

Ultrasonidos en Medicina

**IDENTIFICACION DE DISTURBIOS DE
FLUJO CON EL DOPPLER EN
ANGULO RECTO.**

**APLICACION INTRAOPERATORIA DEL
ULTRASONIDO MODO "B" EN TIEMPO
REAL EN LESIONES CEREBRALES DE
DIFICIL ACCESO
(REPORTE PRELIMINAR)**

**RELACION ENTRE EL DIAMETRO
BI-PARIETAL Y LA LONGITUD
DEL FEMUR COMO PARAMETRO
COMBINADO DE PRECISION
EN LA BIOMETRIA FETAL ***

**SECCION DE EDUCACION
CONTINUA.**

COMITE EDITORIAL

Aníbal Montesinos
Editor Jefe
Alcira Centeno de Ararat
Editor Administrativo
Freddy Guevara Z.
Editor Ejecutivo

Editores Asistentes

Asdrúbal Rivas-Santiago
Lilian Casas de Plaz
Hugo Celis B.
José Antonio Cisneros Yanez
Ana Gascue
Ricardo E. Lilue
Ronald Ortega
Antonio José Quintero R.

COMITE CIENTIFICO

Asdrúbal Rivas-Santiago (Venezuela)
Harry Acquatella (Venezuela)
Dalton Avila (Ecuador)
Fernando Bonilla (España)
Yannina Britto (Venezuela)
Alcira Centeno de Ararat (Venezuela)
Aníbal Montesinos (Venezuela)
Guillermo Cisneros (Ecuador)
Henry Curiel (Venezuela)
Hector Chamorro (Colombia)
Barry Goldberg (USA)
Efrain Inaudy (Venezuela)
George Leopold (USA)
Salvador Malave h. (Venezuela)
Diego Nuñez h. (Venezuela)
Ronald Ortega (Venezuela)
Luis Soto Pirela (Venezuela)
Elvia Vásquez (Venezuela)
Juri Wladimiroff (Holanda)
Mario Zilianti (Venezuela)
Hugo Celis B. (Venezuela)
Alberto Sosa Olavarría (Venezuela)
José Antonio Viegas. (Venezuela)

COMITE DE REVISION

Iván Acosta
Xabier Arozena
Silvia Barrios de Silva
Eloy Becerra
Christian Borberg
Nelson Carrillo Penso
Rafael Cohen
Raimundo Fernández Torres
Ana María Isern

Eduardo León Prado
Ana Morante
Simón Muñoz
David Rubinsztain G.
Carlos Soto-Rivera
Rafael Suárez
Sergio Tovar Ardila
Ulises Vásquez
Carlos Vega Atias

CONTENIDO:

5 – INFORMACION PARA LOS AUTORES

9 – EDITORIAL

13 – MENSAJE A MIS COLEGAS

Dr. Freddy Guevara Zuloaga.

**15 – IDENTIFICACION DE DISTURBIOS DE FLUJO
CON EL DOPPLER EN ANGULO RECTO.**

José A. Cisnero, M.D. P.H.D., Coordinador Docente de la
División de Ultrasonido del Hospital Universitario de
Caracas.

**25 – APLICACION INTRAOPERATORIA DEL
ULTRASONIDO "B" TIEMPO REAL EN
LESIONES CEREBRALES DE DIFICIL ACCESO
(Reporte Preliminar).**

Dr. Julio Rey L. (Neurocirugía), Dr. Freddy Guevara Zuloaga
(Ecosonografía) Jefe de la Cátedra de Obstetricia "A",
Escuela Luis Razetti U.C.V.

**35 – RELACION ENTRE EL DIAMETRO BI-PARIETAL
Y LA LONGITUD DEL FEMUR COMO
PARAMETRO COMBINADO DE PRECISION EN
LA BIOMETRIA FETAL*.**

Dr. Aníbal Montesinos Serrano Jefe de la Cátedra de
Gineco-Obstetricia Universidad de Carabobo, Núcleo-Aragua,
Dra. Alcira Centeno de Ararat Asistente de la Cátedra de
Gineco-Obstetricia Universidad de Carabobo, Núcleo Aragua.

41 – SECCION DE EDUCACION CONTINUA.

Dra. Lillian Casas de Plaz, Dr. Ricardo E. Lilue.

45 – REVISION DE LIBROS.

Callen, Peter W. Ultrasonography in Obstetrics and
Gynecology; W.B. Saunders Co., Philadelphia. Traducción
Editorial Médica Panamericana S.A.; Buenos Aires, 1985.

IDENTIFICACION DE DISTURBIOS DE FLUJO CON EL DOPPLER EN ANGULO RECTO.

José A. Cisneros, M.D, Ph.D, Coordinador Docente de la División de Ultrasonido de la Unidad de Perinatología, Hospital Universitario de Caracas.

Este artículo reporta un nuevo método de detección de disturbios de flujo a través del Doppler pulsado Duplex y demuestra con experimentación in-vitro las ventajas y características del espectro Doppler obtenido perpendicularmente al flujo. Se propone la utilización de este método para el diagnóstico precoz de lesiones carotídeas en trastornos de insuficiencia de flujo cerebral transitoria.

Palabras Claves: Doppler, Duplex, Carotida, Flujo Disturbado, Espectro.

INTRODUCCION:

La importancia de las lesiones estenóticas en el árbol carotídeo han generado la publicación de numerosos estudios acerca de las características hemodinámicas del flujo en estos vasos. (Blackshear et al 1980, Breslau 1982; Edwards et al, 1979, etc.) El diagnóstico no-invasivo de lesiones de la carótida interna y externa, se ha basado tradicionalmente en estudios indirectos de flujo sanguíneo tales como la oculopletismografía y el Doppler continuo direccional.

Con los avances en la resolución del campo cercano y en transductores de ultrasonido de alta frecuencia (7.5 a 10 MHz) se ha logrado la visualización de lesiones pequeñas en la bifurcación carotídea. El desarrollo de la tecnología Duplex (Tiempo Real con Doppler) ha permitido una mejor detección de trastornos del flujo carotídeo, el cual es el sitio más frecuente de estenosis extracraneana. Sin embargo, existe un grupo

de pacientes con placas ateromatosas pequeñas o no calcificadas que no son fácilmente visualizables a través del ecograma carotídeo en tiempo real.

Debido a la creciente importancia de los Accidentes Cerebro-Vasculares de tipo Trombo-embólico (ACVT), existe un gran interés en la detección temprana de estas lesiones, antes de que los síntomas catastróficos ocurran, con lesiones irreversibles del Sistema Nervioso Central.

Se requiere de una técnica sensitiva para la detección de este tipo de lesiones pequeñas a fin de tomar acciones terapéuticas, clínicas o quirúrgicas, en pacientes que refieran sintomatología de insuficiencia cerebral transitoria. Las técnicas radiológicas conllevan un riesgo pequeño, pero siempre presente, que no se justifica en pacientes con síntomas difusos.

La técnica duplex ha demostrado tener adecuada sensibilidad y especificidad para detectar lesiones en forma no-invasiva (Cisneros et al 1984, Breslau et al 1982, Phillips et al 1981, Blackshear et al 1979).

La patogénesis de la ACVT de origen extracraneano sugiere que los síntomas tempranos no están asociados con el grado de oclusión, sino que están debidos al desprendimiento de grumos embólicos de placas ateromatosas ulceradas que al viajar periféricamente hacia la circulación cerebral generan microembolismos o microinfartos cerebrales (Edwards et al 1979).

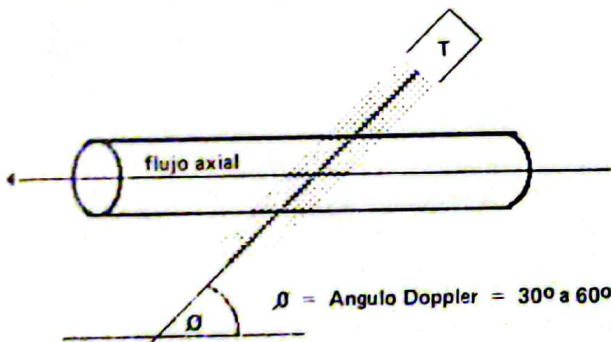
Los estudios hemodinámicos in-vitro e in-vivo conducidos por Giddens et al 1976, Azuma y Fukushima 1976, Phillips et al. 1981, han demostrado plenamente la presencia de disturbios de flujo distales a pequeñas estenosis y franco flujo turbulento en estenosis medianas y severas.

