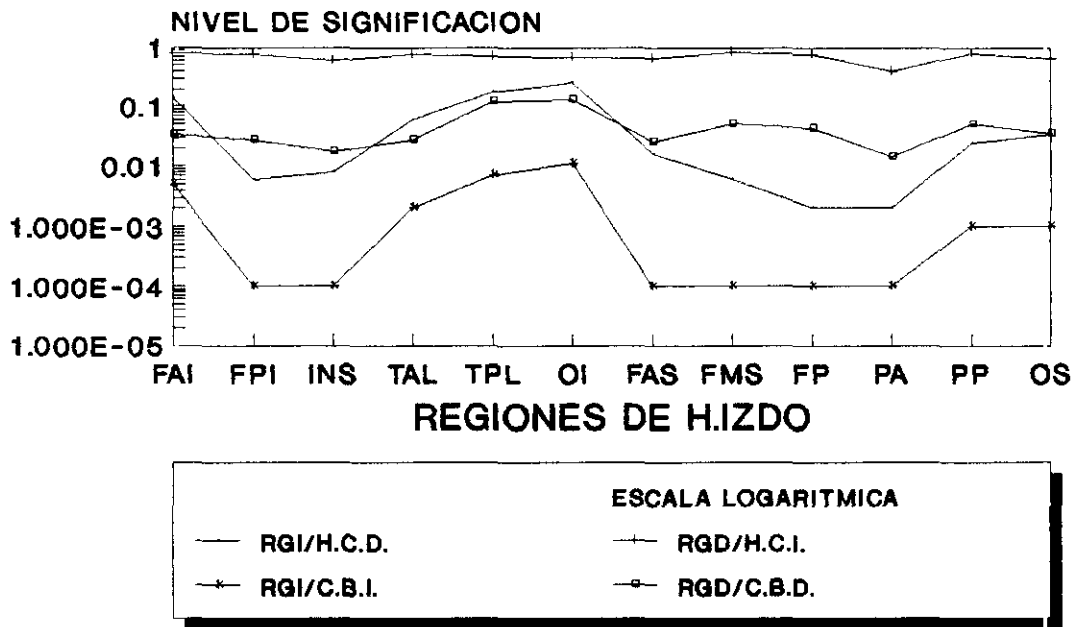
CORTE SUPRA VENTRICULAR

SIGNIFICACION ESTADISTICA

T-TEST ICTUS CMI/CONTROLES



ESTUDIO COMPARATIVO DE INDICES ICTUS DE CMI // CONTROLES



38 ICTUS CONTRA CONTROLES

**COMENTARIOS A LOS RESULTADOS DE LA PRUEBA T - TEST
PARA LA COMPARACION ENTRE EL ICTUS DE CMI Y CONTROLES**

Los resultados de t-test reflejan como se puede observar en la tabla escaso interés en lo que se refiere a los índices entre el valor medio de ambos cerebelos (o no hubo o se refleja difícilmente la presencia de DCC), CBLI/CBLD; así como en los tres índices antero-posteriores, el global y los izquierdos y derechos. El resto de los índices globales si arrojan diferencias significativas, la mayor, como todos esperabamos, se produjo entre el hemisferio lesionado y su cerebelo homolateral, con una significación estadística mayor de 0.000 .

Los índices de lado lesionado y de cerebelo contralateral, aunque permanecieron dentro del rango de variabilidad normal alcanzaron una diferencia significativa en la prueba con respecto al grupo de controles sanos. El mayor valor de la media de este índice al compararlo con el de cerebelo homolateral, es debido a la presencia de menor captación del cerebelo contralateral a la lesión, en probable relación con el fenómeno de diasquisis cerebelosa. Este índice por tanto se deberá de valorar con reservas, ya que variará más o menos en función del grado de afectación funcional cerebelosa que se presente y podría representar un índice pronóstico que sería interesante evaluar, ya que parece existir relación entre el grado de D.C.C y la evolución posterior de paciente, en cuanto a recuperación funcional se refiere.

Respecto al índice interhemisférico global presenta también una elevada significación, con un valor medio fuera del rango establecido de normalidad, por lo que resulta interesante su evaluación. Lo mismo le ocurre al índice de cerebro global con cerebelo global.

El índice de hemisferio contralateral al lesionado con su cerebelo homolateral no tiene excesivo valor, por entrar en juego demasiados factores que lo influyen, como son el grado de diasquisis interhemisférica y el de diasquisis cerebelosa cruzada.

En cuanto a los índices regionales los resultados son superponibles a los de los índices globales, ya que las mayores significaciones estadísticas se obtienen igualmente entre los índices de hemisferio lesionado y los de cerebelo homolateral, y en las regiones correspondientes a los territorios de distribución de la C.M.I. (FRONTO-PARIETAL, REGIÓN DE LA INSULA, FRONTAL ANTERO-SUPERIOR, FRONTAL MEDIO-SUPERIOR, FRONTO-PARIETAL Y PARIETAL ANTERIOR IZQUIERDAS). En todas ellas el nivel de significación fue superior a 0.000.

Los resultados de comparación entre los ictus de C.M.D. y el grupo de controles sanos, es perfectamente superponible a lo dicho con respecto a la comparación entre ictus de C.M.I. y controles, con la única salvedad del índice global de ambos hemisferios, donde la diferencia de medias no resultó significativa.

PRUEBA T-TEST ENTRE LESIONES DE HEMISFERIO DCHO Y CONTROLES

Group 1: LESION DE HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: CZ_CD ... HEMISFERIO IZQUIERDO / HEMISFERIO DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9944	.059	.010
Group 2	28	.9856	.015	.003

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail Value Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
15.77	.000	.77	62	.446	.86	40.59	.396

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: CBZ_CBD ... CEREBELO IZQUIERDO / CEREBELO DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9819	.065	.011
Group 2	28	.9910	.037	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail Value Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
3.07	.004	-.66	62	.513	-.70	57.38	.486

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: CG_CBG ... CEREBRO GLOBAL / CEREBELO GLOBAL

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.8282	.077	.013
Group 2	28	.8849	.044	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
3.10	.003	-3.49	62	.001	-3.72	57.27	.000

Group 1: LESION DE HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: HCZ_CBZ ... HEMISFERIO IZDO / CEREBELO IZDO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.8363	.083	.014
Group 2	28	.8832	.049	.009

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
2.83	.007	-2.66	62	.010	-2.82	58.40	.006

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: HCD_CBD ... HEMISFERIO DERECHO / CEREBELO DCHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.8218	.086	.014
Group 2	28	.8873	.044	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.
3.86	.001	-3.68	62	.000	-3.96	54.39	.000

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: HCZ_CBD ... HEMISFERIO IZDO / CEREBELO DCHO

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error						
		Group 1	36	.8194	.079	.013					
		Group 2	28	.8747	.049	.009					
						Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail				
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.				
2.58	.013	-3.23	62	.002	-3.42	59.44	.001				

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: HCD_CBZ ... HEMISFERIO DCHO / CEREBELO IZDO

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error						
		Group 1	36	.8389	.089	.015					
		Group 2	28	.8961	.047	.009					
						Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail				
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.				
3.65	.001	-3.09	62	.003	-3.32	55.12	.002				

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FR_POS_G ... FRONTAL GLOBAL / POSTERIOR GLOBAL

		Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error						
		Group 1	36	.9774	.069	.011					
		Group 2	28	.9864	.053	.010					
						Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail	t	Degrees of	2-Tail				
Value	Prob.	Value	Freedom	Prob.	Value	Freedom	Prob.				
1.66	.178	-.57	62	.572	-.59	62.00	.559				

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FRZ_POSZ ... FRONTAL IZDO / POSTERIOR IZDO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9598	.083	.014
Group 2	28	.9799	.055	.010

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
2.27	.031	-1.11	62	.272	-1.17	60.66	.248

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FRD_POSD ... FRONTAL DERECHO / POSTERIOR DERECHO

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9949	.080	.013
Group 2	28	.9929	.054	.010

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
2.16	.042	.11	62	.910	.12	61.05	.906

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO

Group 2: CONTROLES

t-test for: FAI_ZD ... FRONTAL ANTERO INFERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9719	.070	.012
Group 2	28	.9726	.018	.003

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
15.03	.000	-.06	62	.954	-.06	40.86	.949

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: FPI_ZD ... FRONTAL POSTERO INFERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9805	.101	.017
Group 2	28	.9888	.039	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
6.70	.000	-.41	62	.684	-.45	47.46	.655

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: INS_ZD ... INSULA I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9859	.106	.018
Group 2	28	.9691	.037	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
8.27	.000	.80	62	.425	.89	45.30	.380