El diagnóstico de la lesión se hace convencionalmente a través de la visualización o de la detección de flujo turbulento en el árbol carotideo, algunos autores han tratado de correlacionar las características del espectro con el grado de estenosis (Langlois et al 1983, Phillips 1981). Sin embargo la mayoría de los criterios de estenosis empleados están relacionados con el aumento de la velocidad pico y el ensanchamiento espectral ocasionado por la turbulencia.

Hasta ahora casi todos los autores que han publicado trabajos en este campo han usado el haz de Doppler en ángulo agudo entre 30 y 60° en la adquisición de la señal doppler para el análisis espectral (Fig. 1). Fundamentalmente describiendo en comportamiento de los componentes axiales de velocidad, y la aparición de flujo turbulento.

Fig. 1

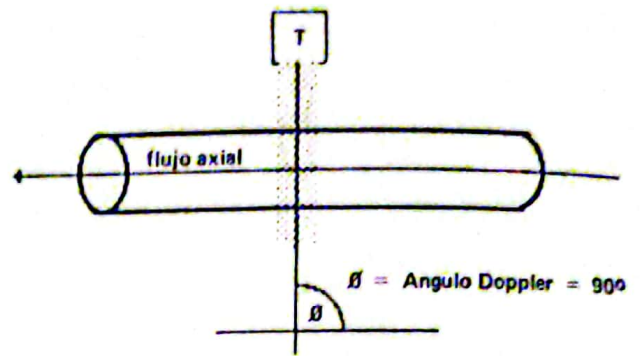
Método Convencional del uso del Doppler



Esto es debido a que en este rango los niveles de señal/ruido son adecuados para las velocidades presentes en la arteria (aprox. 1 a 3 KHz para velocidades de 40 a 80 mts/sec.) el ruido se encuentra frecuentemente por debajo de los 100 Hz. Además, este ángulo permite interrogar los componentes axiales principales de la velocidad de flujo.

Fig. 2

Método perpendicular



Basado en el método usado por el autor, descrito en 1984, la interrogación del flujo por parte del Doppler se realiza en forma perpendicular a la dirección axial del vaso, se utilizan sistemas de Doppler Pulsado Duplex para la detección de disturbios distales a la lesión que no son con frecuencia detectados con el método convencional (Cisneros et al, 1984).

En presencia de flujo turbulento franco, el ensanchamiento espectral especialmente en la fase de desaceleración brusca durante la diástole es significativo y es el criterio usado para detectar las lesiones.

Sin embargo pequeñas lesiones que generan sintomatología, pueden no crear una región extensa de turbulencia franca, por lo tanto el ensanchamiento de la señal Doppler no será significativa y el estudio resultará inconcluso o normal. Es por esto que los estudios tradicionales solo son sensibles a estenosis mayores del 50 % de oclusión del área de sección transversal de la arteria.

El método propuesto, aparentemente contradice uno de los postulados fundamentales de las técnicas Doppler convencionales, cuando usa el haz de ultrasonido en forma perpendicular es decir a 90° de la dirección del flujo. La ecuación de Doppler predice que debido al término $\cos \theta$, cuando $\theta = 90^\circ$ el coseno es cero y la frecuencia Doppler es cero de acuerdo con (1):

$$(1): Af = \frac{2fo V \cos \theta}{C}$$

V=velocidad de flujo C=velocidad del sonido

Sin embargo la experiencia demuestra que señales de baja frecuencia de 50 a 1000 Hz son registradas al interrogar flujos en ángulo recto. Estas señales no son meramente ruido sin importancia; sino que reflejan el carácter finito del volumen de muestreo permitiendo que eritrocitos que ingresan y egresan de él tengan componentes vectoriales a ángulos diferentes de 90.

Estas señales de baja frecuencia, revelan la presencia de componentes de velocidad no axiales a la dirección del flujo sanguíneo. Estos componentes de velocidad no axial son parte de disturbios de flujo y no de turbulencia.

Los disturbios de flujo ocurren en la zona transicional entre el número de Reynold 2300 a 3000 (Gad-El-Hak et al 1977). Por encima de 3000 R el flujo sanguíneo se comporta francamente turbulento, por debajo de 2300 R se comporta en forma laminar. En la turbulencia los vectores de velocidad, tienen un carácter fortuito, en los disturbios de flujo, se comportan en forma más ordenada, generando vortices o remolinos de eritrocitos en flujo.

Estos patrones regulares de los disturbios de flujo, pueden ser mejor caracterizados a través del uso del ultrasonido en ángulo

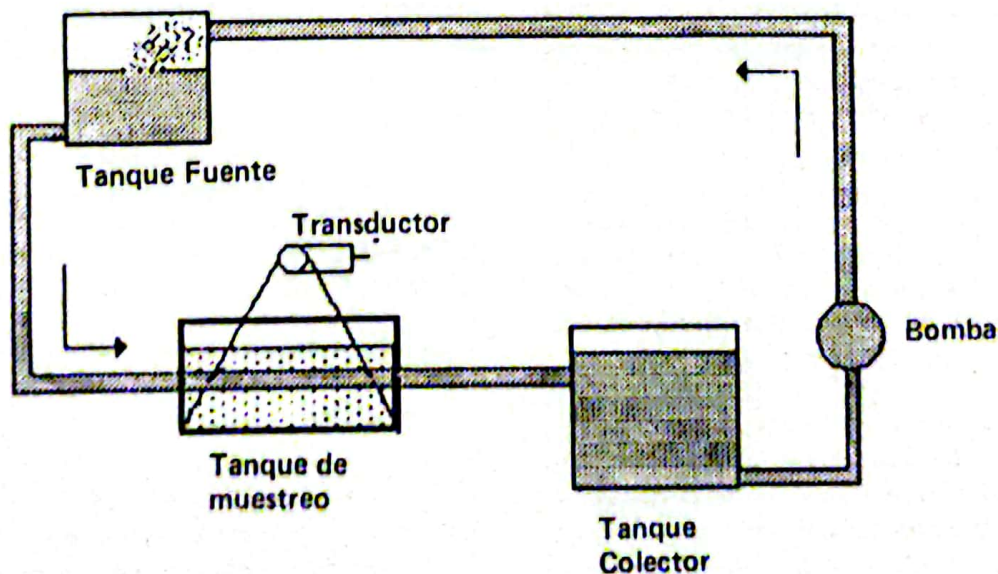
recto; puesto que se ponen de manifiesto los componentes no axiales, ya que los axiales generan cero señal de Doppler en esta orientación.

METODOS:

Con la intención de probar la factibilidad de usar el Doppler ultrasónico perpendicular al flujo para disturbios de flujo, se planteó la necesidad de recrear una preparación in-vitro donde bajo condiciones controladas se generarán disturbios de flujo con números de Reynolds entre 2000 a 2500 en condiciones de flujo continuo y pulsátil. Bajo estas condiciones las señales Doppler obtenidas con el método convencional y con la posición perpendicular, fueron sometidas a análisis espectral. Este análisis revelaría los aspectos esenciales del espectro en relación con el patrón de flujo disturbado.

La preparación de flujo se ensambló usando dos tanques de plexiglass y tubos de plástico y de latex de aprox. 7 y 10 mm. de diámetro respectivamente, para la generación de flujo continuo se usó un gradiente cuasifijo generado por la presión hidrostática de un reservorio elevado (Tanque fuente) a una altura variable del Tanque de muestreo como se demuestra en la figura 3.

Fig. 3

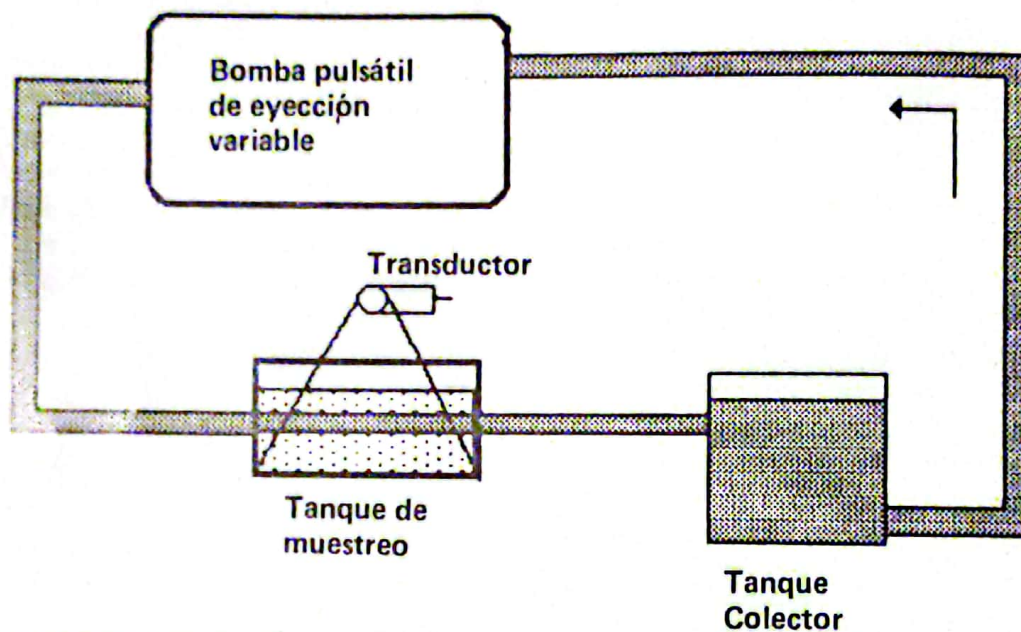


Para simular un fluido tan complejo como la sangre, se utilizó una mezcla de agua con glicerol a la cual se le añadió polvo de celulosa para cromatografía, estos granos de celulosa al hidratarse con el agua se expanden y se comportan como agregados de eritrocitos al generar señales Doppler, el glicerol tiene como función aumentar la viscosidad de la suspensión a fin de mantener el número

de Reynolds en los límites previstos, la bomba usada en los estudios de flujo continuo fué una bomba cuya rata de flujo se ajustó regulando su voltaje operativo con un reostato.

En los estudios de flujo pulsado la preparación se efectuó como se describe en la figura 4.

Fig. 4



La bomba usada fué una Bomba pulsátil de Sangre "Harvard" (modelo 1421). Como instrumentación Doppler se usó un sistema ATL, Mark V, Duplex de Doppler pulsado (DPD). Se usaron transductores de 5 MHz para Doppler e Imagen, las señales Doppler fueron procesadas por un analizador de espectro digital usando técnicas de Transformada Rápida de Fourier (FFT).

El segmento del tubo de flujo contenido dentro del tanque de muestreo fué modificado creando una estenosis restrictiva causada por la deposición de goma de silicon. Las estenosis en ningún caso ocupaban más del 30 % del área de sección transversal del tubo; a través de moldeado, se obtuvieron perfiles suaves y abruptos para las lesiones, a fin de establecer la variabilidad de los disturbios de flujo en función del perfil de la lesión y no de la magnitud del área de estenosis.

Los experimentos se realizaron con flujo continuo y pulsado en lesiones suaves y abruptas. Las señales Doppler fueron obtenidas en el área de estenosis y en puntos distales a la lesión en 1, 2, 3, 5 cm. Las señales fueron obtenidas con el método convencional y con el método propuesto, a fin de establecer la sensibilidad de la técnica.

Con el flujo continuo se usaron velocidades de 20 a 40 cm/seg, en el caso del flujo pulsátil las velocidades máximas fueron de 60 cm/seg. Las ratas de flujo estaban entre 400 a 600 ml/min. con números de Reynolds entre 1500 y 2300 en el sector libre de lesión.

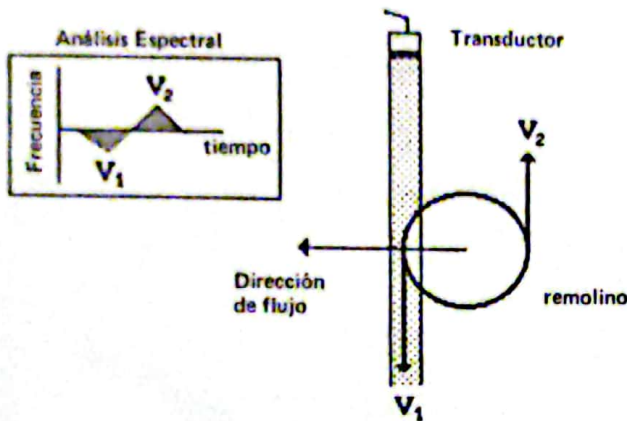
RESULTADOS:

Los estudios in-vitro con flujo continuo permitieron evaluar la capacidad de la instrumentación para detectar los remolinos de flujo creado por las estenosis con flujo continuo

y el haz de ultrasonido orientado perpendicularmente, (Fig. 5). Basado en este modelo proponemos la asimetría periódica del espectro en el modo Q, como criterio de detección de disturbios de flujo.

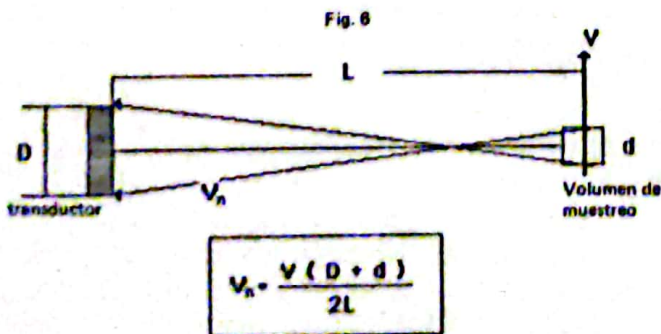
Fig. 5

Representación Espectral de un vortice de flujo



En los experimentos con tubos sin estenosis, se observaron pequeños componentes de frecuencia, en el orden de los 100 a 200 Hz, bidireccionales y simétricos con respecto a la línea de DC (cero frecuencia Doppler).

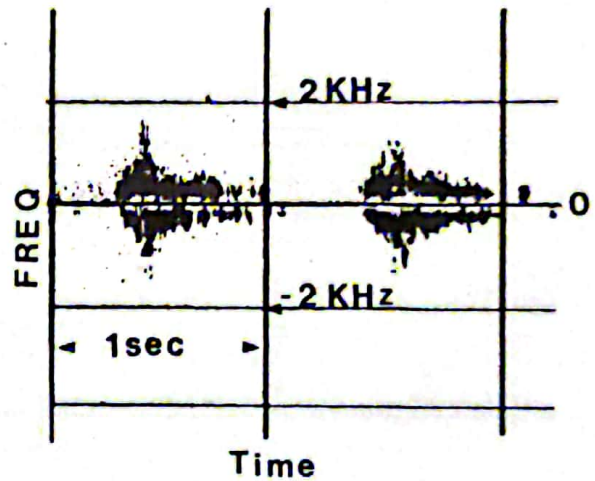
Estos componentes fueron asociados con el fenómeno de ensanchamiento por tiempo de tránsito, este fenómeno también debido a ensanchamiento geométrico es debido a los límites del volumen de muestreo, como se indica en la fig. 6.



La contribución del ensanchamiento espectral geométrico para las señales obtenidas en forma perpendicular, están en el orden de los 200 a 500 Hz para velocidades entre 40 a 60 cm/seg. En el análisis espectral de modo Q, aparece como una banda simétrica, cuya altura depende de la velocidad de flujo y de las dimensiones laterales del volumen de muestreo, que es una función del enfocamiento del haz ultrasónico. La figura 7 demuestra el carácter simétrico del espectro obtenido en forma perpendicular al flujo pulsado, con una velocidad axial pico de 60 cm/sec.