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: TAL_ZD ... TEMPORAL ANTERO LATERAL I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0003	.139	.023
Group 2	28	.9601	.047	.009

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
8.67	.000	1.46	62	.150	1.61	44.87	.114

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: TPL_ZD ... TEMPORAL POSTERO LATERAL I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0048	.100	.017
Group 2	28	.9831	.043	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail Value Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
5.33	.000	1.07	62	.289	1.17	50.13	.249

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: TM_ZD ... TEMPORAL MEDIAL I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9657	.100	.017
Group 2	28	.9815	.090	.017

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail Value Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
1.22	.593	-.66	62	.514	-.66	60.54	.509

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: OI_ZD ... OCCIPITAL INFERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0121	.053	.009
Group 2	28	1.0159	.035	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F	2-Tail Value Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
2.26	.031	-.32	62	.747	-.34	60.69	.735

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: FAS_ZD ... FRONTAL ANTERO SUPERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9917	.043	.007
Group 2	28	.9929	.030	.006

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
2.08	.053	-.13	62	.897	-.14	61.30	.893

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: FMS_ZD ... FRONTAL MEDIO SUPERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	.9844	.064	.011
Group 2	28	.9790	.033	.006

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
3.73	.001	.40	62	.691	.43	54.84	.669

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: FP_ZD ... FRONTO PARIETAL I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0012	.089	.015
Group 2	28	1.0107	.067	.013

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
1.75	.135	-.47	62	.640	-.49	61.96	.629

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: PA_ZD ... PARIETAL ANTERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0381	.146	.024
Group 2	28	.9791	.040	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
13.11	.000	2.07	62	.042	2.31	41.68	.026

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: PP_ZD ... PARIETAL POSTERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0759	.285	.048
Group 2	28	.9759	.040	.008

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
50.62	.000	1.84	62	.071	2.08	36.77	.045

Group 1: LESION HEMISFERIO DCHO Group 2: CONTROLES

t-test for: OS_ZD ... OCCIPITAL SUPERIOR I/D

	Number of Cases	Mean	Standard Deviation	Standard Error
Group 1	36	1.0180	.087	.014
Group 2	28	1.0096	.035	.007

		Pooled Variance Estimate			Separate Variance Estimate		
F Value	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.	t Value	Degrees of Freedom	2-Tail Prob.
6.23	.000	.49	62	.629	.53	48.27	.597

TABLA DE SIGNIFICACION ESTADISTICA PARA INDICES GLOBALES

T-TEST ENTRE ICTUS DE CMD Y CONTROLES

INDICES	MEDIA ICTUS	EN RANGO NORMAL	VALOR DE T	SIGNIF. ESTADIST.	CONCLUSION
HI / HD	0.994	SI	0.86	NO	NO DIF.
CBLI/CBLD	0.982	SI	- 0.70	NO	NO DIF.
CBRO/CBLO	0.828	SI	- 3.72	0.000	DIF.SIGN.
HCI/CBLI	0.836	SI	- 2.82	0.006	DIF.SIGN.
HCD/CBLD	0.822	SI	- 3.96	0.000	DIF.SIGN.
HCI/CBLD	0.819	SI	- 3.46	0.001	DIF.SIGN.
HCD/CBLI	0.839	SI	- 3.32	0.002	DIF.SIGN.
FR.G/POS.G.	0.977	SI	- 0.57	NO	NO DIF.
FR.I./POS.I.	0.959	SI	- 1.17	NO	NO DIF.
FR.D./POS.D.	0.994	SI	0.12	NO	NO DIF.

TABLA DE SIGNIFICACION ESTADISTICA POR REGIONES
T-TEST ENTRE ICTUS DE CMD Y CONTROLES

INDICE	FAI	FPI	INS	TAL	TPL	OI
IZDO/HCD	0.117	0.636	0.770	0.310	0.056	0.003
DCHO/HCI	0.201	0.248	0.036	0.085	0.699	0.004
IZDO/CBI	0.123	0.003	0.004	0.002	0.132	0.401
DCHO/CBD	0.036	0.000	0.000	0.000	0.006	0.209

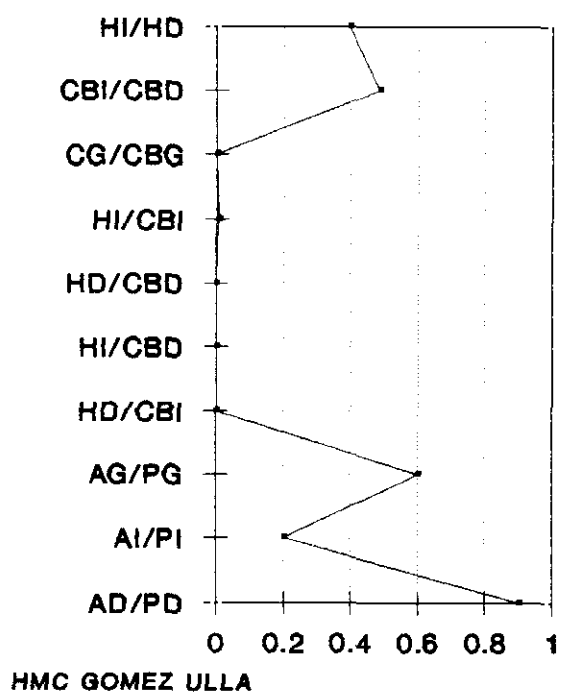
CORTE MEDIO VENTRICULAR

INDICE	FAS	FMS	FP	PA	PP	OCS
IZDO/HCD	0.583	0.379	0.397	0.354	0.199	0.198
DCHO/HCI	0.878	0.760	0.593	0.003	0.030	0.760
IZDO/CBI	0.022	0.024	0.002	0.002	0.038	0.060
DCHO/CBD	0.004	0.005	0.006	0.000	0.000	0.008

CORTE SUPRA VENTRICULAR

SIGNIFICACION ESTADISTICA

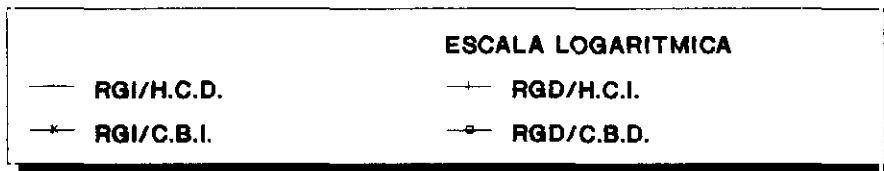
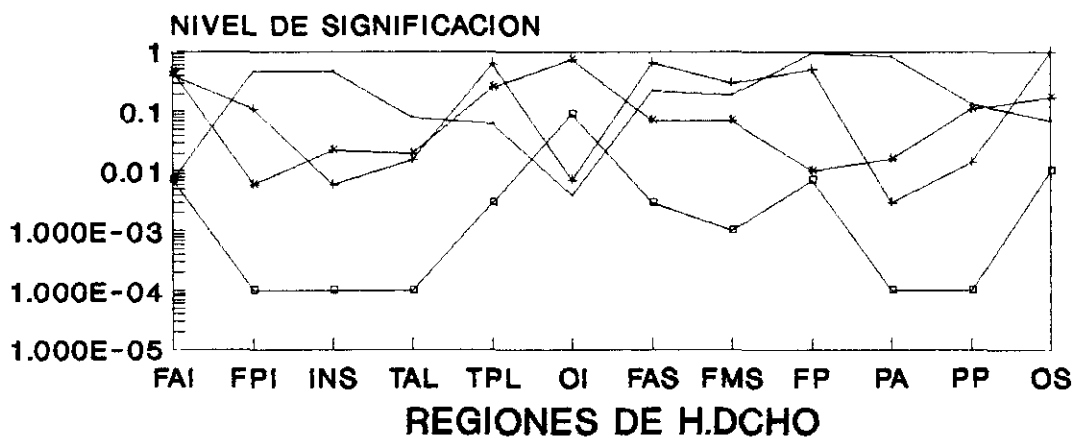
T-TEST ICTUS CMD/CONTROLES