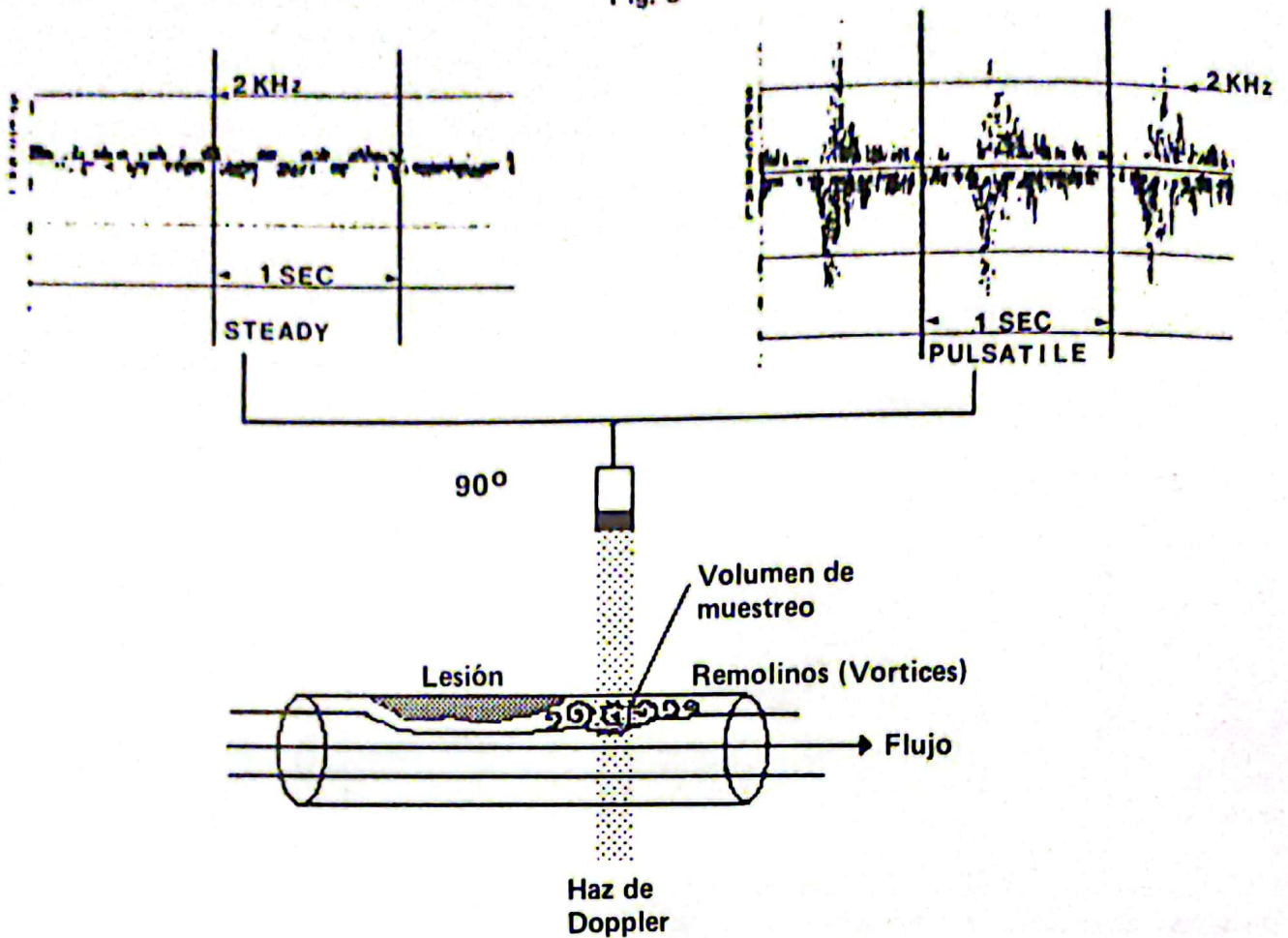
figura 7.

Flujo Pulsátil



Sobrepuesto a este ensanchamiento geométrico están las señales Doppler de interés para la caracterización de los trastornos de flujo post-estenóticos, la figura 8 nos revela la caracterización de los vórtices o remolinos post-estenóticos en presencia de flujo continuo y pulsátil en lesiones de contorno suave.

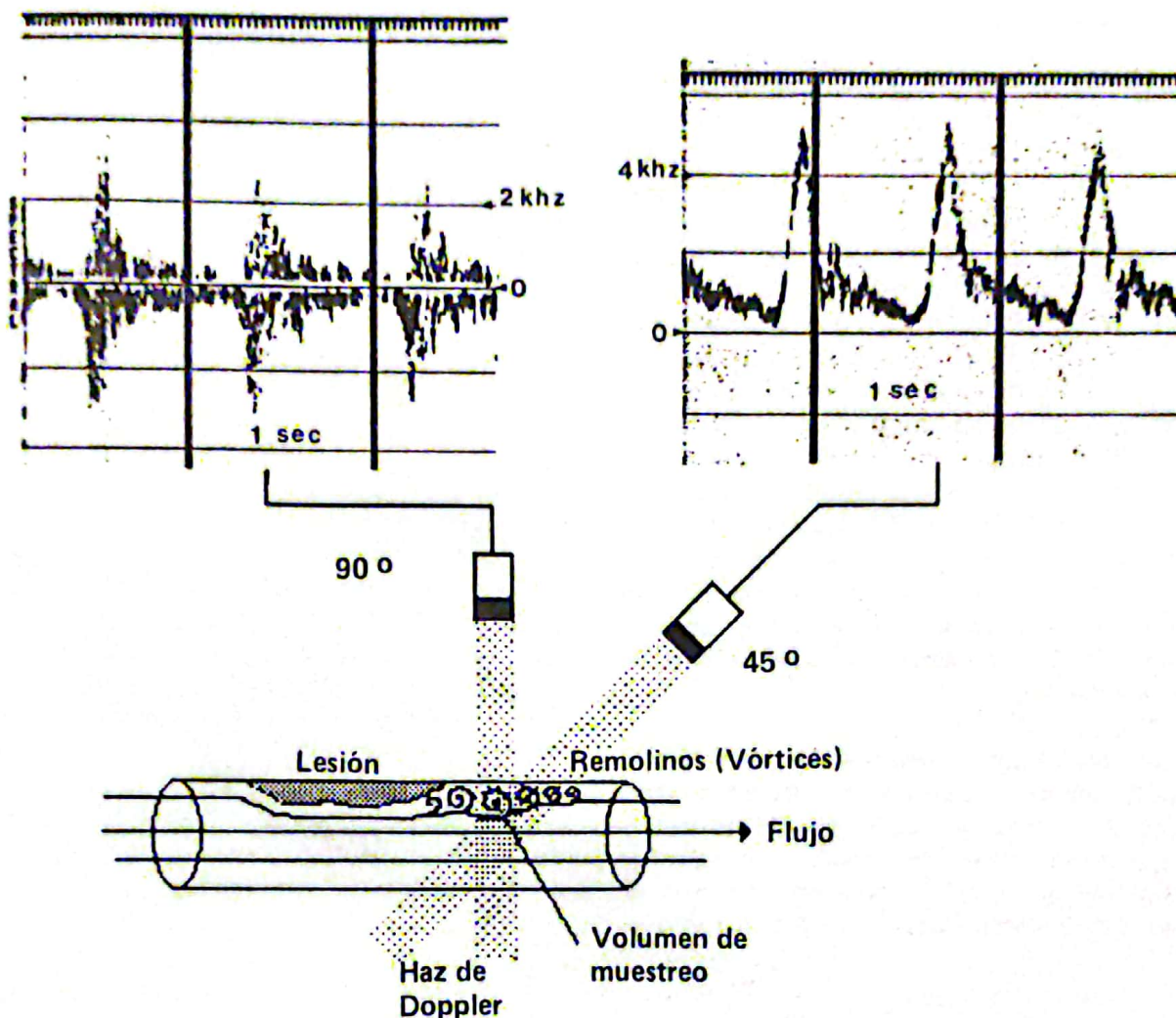
Fig. 8



En el caso de flujo continuo, podemos observar el cambio (switching) de los componentes de frecuencia representando los vectores de velocidad que se aproximan y se alejan del transductor durante el ciclo de traslación del vórtice. En el caso de flujo pulsátil, la presencia de los disturbios, modifica el carácter simétrico apreciado en la figura 7.

En la figura 9 se observan los espectros correspondientes a disturbios post-estenóticos de flujo en condiciones de flujo pulsátil, usando la forma tradicional de adquisición de las señales Doppler y el método perpendicular propuesto.

Fig 9



CONCLUSIONES:

El espectro obtenido a 60° puede ser considerado como flujo laminar, dado que solo pequeños ensanchamientos en la fase de desaceleración tardía son vistos al final de la diástole. La ventana del espectro es clara y refleja el flujo axial prevalente en magnitud y frecuencia.

En el caso del espectro obtenido a 90° , se observan los criterios propuestos de asimetría en el complejo central del pulso de flujo. El cambio de dirección de los componentes de frecuencia, revela el carácter periódico del disturbio post-estenótico, sugiriendo la ausencia de turbulencia franca.

Los espectros presentados no varían mucho durante los diferentes experimentos repetidos con varias ratas de flujo. Por lo tanto es posible concluir de estos experimentos in-vitro, que la utilización del haz de Doppler a 90° grados permite una mejor identificación y caracterización de los disturbios de flujo post-estenóticos.

Los criterios tales como la pérdida de simetría del espectro perpendicular, la presencia de componentes de velocidad que excedan 600 Hz en forma periódica, sugieren la presencia de disturbios de flujo post-estenóticos que pueden estar asociados a la presencia de una placa ateromatosa en la pared arterial.

Queda por demostrar la presencia de disturbios de flujo in-vivo en condiciones normales, debido a la geometría de la arteria, o a otras características hemodinámicas, sin embargo en la detección de pequeñas lesiones, este método basado en los resultados presentados in-vitro, parece ofrecer criterios más sensibles que los usados en el Doppler tradicional, donde no se obtienen ensanchamientos significativos del espectro, como para tener valor diagnóstico.

Es posible que la interrogación perpendicular del flujo arterial en la vecindad distal de una zona visualizada en el modo B, establezca la intrusión de la lesión en el lumen de la arteria, y permita seguir el progreso estenótico de la lesión. La sensibilidad y especificidad clínica queda por demostrarse, sin embargo la dificultad de evaluar pacientes con lesiones tempranas es clara, pues la mayoría de los pacientes son vistos con lesiones avanzadas.

Sin embargo la utilidad de este procedimiento en la evaluación de pacientes con factores de riesgo elevado, puede contribuir a mejorar la detección precóz de lesiones de carótida y evitar accidentes cerebro-vasculares tromboembólicos de origen carotídeo.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS:

AZUMA T., Fukushima T. (1976): "Flow Patterns in stenotic blood vessel models. *Biorheology* 13, 337.

Barnes R.W. et al (1979): "Non Invasive ultrasonic carotid angiography: prospective validation by contrast arteriography. *Surgery* 80(3), 328.

Baskett J.J. et al. (1979): "Screening for Carotid junction disease by spectral Analysis of Doppler signals". *Cardiovas. Res.* 11, 147.

Blackshear W.M. et al. (1979): "Detection of carotid occlusive disease by ultrasonic imaging and pulsed Doppler spectrum analysis". *Surgery* 86, 698.

Blackshear W.M. et al. (1980) "Carotid artery velocity patterns in normal and stenotic vessels". *Stroke* 11,67.

Breslau P.J. et al. (1982): "The role of common carotid patterns in the evaluation of carotid bifurcations disease". *Arch. Surgery* 58,117.

Breslau P.J. et al (1982): "Ultrasound duplex scanning with spectral analysis in extracranial carotid artery disease": *Vasc. Diag. Ther.*

Cassanova R. et al. (1978): "Disorder distal to modeled stenosis in steady and pulsatile flow". *J. Biomech.* 11,141.

Cisneros J. et al. (1984); "Doppler Spectral Characterization of flow disturbances with Doppler probe at right angles to the flow": *Official Proceedings; Journal of Ultrasound in Medicine, September 1984.*

Edwards J. et al (1979): "Angiographic undetected ulceration of the carotid bifurcation as a cause of embolic stroke"; *Radiology* 132,369.

Gad el Hak M. et al. (1977): "Turbulent flow of red blood cells in diluted suspensions, effect on kinetics of O₂

Gad el Hak M. et al. (1977): "Turbulent flow of red blood cells in diluted suspensions, effect on kinetics of O_2 uptake"; *Biophysics J.* 18,289.

Giddens D.P. et al (1976): "Measurements of disordered flow distal to subtotal vascular stenosis in thoracic aortas of dogs"; *Circ. Res* 39(1),112.

Khalifa A.M. et al (1981): "Characterization and evolutions of poststenotic flow disturbances"; *J. Biomech.* 4(5),279.

Langlois Y. et al. (1983): "Evaluating carotid artery disease. The concordance between pulsed Doppler spectrum analysis and angiography"; *Ultrasound in Medicine and biology.* 9(1),53.

Newhouse V et al. (1980): "The dependence of ultrasound Doppler bandwidth on beam geometry"; *IEEE transac. Sonics & Ultrasonics*, SU-27,2,50.

Phillips D.J. et al. (1981): "Ultrasonic scanning for disease of the carotid artery"; *Circulation* 64,1191.

Withaya Y. et al. (1979): "Initiation of turbulence in models of aortic stenosis"; *J. Biomech.* 12,185.

APLICACION INTRAOPERATORIA DEL ULTRASONIDO MODO "B" EN TIEMPO REAL EN LESIONES CEREBRALES DE DIFICIL ACCESO (REPORTE PRELIMINAR)

*Dr. Julio Rey L. (Neurocirugía).
Dr. Freddy Guevara Zuluoga,
(Ecosonografía).
Jefe de la Cátedra de Obstetricia "A",
Escuela Luis Razetti, U.C.V.
Dr. Armando Subero. Adjunto al Servicio
de Neurocirugía.
Dr. Igor Márquez. Residente del Servicio
de Neurocirugía.
Dr. Isabel Hernández. Residente del
Servicio de Neurocirugía..*

RESUMEN:

Se describe el uso del ultrasonido "tiempo real" modo B de alta resolución en la localización de lesiones cerebrales de ubicación difícil en ocho pacientes y la colocación de cateter de derivación ventricular en uno. Se evidencia que esta técnica es de gran efectividad en la localización de lesiones cerebrales y puede usarse desde el inicio de la intervención para monitorizar la extensión de la resección del tumor, su ubicación y las características físicas del mismo (sólida o líquida). La habilidad para localizar en forma precisa y rápida una lesión intraoperatoria situada profundamente, puede reducir el riesgo de daños al tejido cerebral normal, pues ayuda a cuantificar la magnitud de la resección tumoral, así mismo ayuda en la colocación de cateteres de derivación ventricular en la región más apropiada. En conclusión el uso adecuado de esta técnica diagnóstica reduce notablemente el tiempo de la cirugía, al facilitar la localización exacta del proceso desde el comienzo de la misma, permitiendo además su mejor ubicación topográfica, estableciéndose criterios de relación con otras estructuras circunvecinas.

INTRODUCCION:

La localización y caracterización inadecuada de lesiones cerebrales durante el acto operatorio pueden constituir un problema para el neurocirujano.

Con el uso de la Tomografía Axial Computada y de la Arteriografía pre-operatoria, tan solo podemos obtener indicios aproximados acerca del tipo y ubicación de la lesión, nos sirven tan solo como mapas de caminos para localizar dichas lesiones durante la intervención. El poder visualizarlas durante el acto quirúrgico resulta sumamente ventajoso y esto puede lograrse con el uso del ultrasonido intraoperatorio. Este método se conoce desde hace largo tiempo, al igual que el hecho de que los tumores cerebrales y otras lesiones, tienen propiedades acústicas diferentes a los del tejido cerebral normal, fué la mala imagen obtenida con los métodos antiguos y equipos de baja resolución lo que limitó el uso del ultrasonido en el acto operatorio.

Con el desarrollo de nuevos transductores, especialmente en lo referente a transductores de "tiempo real" en modo B de alta resolución, han eliminado casi por completo muchas de las dificultades iniciales. Siendo posible actualmente localizar las lesiones y darnos cuenta de sus características así como de su contenido interno.

Nosotros hemos encontrado que el uso intraoperatorio del ultrasonido es un método muy útil para ciertos procesos neuroquirúrgicos y describimos nuestra experiencia.

MATERIAL Y METODOS:

Fueron estudiados nueve pacientes, de éstos cuatro presentaron Lesiones de Ocupa-

ción de Espacio supratentoriales y tres pacientes presentaron Lesiones de Ocupación de Espacio infratentorial. Un paciente presentaba Hidrocefalia, y el último de nuestros pacientes presentaba una malformación arterio venosa (MAV). Las edades estaban comprendidas entre dos y medio meses y 56 años. Cada una de las lesiones fué evaluada por T.A.C. antes del acto operatorio y a cinco de ellos se les practicó igualmente arteriografía.