HI/HD...	0.39
CBI/CBD..	0.486
CG/CBG..	0.0001
HI/CBI..	0.006
HD/CBD..	0.0001
HI/CBD..	0.001
HD/CBI..	0.002

—●— **COCIENTES GLOBALES**

ESTUDIO COMPARATIVO DE INDICES ICTUS DE CMD// CONTROLES



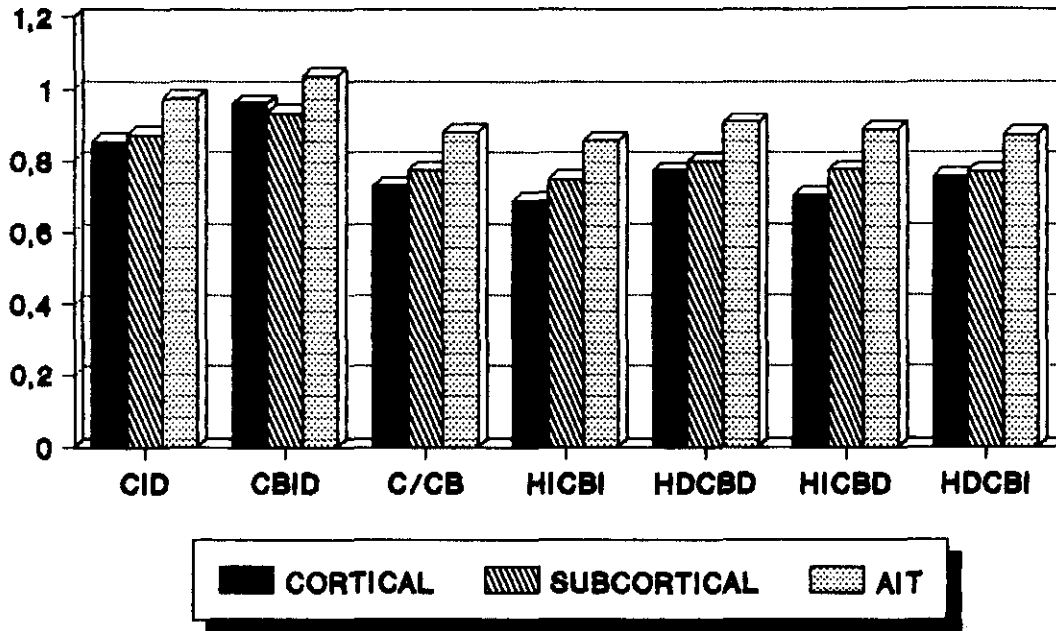
36 ICTUS CONTRA CONTROLES

COMENTARIOS A LOS RESULTADOS DE LA PRUEBA T-TEST
ENTRE ICTUS DE CEREBRAL MEDIA DERECHA Y CONTROLES

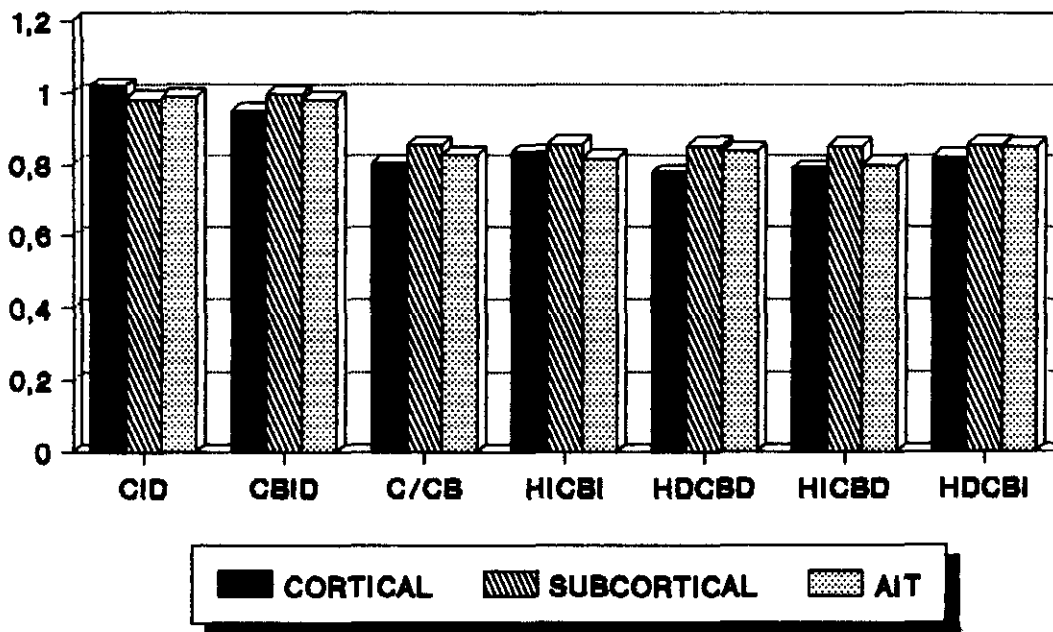
Los resultados en este caso son prácticamente iguales a los que se observaron cuando comparamos los ictus de la cerebral media izquierda y el grupo de control, excepción hecha del índice global de ambos hemisferios, donde la diferencia de medias no resultó significativa, lo cual pudiera ser debido a que en estos casos la intensidad y/o extensión del tejido infartado fuera pequeña o a que el fenómeno de diasquisis interhemisférica se presentase en ellos con mayor intensidad.

De cualquier forma los resultados nos vuelven a señalar al índice resultante de la comparación entre las regiones irrigadas por la arteria lesionada y el cerebelo homolateral como el más idóneo para la evaluación del fenómeno vascular.

COCIENTES GLOBALES ICTUS CMI



COCIENTES GLOBALES ICTUS CMD



6. CONCLUSIONES

Con arreglo a los objetivos que se fijaron al comenzar el presente trabajo se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1.- LOS ESTUDIOS DE SPECT CON HM-PAQ SE MUESTRAN COMO UN METODO FACIL Y FIABLE EN EL SEGUIMIENTO DE LA PERFUSION CEREBRAL, INCLUSO EN LAS PRIMERAS HORAS DE EVOLUCION DE LOS EPISODIOS DE ISQUEMIA.

LA CAPTACION DE HM-PAQ SE MUESTRA PROPORCIONAL AL GRADO DE AFECTACION VASCULAR Y SU ALTERACION ES MUY EVIDENTE EN LOS INFARTOS QUE AFECTAN A CORTEZA CEREBRAL. LOS INFARTOS SUBCORTICALES SE EVIDENCIAN CON MENOR FRECUENCIA POR SER LA DIFERENCIA INTERHEMISFERICA DE MENOR ENTIDAD, AUNQUE LAS ALTERACIONES DE PERFUSION CEREBELOSA SECUNDARIAS SON MAS FRECUENTES.

LAS IMAGENES SECCIONALES MOSTRARON UNA CORRECTA RESOLUCION EN CUANTO A LOCALIZACION DE ESTRUCTURAS ANATOMICAS Y DE ZONAS ISQUEMICAS.

2.- LA BASE DE DATOS CREADA RESULTA MUY UTIL EN LA EVALUACION DE LOS DEFECTOS QUE SE ENCUENTRAN EN EL LIMITE DE LA NORMALIDAD. EL PROTOCOLO DE CUANTIFICACION PARA SU APLICACION NO REQUIERE UN TIEMPO EXCESIVO PARA SU REALIZACION Y SE REVELO COMO UN METODO PERFECTAMENTE FIABLE EN CUANTO A REPETIBILIDAD METODOLOGICA O A VARIABILIDAD DE RESULTADOS POR LA INFLUENCIA DE DIFERENTE OPERARIO.

3.- EL INDICE A UTILIZAR DEBE SER SIEMPRE EL REFERENTE A LA ZONA DE SOSPECHA DE INFARTO CON LA MEDIA DEL CEREBELO HOMOLATERAL.

4.- LA SENSIBILIDAD, ESPECIFICIDAD Y FIABILIDAD FUE MUY SIMILAR A LA REPORTADA YA POR OTROS AUTORES (GAMUZZINI, PODREKA, ETC). EN GENERAL ES MAS SENSIBLE PARA INFARTOS CRONICOS QUE PARA AGUDOS, PARA INFARTOS ASINTOMATICOS QUE SINTOMATICOS Y PARA INFARTOS QUE PARA AITs.

7. APENDICE DE RESULTADOS

A continuación se muestran en las páginas sucesivas un ejemplo de informe automatizado de un paciente que sufrió un infarto de cerebral media izquierda, en su división superior.

El estudio de SPECT cerebral mostró un defecto en la localización del HMPAO a nivel de cabeza del nucleo caudado izquierdo , extendiéndose el defecto a región fronto-parietal de corteza cerebral izquierda. El defecto fué claramente visible tanto en los cortes tomográficos, como en las imágenes de reconstrucción tridimensional.

Después del informe protocolario, el programa nos presenta en tres hojas consecutivas los diferentes índices resultantes de la aplicación de la base de datos obtenida y nos informa de si el índice resultante se encuentra dentro de los límites normales o no.

De la observación detenida de los índices obtendremos abundante información, así el índice cerebro izdo/dcho nos situará en la localización del hemisferio afectado por la isquemia; el índice cerebeloso de la presencia de diasquisis cerebelosa o de la afectación vascular cerebelosa; los fronto-posteriores de la localización anterior ó posterior; y así sucesivamente.