Se usó un equipo de ultrasonografía Modelo: 4.000 S.L. fabricado por ADR de "tiempo real" modo B, empleando un transductor, tipo Septo Mecánico de 3,5 MHZ y una distancia focal de 13 m.m. Para la esterilización del transductor se utilizó el óxido de Etileno, en alguna oportunidad el transductor fué incluido en un guante estéril rellenándose parcialmente el guante con un Gel acoplador de los que existen en el mercado y una corriente permanente de solución salina entre el transductor y el tejido permitía el perfecto acoplamiento a ese nivel.

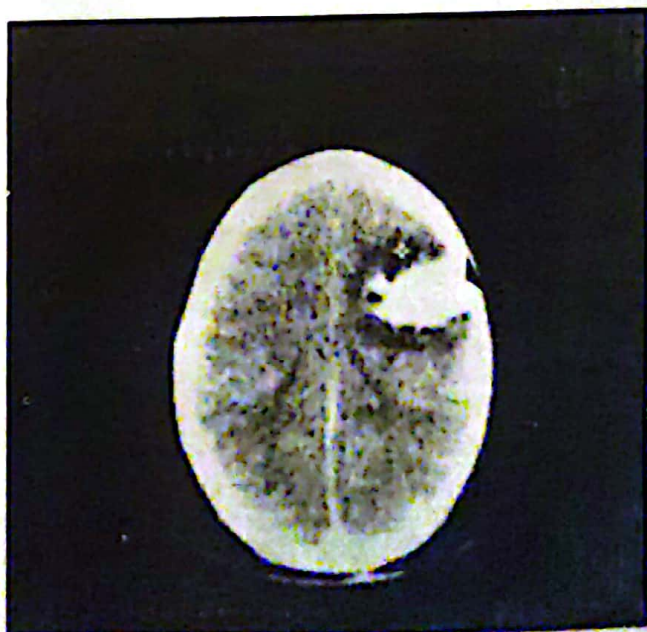
Sistemáticamente se efectuaron evaluaciones sonográficas, la primera con la duramadre intacta para la orientación de su apertura y la segunda con la duramadre escindida. Se realizan dos tipos de cortes con el ultrasonido, uno longitudinal y el otro transverso, en oportunidades se recurrió al corte oblicuo para mejor orientación espacial y conocimiento más adecuado de las relaciones de la L.O.E. con las estructuras cerebrales a su alrededor. Se obtuvieron las dimensiones de la L.O.E., la distancia de éste con la superficie del cerebro, su relación con otras estructuras, así como sus características ecográficas.

Posteriormente se le usó para guiar una aguja de biopsia hasta el centro de la lesión y se procedió a la resección total del proceso. En uno de los casos solo se hizo resección parcial en vista de que lo extenso del proceso y sus relaciones con estructuras cerebrales importantes no permitió la resección total. En el caso de la hidrocefalia se usó ultrasonido para guiar el catéter ventricular hasta la posición en que se consideró más adecuada (este caso se realizó a través de la fontanela anterior con acoplamiento del transductor a la piel). Al final de cada intervención se practicó nuevo estudio

sonográfico para evidenciar resección tumoral bien sea total o parcial. En cinco de los casos se les practicó T.A.C. en el post-operatorio, confirmando ésta las imágenes obtenidas por el ultrasonido.

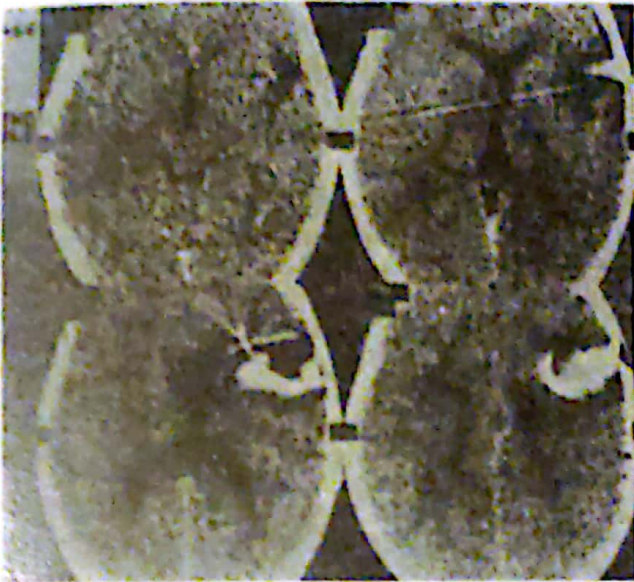
CASOS ILUSTRATIVOS:

Caso No. 1. Pre-escolar masculino de 4 años quien consultó por convulsiones generalizadas desde los ocho meses de edad; el examen físico demostró una hemiparesia derecha y afasia, la T.A.C. demostró L.O.E. calcificada en la región fronto-temporal izquierda, El 2/11/83 se interviene utilizándose en el acto operatorio intensificador de imágenes, y aún cuando la lesión se resecó totalmente según la imagen dado por el intensificador, una nueva T.A.C. realizada 7 meses después evidencia la persistencia de gran parte de la lesión. El 27/6/84, se interviene nuevamente usándose el ultrasonido como guía en vista de que las características de la lesión no permiten diferenciarlo del tejido cerebral sano sin el uso de este equipo. Se practica una resección total de la lesión lo cual es confirmado por estudio tomográfico de control, el resultado de Anatomía Patológica fué: Glioma Mixto.



Caso No. 1.

a- Tomografía pre-operatoria evidenciando L.O.E. calcificada región fronto-temporal izquierda.



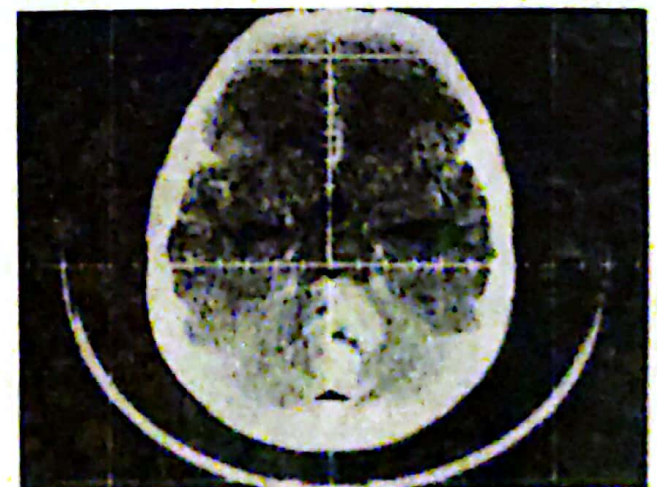
Caso No. 1.
b.- Control tomográfico post-operatorio de la lesión tumoral.



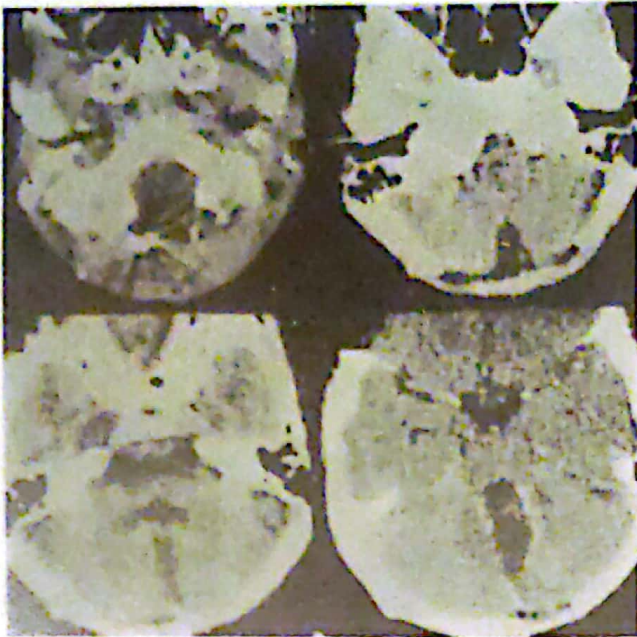
Caso No. 1.
d.- Tomografía de control sin evidencia de lesiones.



Caso No. 1.
c.- Imagen de ultrasonido evidenciando la resección parcial de la lesión durante la primera intervención (sin ayuda ecográfica). Flecha Negra.

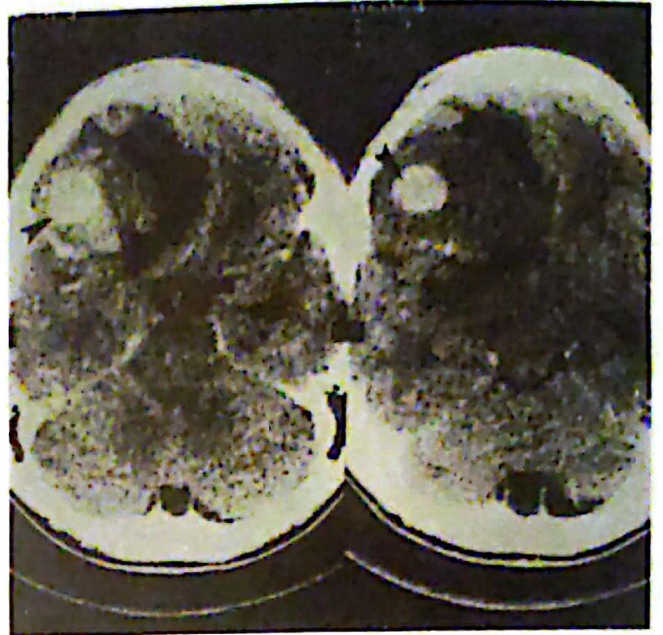


Caso No. 2.
a.- T.A.C. evidenciando L.O.E. de fosa posterior.



Caso No. 2.

b.-La tomografía de control sin evidencia de tumor.



Caso No. 3.

a.- Tomografía: L.O.E. frontal derecha.

Caso No. 3. Paciente masculino de 17 años consulta por cefalea rebelde al tratamiento de tres meses de evolución; se le practicó arteriografía, que evidenció desplazamiento de la cerebral anterior derecha, posteriormente se le practicó T.A.C. la cual evidenció L.O.E. frontal derecha, El 19/7/84 se interviene, el ultrasonido evidencia que la lesión es quística (la T.A.C. fué reportada como lesión sólida). Se punzó con aguja de biopsia y se aspiró el contenido el cual correspondió a un sangramiento antiguo, se enviaron muestras de las paredes del quiste para Anatomía Patológica, quien reportó M.A.V.



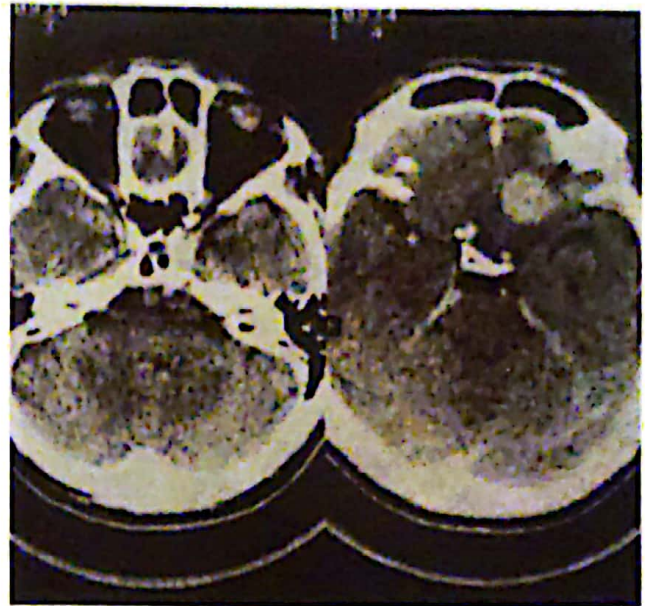
Caso No. 3.

b.- Eco evidenciando la lesión tumoral (Sangre organizada). Flechas en Negro.



Caso No. 3.

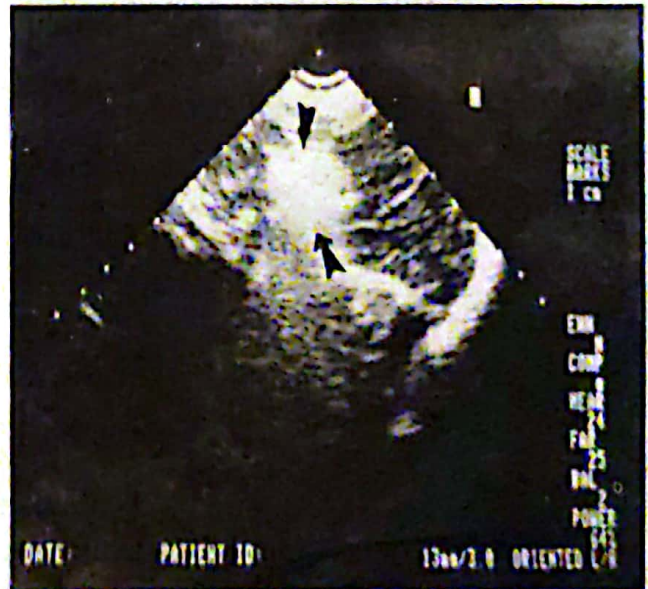
c.- Eco: se aprecia la resección total de la lesión.



Caso No. 4.

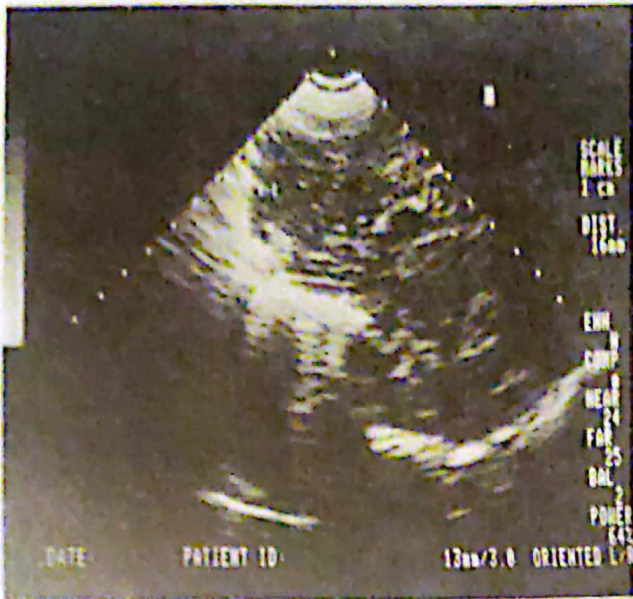
a.- T.A.C.: L.O.E. en región frontal izquierda.

Caso No. 4. Paciente masculino de 56 años de edad, consultó por Síndrome convulsivo. Examen físico normal, se le practicó T.A.C. la cual evidenció L.O.E. de 2 x 2 cms. en región frontal izquierda, arteriografía carotídea evidencia desplazamiento de cerebral anterior izquierda hacia la derecha, El 13/9/84, se interviene. En este caso además de utilizarse el ultrasonido para la ubicación de la lesión, se usó igualmente para la ubicación de la carótida interna, por estar ésta lesión en su territorio y no ser visible a simple vista. Anatomía Patológica: reportó Meningioma Meningotelial, T.A.C. de control reveló resección total de la L.O.E.



Caso No. 4.

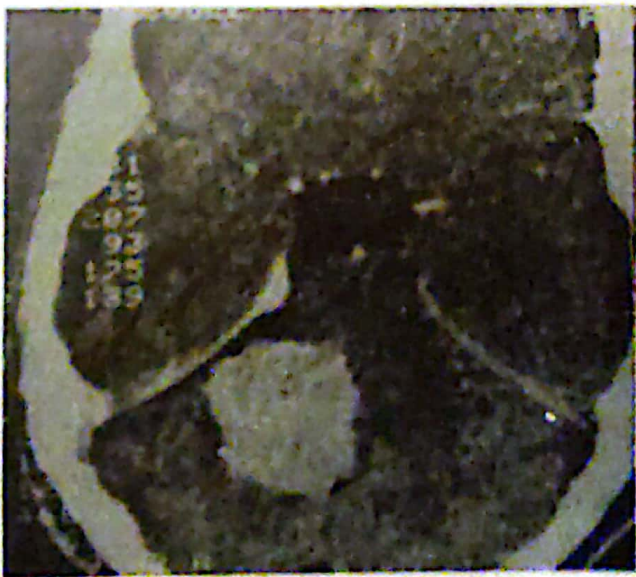
b.- Eco: Se aprecia la situación de la L.O.E. Flechas en Negro.