Informe de estudio del encfalo con SPECT-HMPAO

Paciente: Edad: 67 años
Fecha de comienzo: 23/01/88 Fecha del estudio: 23/01/91

Diagnóstico: INFARTO CMI DIVISION SUPERIOR.
=====

Información clínica:

DIESTRO. HEMPARESIA DCHA SEVERA SIN AFASIA, CON HIPOFONIA Y
COMPORTAMIENTO NEGLIGENTE DEL LADO DCHO. NO TRASTORNO SENSITIVO.
AUSENCIA DE AFASIA ÚÚ. FASE CRONICA.

DESCRIPCION:

INTENSO DEFECTO DE FIJACION LOCALIZADO A NIVEL DE NUCLEO CAUDADO IZDO,
CON EXTENSION A LA REGION FRONTOPIRIETAL IZDA, CLARAMENTE VISIBLE EN
LA RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL.

Fecha del informe: 30/09/92

Fdo. Dr. A. S nchez Mayorga

Fecha: 21/10/92

===== HOSPITAL MILITAR CENTRAL GOMEZ ULLA ===== S. MEDICINA NUCLEAR ==

ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT-HMPAO: INDICES (1/3)

Paciente: Edad: 67 años
Fecha de comienzo: 23/01/88 Fecha del estudio: 23/01/91

Diagnóstico: INFARTO CMI DIVISION SUPERIOR.

=====
Los límites normales de cada cociente están reseñados entre paréntesis
(N: Índice normal; A: Índice anormal)

COCIENTES GLOBALES

Cerebro izdo/cerebro dcho:	0.870	(0.945-1.025)	A
Cerebelo izquierdo/cerebelo dcho:	1.125	(0.898-1.084)	A
Cerebro global/cerebelo global:	0.786	(0.780-0.993)	N
Cerebro izdo/cerebelo izdo:	0.692	(0.760-1.001)	A
Cerebro dcho/cerebelo dcho:	0.892	(0.777-0.997)	N
Cerebro izdo/cerebelo dcho:	0.779	(0.752-0.998)	N
Cerebro dcho/cerebelo izdo:	0.793	(0.778-1.014)	N
Cociente frontal/posterior global:	0.896	(0.853-1.119)	N
Cociente frontal izdo/posterior izdo: ...	0.817	(0.842-1.118)	A
Cociente frontal dcho/posterior dcho: ...	0.975	(0.858-1.128)	N

COCIENTES IZDA/DCHA DE AREAS HOMOLOGAS

G. frontal superior y medio (B 9; ACA): .	0.901	(0.928-1.018)	A
G. frontal inferior (B 6,44,9; ACM):	0.700	(0.891-1.087)	A
G. frontal inferior, pre- y postcentral (B 4,3,1,2,6; ACM):	0.727	(0.876-1.062)	A
G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): .	0.933	(0.842-1.078)	N
G. temporal medio (B 37,19; ACM):	0.914	(0.875-1.091)	N
Uncus hipocampal (B 25; AcorA):	0.692	(0.723-1.199)	A
G. temporal inferior, c. calcarino, occ. lat. (B 17-19; ACM,ACP):	1.028	(0.928-1.104)	N
G. frontal superior (B 8; ACA):	0.881	(0.918-1.068)	A
G. frontal medio (B 6; ACM):	0.757	(0.896-1.062)	A
G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): .	0.838	(0.843-1.179)	A
G. supramarginal (B 40; ACM):	0.880	(0.872-1.082)	N
G. angular (B 39; ACM):	0.891	(0.876-1.076)	N
Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP, ACA): ..	1.027	(0.921-1.097)	N
Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM): ...	0.558	(0.874-1.140)	A
Talamo Óptico (ACP, ACM):	0.784	(0.931-1.077)	A

ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT-HMPAO: INDICES (2/3)

Paciente:

COCIENTES DE AREAS IZDAS/HEMISFERIO DCHO GLOBAL

G. frontal superior y medio (B 9; ACA): .	0.861	(0.851-1.061)	N
G. frontal inferior (B 6,44,9; ACM):	0.704	(0.918-1.088)	A
G. frontal inferior, pre- y postcentral (B 4,3,1,2,6; ACM):	0.743	(0.900-1.130)	A
G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): .	0.933	(0.894-1.109)	N
G. temporal medio (B 37,19; ACM):	0.894	(0.821-1.067)	N
Uncus hipocampal (B 25; AcorA):	0.766	(0.684-1.034)	N
G. temporal inferior, c. calcarino, occ. lat. (B 17-19; ACM, ACP):	1.017	(0.911-1.141)	N
G. frontal superior (B 8; ACA):	0.872	(0.819-1.099)	N
G. frontal medio (B 6; ACM):	0.749	(0.863-1.049)	A
G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): .	0.810	(0.896-1.072)	A
G. supramarginal (B 40; ACM):	0.905	(0.905-1.085)	N
G. angular (B 39; ACM):	0.911	(0.840-1.075)	N
Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP, ACA): ..	1.079	(0.908-1.158)	N
Cabeza del nEcleo caudado (ACA, ACM): ...	0.486	(0.861-1.161)	A
T lamo Áptico (ACP, ACM):	0.710	(0.843-1.169)	A

COCIENTES DE AREAS DCHAS/HEMISFERIO IZDO GLOBAL

G. frontal superior y medio (B 9, ACA): .	1.094	(0.888-1.108)	N
G. frontal inferior (B 6,44,9; ACM):	1.152	(0.930-1.130)	A
G. frontal inferior, pre- y postcentral (B 4,3,1,2,6; ACM):	1.171	(0.975-1.151)	A
G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): .	1.146	(0.981-1.137)	A
G. temporal medio (B 37,19; ACM):	1.120	(0.887-1.063)	A
Uncus hipocampal (B 25; ACorA):	1.267	(0.770-1.010)	A
G. temporal inferior, c. calcarino, occ. lat. (B 17-19; ACM, ACP):	1.133	(0.907-1.143)	N
G. frontal superior (B 8; ACA):	1.133	(0.845-1.115)	A
G. frontal medio (B 6; ACM):	1.133	(0.887-1.097)	A
G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): .	1.107	(0.833-1.149)	N
G. supramarginal (B 40; ACM):	1.178	(0.952-1.112)	A
G. angular (B 39; ACM):	1.171	(0.897-1.093)	A
Cuneus, occ. lat. (B 18, 19; ACP, ACA): ..	1.203	(0.924-1.154)	A
Cabeza del nEcleo caudado (ACA, ACM): ...	0.998	(0.821-1.221)	N
T lamo Áptico (ACP, ACM):	1.037	(0.862-1.172)	N

ESTUDIO DEL ENCEFALO CON SPECT_HMPAO: INDICES (3/3)

Paciente:

COCIENTES DE AREAS IZDAS/MEDIA CEREBELOSA IZDA

G. frontal superior y medio (B 9; ACA): ..	0.682	(0.718-0.994)	A
G. frontal inferior (B 44,6,9; ACM):	0.558	(0.761-1.037)	A
G. frontal inferior, pre- y postcentral (B 4,3,1,2,6; ACM):	0.589	(0.742-1.078)	A
G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): ..	0.740	(0.772-1.022)	A
G. temporal medio (B 37,19; ACM):	0.709	(0.698-0.994)	N
Uncus hipocampal (B 25; ACoA):	0.607	(0.635-0.901)	A
G. temporal inferior, c. calcarino, occ. lat. (B 17,18,19; ACP, ACM):	0.806	(0.788-1.048)	N
G. frontal superior (B 8; ACA):	0.691	(0.674-1.044)	N
G. frontal medio (B 6; ACM):	0.594	(0.699-1.015)	A
G. pre- y postcentral (B 4,3,1,2; ACM): ..	0.643	(0.719-1.045)	A
G. supramarginal (B 40; ACM):	0.718	(0.730-1.055)	A
G. angular (B 39; ACM):	0.722	(0.709-1.005)	N
Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACA, ACP): ...	0.855	(0.755-1.095)	N
Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM):	0.386	(0.742-1.068)	A
T lamo Áptico (ACP, ACM):	0.563	(0.733-1.069)	A

COCIENTES DE AREAS DCHAS/MEDIA CEREBELOSA DCHA

G. frontal superior y medio (B 9; ACA): ..	0.852	(0.727-1.017)	N
G. frontal inferior (B 44,6,9; ACM):	0.897	(0.756-1.046)	N
G. frontal inferior, pre- y postcentral (B 4,3,1,2,6; ACM):	0.912	(0.789-1.079)	N
G. temporal superior (B 40-42,22; ACM): ..	0.892	(0.804-1.049)	N
G. temporal medio (B 37,19; ACM):	0.872	(0.742-0.962)	N
Uncus hipocampal (B 25; ACoA):	0.987	(0.659-0.895)	A
G. temporal inferior, c. calcarino, occ. lat. (B 17,18,19; ACP, ACM):	0.882	(0.766-1.026)	N
G. frontal superior (B 8; ACA):	0.882	(0.711-1.001)	N
G. frontal medio (B 6; ACM):	0.882	(0.705-1.035)	N
G. pre- y postcentral (B 4,3,1,3; ACM): ..	0.862	(0.706-1.026)	N
G. supramarginal (B 40; ACM):	0.917	(0.772-1.032)	N
G. angular (B 39; ACM):	0.912	(0.730-1.010)	N
Cuneus, occ. lat. (B 18,19; ACP, ACA):	0.937	(0.768-1.048)	N
Cabeza del núcleo caudado (ACA, ACM):	0.777	(0.702-1.082)	N
T lamo Áptico (ACP, ACM):	0.807	(0.716-1.062)	N

COCIENTES DEL AREA LESIONADA

Superficie en cm2 del rea lesionada: 0
 Zona medida: AREA FRONTOPARIETAL IZDA, INCLUYENDO CAUDADO
 Area lesionada/media cerebral contralateral: 0.486
 Area lesionada/media cerebelosa homolateral: 0.386
 Area lesionada/homóloga contralateral: 0.558

Por último incluimos en este apéndice los campos de la base de datos utilizada para el almacenamiento de todos y cada uno de los resultados de la actividad cuantificada en cada región estudiada, así como los datos del paciente o del sujeto de control.

Estructura para base de datos: C:\DBASE\ICTUS\SPECT.dbf

Número de registros: 93

Fecha de última actualización: 27/01/92

Campo	Nombre Campo	Tipo	Anchura	Dec
1	NUM_HISTOR	Caracter	7	
2	NOMBRE	Caracter	42	
3	EDAD	Numérico	2	
4	SEXO	Numérico	1	
5	DIAGNOS_L	Caracter	100	
6	DIAGNOS_C	Caracter	52	
7	FECHA1	Fecha	8	
8	TAC	Caracter	100	
9	ANGIO	Caracter	200	
10	RNM	Caracter	100	
11	CLINICA	Memo	10	
12	NUMERO	Numérico	1	
13	FECHA_SPEC	Fecha	8	
14	DESCRIBO	Memo	10	
15	SUPERFICIE	Numérico	3	
16	CZ_CD	Numérico	5	3
17	CBZ_CBD	Numérico	5	3
18	CG_CBG	Numérico	5	3
19	HCZ_CBZ	Numérico	5	3
20	HCD_CBD	Numérico	5	3
21	HCZ_CBD	Numérico	5	3
22	HCD_CBZ	Numérico	5	3
23	FR_POS_G	Numérico	5	3
24	FRZ_POSZ	Numérico	5	3
25	FRD_POSD	Numérico	5	3
26	FAI_ZD	Numérico	5	3
27	FPI_ZD	Numérico	5	3
28	INS_ZD	Numérico	5	3
29	TAL_ZD	Numérico	5	3
30	TPL_ZD	Numérico	5	3
31	TM_ZD	Numérico	5	3
32	OI_ZD	Numérico	5	3
33	FAS_ZD	Numérico	5	3
34	FMS_ZD	Numérico	5	3
35	FP_ZD	Numérico	5	3
36	PA_ZD	Numérico	5	3
37	PP_ZD	Numérico	5	3
38	OS_ZD	Numérico	5	3
39	CAU_ZD	Numérico	5	3
40	BAS_ZD	Numérico	5	3
41	CE1_ZD	Numérico	5	3
42	CE2_ZD	Numérico	5	3
43	CE3_ZD	Numérico	5	3
44	CE4_ZD	Numérico	5	3

45	CE5_ZD	Numérico	5	3
46	CE6_ZD	Numérico	5	3
47	FAIZ_HCD	Numérico	5	3
48	FPIZ_HCD	Numérico	5	3
49	INSZ_HCD	Numérico	5	3
50	TALZ_HCD	Numérico	5	3
51	TPLZ_HCD	Numérico	5	3
52	TMZ_HCD	Numérico	5	3
53	OIZ_HCD	Numérico	5	3
54	FASZ_HCD	Numérico	5	3
55	FMSZ_HCD	Numérico	5	3
56	FPZ_HCD	Numérico	5	3
57	PAZ_HCD	Numérico	5	3
58	PPZ_HCD	Numérico	5	3
59	OSZ_HCD	Numérico	5	3
60	CAUZ_HCD	Numérico	5	3
61	BASZ_HCD	Numérico	5	3
62	FAID_HCI	Numérico	5	3
63	FPID_HCI	Numérico	5	3
64	INSD_HCI	Numérico	5	3
65	TALD_HCI	Numérico	5	3
66	TPLD_HCI	Numérico	5	3
67	TMD_HCI	Numérico	5	3
68	OID_HCI	Numérico	5	3
69	FASD_HCI	Numérico	5	3
70	FMSD_HCI	Numérico	5	3
71	FPD_HCI	Numérico	5	3
72	PAD_HCI	Numérico	5	3
73	PPD_HCI	Numérico	5	3
74	OSD_HCI	Numérico	5	3
75	CAUD_HCI	Numérico	5	3
76	BASD_HCI	Numérico	5	3
77	FAIZ_CBZ	Numérico	5	3
78	FPIZ_CBZ	Numérico	5	3
79	INSZ_CBZ	Numérico	5	3
80	TALZ_CBZ	Numérico	5	3
81	TPLZ_CBZ	Numérico	5	3
82	TMZ_CBZ	Numérico	5	3
83	OIZ_CBZ	Numérico	5	3
84	FASZ_CBZ	Numérico	5	3
85	FMSZ_CBZ	Numérico	5	3
86	FPZ_CBZ	Numérico	5	3
87	PAZ_CBZ	Numérico	5	3
88	PPZ_CBZ	Numérico	5	3
89	OSZ_CBZ	Numérico	5	3
90	CAUZ_CBZ	Numérico	5	3
91	BASZ_CBZ	Numérico	5	3
92	FAID_CBD	Numérico	5	3
93	FPID_CBD	Numérico	5	3

94	INSD_CBD	Numérico	5	3
95	TALD_CBD	Numérico	5	3
96	TPLD_CBD	Numérico	5	3
97	TMD_CBD	Numérico	5	3
98	OID_CBD	Numérico	5	3
99	FASD_CBD	Numérico	5	3
100	FMSD_CBD	Numérico	5	3
101	FPD_CBD	Numérico	5	3
102	PAD_CBD	Numérico	5	3
103	PPD_CBD	Numérico	5	3
104	OSD_CBD	Numérico	5	3
105	CAUD_CBD	Numérico	5	3
106	BASD_CBD	Numérico	5	3
107	LESION_HCC	Numérico	5	3
108	LESION_CBH	Numérico	5	3
109	LES_AREA_C	Numérico	5	3
110	AREA_MED	Caracter	50	
111	PAT	Numérico	3	
112	SECC	Numérico	3	
113	TDINT	Numérico	3	
114	CUANTI	Numérico	3	
115	CT	Numérico	3	
**	Total	**	1180	

8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

A.BARTOLINI Y COLS. SPECT WITH TC 99M HMPAO IN THE CLINICAL ASSESMENT OF CEREBRAL ISCHEMIA. EUR.NEUROL.28:232-235, 1988.

ALAN H.MAURER Y COLS. SPECT QUANTIFICATION OF CEREBRAL ISCHEMIA BEFORE AND AFTER CAROTID ANDARTERECTOMY. J. NUCL.MED. VOL.31, Nº 8 AUGUST 1990.

ALEXANDER J.B. MCEWAN Y COLS. TC-99M HMPAO TO DEMONSTRATE DIFFUSE CORTICAL NECROSIS IN VIVO. CL.NUCL.MED. 167-169,MARCH 1991.

ALBERTO PUPI Y COLS. AN ANALYSIS OF THE ARTERIAL INPUT CURVE FOR TECHNETIUM 99m HMPAO:QUANTIFICATION OF rCBF USING SPECT. J.NUCL.MED.1991;32:1501-1506.

ALBERT LEE Y COLS. CEREBRAL HYPOXIC INJURY DETECTED BY TC HM-PAO SPECT. CL. NUCL.MED. 1989 VOL 7 P482-3.

ARNOLD STRASHUN Y COLS. REVERSIBLE INCREASED TECHNETIUM 99M HMPAO CEREBRAL CORTICAL ACTIVITY:A SCINTIGRAPHIC REFLECTION OF LUXURIANT HYPERPERFUSION. J.NUCL.MED. 1992;33:117-119.

B.F. HUTTON. DEVELOPEMENTS IN QUANTITATIVE SPECT.LIBRO DE PONENCIAS DEL XII CONGRESO DE LA ALASBIMN.1992.3-10.

BALLINGER J.R. Y COLS. RADIOPHARMACEUTICAL FACTORS IN THE VARIABLE QUALITY OF HM-PAO IMAGES OF THE BRAIN. J.NUCL.MED 1990 JAN VOL 31 (1) P118-122.

BAUKE M. DE JONG Y COLS. UPTAKE OF SPECT RADIO PHARMACEUTICALS IN NEOCORTICAL BRAIN CULTURES. EUR.J.NUCL.MED. 15:16-20,1989.

BERTIL AXELSSON Y COLS. SUBTRACTION OF COMPTON-SCATTERED PHOTONS IN SINGLE PHOTONS IN SPECT. J.NUCL.MED.1984; 25:490-494.

BRUCE G.GRAY Y COLS. TECHNETIUM 99m HMPAO SPECT IN THE EVALUATION OF PATIENTS WITH A REMOTE HISTORY OF TRAUMATIC BRAIN INJURY:A COMPARISON WITH X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY. J. NUCL MED. 1992;33:52-58.

BUELL U. Y COLS. COMBINED SPECT IMAGING OF REGIONAL CEREBRAL BLOOD FLOW (99M TC HMPAO) AND BLOOD VOLUME (99M TC RBC) TO ACESS REGIONAL CEREBRAL PERFUSION RESERVE IN PATIENTS WITH CEREBROVASCULAR DISEASE. NUCL.MED. 1988, 27:51-56.

BUSHNELL DL Y COLS. PREDICTION OF LANGUAGE AND NEUROLOGIC RECOVERY AFTER CEREBRAL INFARCTION WITH SPECT IMAGING USING N-ISOPROPYL-P-I-123 IODO AMPHETAMINE. ARCH.NEUROL;1989 JUN;46:665-669.

CAÑELLAS C.O. Y COLS. HMPAO 99MTC: AGENTE LIPOFILICO PARA LA VISUALIZACION DEL FLUJO REGIONAL CEREBRAL. REV.ESP.MED.NUCL. 1990.9,II:57-61.

CAÑELLAS C.O. AVANCES EN RADIOFARMACOS PARA SPECT EN ESTUDIOS NEUROLOGICOS Y PSIQUIATRICOS. LIBRO PONENCIAS DEL XII CONGRESO DE LA ALASBIMN.1992. 59-66.

CARRERAS DELGADO J.L. Y COLS. ESTUDIOS CEREBRALES POR SPECT (CEREBRAL STUDIES BY SPECT). REV.ESP.MED.NUCLEAR,9,1(23-33),1990.

DALE L.BAILEY Y COLS. IMPROVED SPECT USING SIMULTANEOUS EMISSION AND TRANSMISSION TOMOGRAPHY. J.NUCL.MED 28:844-851, 1987.

DANIEL S.FOCKELE Y COLS. TC-99M HMPAO SPECT OF THE BRAIN IN THE NEONATE. CL.NUCL.MED. 175-177,1990.

DAVID COUPLAND AND BRIAN LENTLE. BILATERAL SUBDURAL HEMATOMAS DIAGNOSED WITH TECHNETIUM 99M HMPAO BRAIN SPECT. J.NUCL.MED. 1991;32:1915-1917.

DAVID L. BUSHNELL Y COLS. EVALUATION OF CEREBRAL PERFUSION RESERVE USING 5 % CO2 AND SPECT NEUROPERFUSION IMAGING.CIN.NUCL.MED., 1991,16: 263-267.

DAVID R. GILLAND Y COLS. DETERMINATION OF THE OPTIMUM FILTER FUNCTION FOR SPECT IMAGING. J.NUCL.MED. ,1988, 29:643-650.

DENAYS.R Y COLS. CEREBRAL PALSY: INITIAL EXPERIENCE WITH TC 99m HMPAO SPECT OF THE BRAIN. RADIOLOGY 1990 APR VOL 175 (1), P111-6.

E.BUSEMANN-SOKOLE. MEASUREMENT OF COLLIMATOR HOLE ANGULATION AND CAMERA HEAD TILT FOR SLANT AND PARALLEL HOLE COLLIMATORS USED IN SPECT. J.NUCL.MED. 1987; 28:1592-1598.

ERHARD SUESS Y COLS. UPTAKE MECHANISM OF TECHNETIUM 99M D,1 HMPAO IN CELL CULTURES OF THE DISSOCIATED POSTNATAL RAT CEREBELLUM. J.NUCL.MED. 33:108-114, 1992.

ELI SHAHAR Y COLS. PEDIATRIC CEREBROVASCULAR DISEASE. ALTERATIONS OF REGIONAL CEREBRAL BLOOD FLOW DETECTED BY TC 99M HMPAO SPECT. ARCH.NEUROL. VOL 47, MAY 1990.

FUKUNAGA M. Y COLS. SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY USSING 99MTC HMPAO IN PATIENTS WITH ISCHEMIC CEREBRAL DISEASES: COMPARATIVE STUDY OF N-ISOPROPIL IODOAMPHETAMINE AND 99MTC DTPA SPECT. JPN-J-NUCL-MED, 1989, 26/7, 811-820.

G.K.VON SCHULTHESS Y COLS. REGIONAL QUANTITATIVE NONINVASIVE ASSESMENT OF CEREBRAL PERFUSION AND FUNCTION WITH N-ISOPROPYL IODOAMPHETAMINE. J.NUCL.MED.1985;26:9-16.

G. LUCIGNANI Y COLS. IN VIVO METABOLISM AND KINETICS OF ^{99m}Tc HMPAO. EUR.J.NUCL.MED. 1990; 16:249-255.

G.TORRES Y COLS. TOMOGRAFIA CEREBRAL POR EMISION DE FOTON UNICO. ANALISIS SEMICUANTITATIVO DE TERRITORIOS VASCULARES EN PACIENTES CON PATOLOGIA VASCULAR CEREBRAL.1992. MED.CLIN.98:241-244.

GIANLUIGI SPREAFICO Y COLS. SEMIQUANTITATIVE ASSESMENT OF REGIONAL CEREBRAL PREFUSION USING ^{99m}Tc HMPAO AND EMISSION TOMOGRAPHY. EUR.J.NUCL.MED. (1988) 14:565-568.

GIANLUIGI SPREAFICO Y COLS. INITIAL EXPERIENCE WITH SPECT OF THE BRAIN USING ^{99m}Tc HMPAO. EUR.J.NUCL.MED (1987)12:557-559.

GUY LAMOUREUX Y COLS . CORTEX: A PROGRAM FOR QUANTITATIVE ANALISYS OF BRAIN SPECT DATA. J. NUCL.MED. VOL31 N 11. P1862-1871 NOV 1990.

H.RICHARD HOOPER Y COLS. INTERACTIVE THREE-DIMENSIONAL REGION OF INTEREST ANALYSIS OF HMPAO SPECT BRAIN STUDIES. J.NUCL.MED. 1990;31:2046-2051.

HANNA DAMASIO. A COMPUTED TOMOGRAPHIC GUIDE TO THE IDENTIFICATION OF CEREBRAL VASCULAR TERRITORIES. ARCH.NEUROL. 1983. 40:138-140.

HAYASHIDA K. Y COLS. CLINICAL APPLICATION OF TC 99M HMPAO AS CEREBRAL PERFUSION IMAGING. JPN.J.NUCL.MED., 1988, 25:231-241.

HEE-JOUNG KIM Y COLS. THREE DIMENSIONAL SPECT SIMULATIONS OF A COMPLEX THREE-DIMENSIONAL MATHEMATICAL BRAIN MODEL AND MEASUREMENTS OF THREE-DIMENSIONAL PHYSICAL BRAIN PHANTOM. J.NUCL.MED.1991;32:1923-1930.

HENRY N.WAGNER, JR. MOLECULAR MEDICINE: FROM SCIENCE TO SERVICE. J.NUCL.MED.1991; 32:11-21.

HIROSHI MATSUDA Y COLS. SPECT EVALUATION OF BRAIN PERFUSION RESERVE BY THE ACETAZOLAMIDE TEST USING TC 99M HMPAO. CIN.NUCL.MED., AUG 1991; 16:572-579.

HIROSHI MATSUDA Y COLS. TC 99M HMPAO BRAIN PERFUSION TOMOGRAPHY ATLAS USING A HIGH RESOLUTION SPECT SYSTEM. CIN.NUCL.MED. 1990; 15:428-431.

HOWARD G.GEMMELL Y COLS. REGIONAL CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGING: A QUANTITATIVE COMPARISON OF TECHNETIUM 99M HMPAO SPECT WITH C15 O2 PET. J.NUCL.MED. 1990;31: 1595-1600.

I.PODREKA Y COLS. INITIAL EXPERIENCE WITH TECHNETIUM 99m HMPAO BRAIN SPECT. J.NUCL.MED. 1987;28:1657-1666.

INUGAMI A. Y COLS. CLINICAL APLICACION OF 99M TC HMPAO FOR CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGING BY SPECT- COMPARISON WITH CEREBRAL BLOOD FLOW STUDY BY PET. JPN.J.CLIN.RADIOL., 1988,33:243-248.

J.A. RICHTER, J.M.MARTI Y M DOMPER. AVANCES EN LA INSTRUMENTACION DEL SPECT CEREBRAL. COLIMADOR NEUROFOCAL DE ALTA RESOLUCION. LIBRO PONENCIAS DEL XII CONGRESO DE LA ALASBIMN.1992. 11-17.

J.M.MOUNTZ. A METHOD OF ANALYSIS OF SPECT BLOOD FLOW IMAGE DATA FOR COMPARISON WITH COMPUTED TOMOGRAPHY. CL.NUCL.MED. 192-196, 1989.

J.P. SOUCY Y COLS. EVALUATION OF VASOSPASM SECONDARY TO SUBARACHNOID HEMORRHAGE EITH TECHNETIUM 99M HMPAO TOMOSCINTIGRAPHY. J.NUCL.MED. 1990; 31:972-977.

JAMES L.LEAR. QUANTITATIVE LOCAL CEREBRAL BLOOD FLOW MEASUREMENTS WITH TECHNETIUM 99M HMPAO:EVALUATION USING MULTIPLE RADIONUCLIDE DIGITAL QUANTITATIVE AUTORADIOGRAPHY. J.NUCL.MED. 1988;29:1387-1392.

JAMES M.MOUNTZ Y COLS. CLINICAL SPRINT IMAGING. PRELIMINARY RESULTS COMPARED TO CONVENTIONAL SPECT BRAIN SCANNING USING TC-99M HMPAO. CL.NUCL.MED 16:562-567, 1991.

JAMES R BALLINGER Y COLS. RADIOPHARMACEUTICAL FACTORS IN THE VARIABLE QUALITY OF ^{99m}Tc HMPAO IMAGES OF THE BRAIN. J.NUCL.MED 1990;31:118-122.

JEAN-LUC MORETTI Y COLS. LUXURY PERFUSION WITH ^{99m}Tc HMPAO AND ¹²³I-IMP SPECT IMAGING DURING THE SUBACUTE PHASE OF STROKE. EUR.J.NUCL.MED (1990)16:17-22.

JHON A. BIESZK AND ERIC G. HAWMAN. EVALUATION OF SPECT ANGULAR SAMPLING EFFECTS:CONTINUOUS VERSUS STEP-AND-SHOOT ACQUISITION. J.NUCL MED. 1987;28:1308-1314.

JHON W.KEYES JR. EDITORIAL:THREE-DIMENSIONAL DISPLAY OF SPECT IMAGES:ADVANTAGES AND PROBLEMS. J.NUCL.MED., 1990; 31:1428-1430.

JINNOUCHI S. Y COLS. ^{99m}Tc HMPAO CEREBRAL PERFUSION SPECT IN PATIENTS WITH CEREBROVASCULAR DISEASE. JPN.J.NUCL.MED., 1988,25:31-38.

JOSEPH C.HUNG Y COLS. KINETIC ANALYSIS OF TECHNETIUM-^{99m}Tc D,¹HMPAO DECOMPOSITION IN AQUEOUS MEDIA. J.NUCL.MED. 29:1568-1576,1988.

JUNJI ISHIMURA Y COLS. CLINICAL APLICATION OF THREE-DIMENSIONAL SURFACE DISPLAY IN BRAIN IMAGING WITH ^{99m}Tc HMPAO. CLIN.NUCL.MED., 1991;16:343-351.

JYRKI T. KUIKKA Y COLS. QUANTITATIVE ANALYSIS OF ^{99m}Tc HMPAO KINETICS IN EPILEPSY. EUR. J. NUCL. MED. (1990) 16:275-283.

KASAY T. Y COLS. CLINICAL USEFULNESS OF THREE DIMENSIONAL BRAIN IMAGING WITH N-ISOPROPYL IODOAMPHETAMINE (IMP). JPN.J.NUCL.MED., 1989 26/3, 311-317.

KAREN TUBERGEN Y COLS. SENSITIVITY OF TECHNETIUM - ^{99m}Tc-D,1-HMPAO TO RADIOLYSIS IN AQUEOUS SOLUTIONS. J.NUCL.MED. 1991; 32:111-115.

KENYA MURASE Y COLS. KINETIC BEHAVIOR OF TECHNETIUM-^{99m}Tc-HMPAO IN THE HUMAN BRAIN AND QUANTIFICATION OF CEREBRAL BLOOD FLOW USING DYNAMIC SPECT. J.NUCL.MED. 1992; 33:135-143.

LAUNES J. Y COLS. BRAIN PERFUSION DEFECT SIZE IN SPECTS PREDICT OUTCOME IN CEREBRAL INFARCTION. NUCL. MED. COMMUN.1989.DEC.10:891-900.

LAURIN N.R. Y COLS. CEREBRAL PERFUSION IMAGING WITH TECHNETIUM ^{99m}Tc HMPAO IN BRAIN DEATH AND SEVERE CENTRAL NERVOUS SYSTEM INJURY. J.NUCL.MED. 1989; 30:1627-1635.

LEONARD M.FREEMAN AND DONALD BLAUFOX. SPECT IMAGING OF THE BRAIN. SEMINARS IN NUCLEAR MEDICINE. VOL 21 NO 1.1991.

LEVEILLE J. Y COLS. CHARACTERIZATION OF TECHNETIUM 99m -L, L-
ECD FOR BRAIN PERFUSION IMAGING, PART 2:BIODISTRIBUTION AND
BRAIN IMAGING IN HUMANS. J. NUCL.MED. NOV VOL 30, P 1902-
1910.

LEE M.S. Y COLS. THALAMIC SYNDROME AND CORTICAL HYPOPERFUSION
ON TECHNETIUM 99m HM-PAO BRAIN SPECT. YONSEY MED.J. 1989, VOL
30 P 151-157.

LOUIS T.KIRCOS Y COLS. QUANTITATIVE ORGAN VISUALIZATION USING
SPECT. J.NUCL.MED. 1987; 28:334-341.

M. DE ROO Y COLS. CLINICAL EXPERIENCE WITH TC 99M HMPAO HIGH
RESOLUTION SPECT OF THE BRAIN IN PATIENTS WITH CEREBROVASCULAR
ACCIDENTS. EUR.J.NUCL.MED. 1989; 15:9-15.

M.STEINLING, PH. KASSIOTIS Y N. LASSEN. REDISTRIBUTION TARDIVE
DU HMPAO TC: QUAND? POURQUOI? CIRC.MET.CER. 1989 ;6:96-103

MANUEL D. CERQUEIRA Y COLS. THE INFLUENCE OF COLLIMATORS ON
SPECT CENTER OF ROTATION MEASUREMENTS:ARTIFACT GENERATION AND
ACCEPTANCE TESTING. J.NUCL.MED;1988;29:1393-1397.

MATSUDA H. Y COLS. QUANTITATIVE ASSESSMENT OF CEREBRAL BLOOD
FLOW USING TECHNETIUM 99M HMPAO:PART I, DESIGN OF A
MATHEMATICAL MODEL. ANN.NUCL.MED. ,1988, 2:13-19.

MOMOSE T. Y COLS. A NEW METOD FOR BRAIN FUNCTIONAL STUDY USING TC 99m HM-PAO SPECT. RADIAT.MED. 1989 MAR-APR VOL7, P 82-87.

MOTOO OSHIMA Y COLS. ROLE OF FAST DATA ACQUISITION METHOD WITH TC 99M HMPAO BRAIN SPECT IN PATIENTS WITH ACUTE STROKE.CIN.NUCL.MED. 15: 172-174.

MORETTI J.L. Y COLS. LUXURY PERFUSION WITH 99MTC HMPAO AND 123I-IMP SPECT IMAGING DURING THE SUBACUTE PHASE OF STROKE. EUR-J-NUCL-MED, 1990,16:17-22.

N.A.LASSEN Y COLS. CEREBRAL BLOOD-FLOW TOMOGRAPHY:XENON-133 COMPARED WITH ISOPROPYL-AMPHETAMINE-IODINE-123:CONCISE COMMUNICATION.J.NUCL.MED.1983;24:17-21.

N.DAVID GREYSON Y COLS. A BULLSEYE DISPLAY OF REGIONAL PERFUSION OF THE BRAIN.CIN.NUCL.MED. 1991; 16:149-152.

NAKANO S. Y COLS. CRITICAL CEREBRAL BLOOD FLOW THRESHOLDS STUDIED BY SPECT USING XENON-133 AND IODINE-123 IODOAMPHETAMINE. J.NUCL.MED, 1989, 30/3, 337-342.

NAKANO S. Y COLS. COMPARATIVE STUDY OF REGIONAL CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGES BY SPECT USING XENON-133, IODINE-123 IMP AND TECHNETIUM 99M HMPAO. J.NUCL.MED. 1989 30/2, 157-164.

NICKEL D. Y COLS RCBF-QUANTIFICATION WITH 99m TC HMPAO SPECT:
TEORY AND FIRST RESULTS. EUR.J.NUCL.MED; 1989.

OSHIMA M. Y COLS. ROLE OF FAST DATA ACQUISITION METOD WITH TC
99m HMPAO BRAIN SPECT IN PATIENTS WITH ACUTE
STROKE. CLIN. NUCL. MED. 1990 MARCH. 15:172-174.

P. J. ELL. RECENT ADVENCES WITH SPET: FROM INSTRUMENTATION TO
CLINICAL PRACTICE. REV. ESP. MED. NUCL. 1992; 11/3:44-50.

PAUL H. MURPHY. ACCEPTANCE TESTING AND QUALITY CONTROL OF
GAMMA CAMERAS, INCLUDING SPECT. J. NUCL. MED. 1987; 28:1221-1227.

PERANI D. Y COLS. REMOTE EFFECTS OF SUBCORTICAL
CEREBROVASCULAR LESIONS: A SPECT CEREBRAL PERFUSION STUDY.
J. CEREB. BLOOD FLOW METAB. 1988, 8:560-567.

PETER D. ESSER Y COLS. ANGLED-COLLIMATOR SPECT (A-SPECT): AN
IMPROVED APPROACH TO CRANIAL SINGLE PHOTON EMISSION
TOMOGRAPHY. J. NUCL. MED. 1984; 25: 805-809.

PODREKA I. Y COLS. INITIAL EXPERIENCE WITH TECHNETIUM 99M
HMPAO BRAIN SPECT. J. NUCL. MED., 1987, 28:1657-1666.

R. EDWARD COLEMAN Y COLS. STUDYING REGIONAL BRAIN FUNCTION: A
CHALLENGE FOR SPECT. J. NUCL. MED. 23:266-270.

RAMA K.NARRA Y COLS. A NEUTRAL LIPOPHILIC TECHNETIUM-99M COMPLEX FOR REGIONAL CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGING. J. NUCL. MED. 1990; 31:1370-1377.

ROBERT H. REID Y COLS. CEREBRAL PERFUSION IMAGING WITH TECHNETIUM 99m HMPAO. FOLLOWING CEREBRAL TRAUMA. CL.NUCL.MED. JUNE 1990 VOL 15 P383-388.

ROBERT J. ENGLISH Y SUSAN E BROWN. SPECT: SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY. A PRIMER. PUBLISHED BY THE SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE.1986.

ROBERT W.BURT. Y COLS. INCREASED BRAIN RETENTION OF TC 99M HMPAO FOLLOWING ACETAZOLAMIDE ADMINISTRATION. CL.NUCL.MED., AUG 1991; 16:569-571.

ROGER DENAYS Y COLS. CEREBRAL PALSY:INITIAL EXPERIENCE WITH TC 99M HMPAO SPECT OF THE BRAIN. RADIOLOGY 1990;175:111-116.

RONALD J. JASZCZAK Y COLS. SPECT USING A SPECIALLY DESIGNED CONE BEAM COLLIMATOR. J.NUCL.MED.1988;29:1398-1405.

RONALD L.VAN HEERTUM.RONALD S.TIKOFSKY. ADVANCES IN CEREBRAL SPECT. IMAGING.AN ATLAS AND GUIDELINE FOR PRACTITIONERS. PUBLICADO POR TRIVIRUM PUBLISHING COMPANY.1989.

RUDI D. NEIRINCKX Y COLS. TECHNETIUM 99M D,1 HMPAO:A NEW
RADIOPHARMACEUTICAL FOR SPECT IMAGING OF REGIONAL CEREBRAL
BLOOD PERFUSION. J.NUCL.MED. 1987. 28:191-202.

RUDI D. NEIRINCKX. RADIOCHEMICAL PURITY OF 99mTc
HMPAO.J.NUCL.MED. 1988;29:572-573.

S.HOLM y cols. DYNAMIC SPECT OF THE BRAIN USING A LIPOPHILIC
TECHNETIUM 99M COMPLEX, PNAO. J. NUCL.MED 26:1129-1134,1985.

S.TANADA Y COLS. DETERMINATION OF INTRACEREBRAL KINETICS OF
99MTC ETHYL CYSTEINATE DIMER (ECD) WITH DYNAMIC BRAIN
SPECT.J.NUCL.MED.1991;32:991.

SANCHEZ A.,JL PEREZ,LA BANDA, SECADES, MARTINEZ-AEDO, GALVEZ Y
J.FERRERO. CONTRIBUCION DEL SPECT CON HMPAO EN EL ESTUDIO DE
LAS ENFERMEDADES CEREBRO-VASCULARES. LIBRO PONENCIAS DEL XII
CONGRESO DE LA ALASBIMN.1992. 33-43.

SANCHEZ MAYORGA Y COLS. ESTUDIO DE LA PERFUSION CEREBRAL
MEDIANTE SPECT CON 99MTC HMPAO. REV ESP MED.NUCL. 1990.
9,III:25-32.

SANTIAGO GIMÉNEZ ROLDAN. HEMORRAGIA INTRAPRENQUIMATOSA DEL
CEREBRO:NUEVAS PERSPECTIVAS. REV.ESP.NEUROL. 1988 3: 157-173.

STEPHEN H. MANGLOS Y COLS. NONISOTROPIC ATTENUATION IN SPECT:PHANTOM TEST OF QUANTITATIVE EFFECTS AND COMPENSATION TECHNIQUES. 1987; 28:1584-1591.

STIG A. LARSSON Y COLS. A SPECIAL CUT-OFF GAMMA CAMERA FOR HIGH RESOLUTION SPECT OF THE HEAD.1984. J.NUCL.MED. 25:1023-1030.

STUART C. RAMSAY Y COLS. USE OF TECHNETIUM-HMPAO TO DEMONSTRATE CHANGES IN CEREBRAL BLOOD FLOW RESERVE FOLLOWING CAROTID ENDARTERECTOMY. J.NUCL.MED. 1991;32:1382-1386.

THOMAS C. HILL Y COLS. INITIAL EXPERIENCE WITH SPECT OF THE BRAIN USING N-ISOPROPIL I 123 P-IODOAMPHETAMINE:CONCISE COMMUNICATION.J.NUCL.MED. 1982; 23:191-195.

TIMOTHY SULLIVAN Y COLS. WATERSHED INFARCTS, TC 99m HMPAO SPECT AND CT CORRELATION. CASE REPORTS.CL.NUCL.MED.MARCH 1991. 170-173.

V. GUTMAN. PRINCIPIOS FISICOS DE LA TECNICA DE SPECT. REV.ESP.MED.NUCL.1990. 9,III: 3-10.

WEI-JEN SHIH Y COLS. I-123 HIDROXYIODOBENZYL PROPANEDIAMINE (HIPDM) CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGING DEMONSTRATING TRANSTENTORIAL DIASCHISIS. CIN.NUCL.MED. 15: 623-629.

YOSHINARI ISAKA Y COLS. CEREBRAL BLOOD FLOW IMAGING WITH
TECHNETIUM 99M HMPAO SPECT IN A PATIENT WITH CHRONIC SUBDURAL
HEMATOMA: RELATIONSHIP WITH NEUROPSYCHOLOGICAL TEST.
J. NUCL. MED., 1992; 33: 246-248.

YVES R. TRAN DINH Y COLS. DISTURBANCES IN THE CEREBRAL
PERFUSION OF HUMAN IMMUNE DEFICIENCY VIRUS-1: A QUANTITATIVE
TOMOGRAPHY STUDY OF 18 CASES. J. NUCL. MED. 1990. VOL 31 No 10
OCTOBER.