Caso No. 4.

c.- Se evidencia la resección total de la lesión.

Caso No. 5. Paciente femenino de 23 años de edad, quien consultó por Síndrome cerebeloso. T.A.C. reportó L.O.E. del ángulo ponto-cerebeloso derecho, el 17/10/84 fué intervenida siendo guiados por la sonografía para ver la ubicación de la lesión y su relación con el tallo cerebral. Anatomía Patológica reportó Neurinoma del acústico.



Caso No. 5.

a.- T.A.C.: L.O.E. del ángulo ponto-cerebeloso derecho.



Caso No. 5.

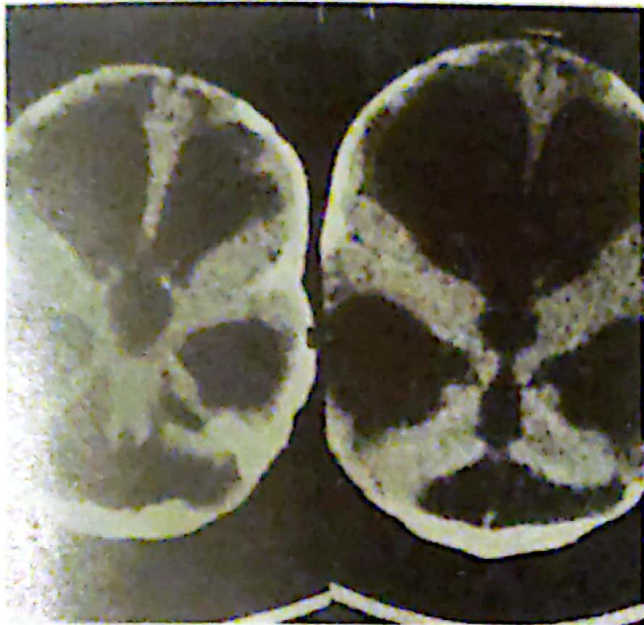
b.- Eco se evidencia la L.O.E. en el ángulo ponto-cerebeloso derecho y su relación con el tallo cerebral. Puntas de flecha.



Caso No. 5.

c.- Eco se evidencia resección de la L.O.E.

Caso No. 6. Lactante masculino de 2 y medio meses de edad. T.A.C. evidencia hidrocefalia. Se coloca cateter ventricular dirigido por la Ecosonografía colocándose su extremo proximal por delante del III ventriculo.

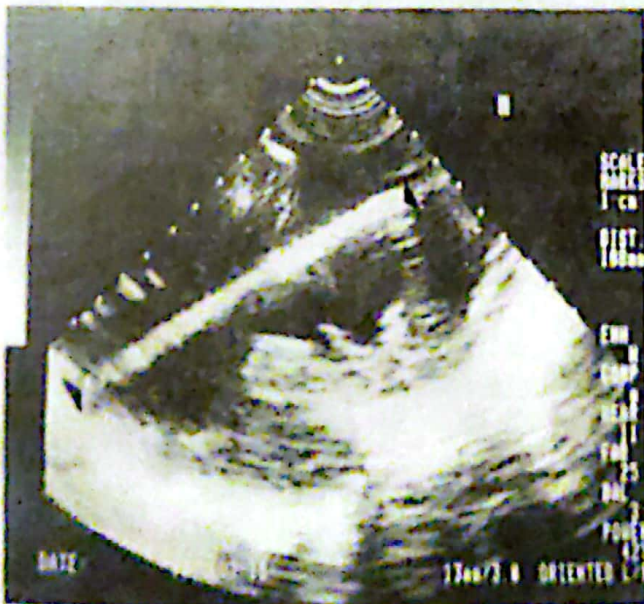


Caso No. 6.
a.- T.A.C. evidencia de hidrocefalia.

Caso No. 7. Nuestro caso más reciente correspondió a una joven de 16 años. Inicia su enfermedad actual en Septiembre de 1985, refiriendo cefalea de aparición brusca, concomitantemente presentaba contracciones tónicas generalizadas y pérdida de la conciencia. Como plan de estudio se le practica una punción lumbar (PL) obteniéndose un líquido cefalo raquídeo (LCR) hemorrágico. Una arteriografía reveló L.O.E. hemisférico derecho, el centro de la lesión correspondió a un acumulo de vasos anormales (MAV). Se interviene y se aprecia un hematoma intraparenquimatoso, no visualizándose en forma clara la M.A.V. Se reinterviene posteriormente bajo guía ultrasónica. Con la ayuda del ultrasonido se ubica en forma precisa la lesión. De igual forma se puso de manifiesto la disminución del volumen de la lesión posterior a la interrupción del flujo.



Caso No. 7.
a.- Malformación arteriovenosa antes de su intervención. Ver flechas.



Caso No. 6.
b.- Eco se evidencia la ubicación del cateter ventricular. Ver Caliper.



Caso No. 7.

- b- El mismo caso de la malformación arteriovenosa en donde se aprecia disminución del volumen de la lesión posterior a su intervención.

DISCUSION:

Se han presentado varios reportes preliminares del uso intraoperatorio bien sea a través de la duramadre o de la fontanela (en los pacientes en los cuales ésta continúa permeable) con ultrasonido de "tiempo real" en modo B de alta resolución. Estos reportes han descrito localización de lesiones subcorticales para escisión y biopsia, ellos aluden al potencial del ultrasonido para otros procedimientos estereotáxicos para asegurar la extensión del tumor así como la invasión a estructuras adyacentes, para la identificación de quistes para drenaje y para la colocación de derivaciones en pacientes con fontanela abierta siendo un procedimiento seguro que no altera la rutina operatoria.

CONCLUSIONES:

Se identificaron las siguientes ventajas con el uso del ultrasonido intraoperatorio.

Puede proveer gran ayuda para la localización de L.O.E. cortical de características macroscópicas indiferenciables del tejido cerebral normal.

Es útil para la localización precisa de lesiones subcorticales que no proveen de indicios superficiales sobre su localización.

Da información acerca del componente sólido o quístico de los procesos tumorales profundos y permite guiar la aguja de biopsia para la localización del proceso en una forma segura.

Permite programar la vía de acceso más corta segura, e inócua para el abordaje y la resección de los procesos tumorales de ubicación profunda permitiendo igualmente trabajar con mayor seguridad en las cercanías de las zonas nobles del cerebro, controlado en forma directa la extensión de la resección tumoral sin lesión del tejido cerebral sano a su alrededor.

Le da al neurocirujano la seguridad de estar trabajando sobre tejido tumoral aún cuando éste no tenga la apariencia macroscópica de ser patológico.

Permite la colocación de cateteres ventriculares en pacientes hidrocefálicos en la situación anatómica más adecuada y evita el uso de radiaciones para confirmar dicha ubicación.

En los pacientes intervenidos de craneotomías nos permiten un seguimiento postoperatorio sobre la evolución del proceso.

FICHAS BIBLIOGRAFICAS:

1. Rubin JM., Mirfakhraee M., Duda EE, Dohrmann GJ, Brown F. Intraoperative ultrasound examination of the brain. *Radiology* 1980, 137:831:832.
2. Rubin JM., Dohrmann GJ, Use ultrasonically guided probes and catheters in neurosurgery. *Surg. Neurol.* 1982; 18: 143:148.
3. Handa J. Nakano Y, Handa H, Computed tomography in the differential diagnosis of low-density intracranial lesions. *Surg. Neurol* 1976:10:179:185.
4. Dohrmann GJ, Rubin J. Use ultrasound in neurosurgical operations: a preliminary report. *Surg. Neurol* 1981: 16:362: 366.
- Rubin JM. Mirfakhraee M. Duda EE, Dohrmann GJ, Brown F. Intraoperative ultrasound examination of the brain. *Radiology*, 1980: 137:831-832.
5. Shkolnik A, McLone DG. Intra-operative real-time ultrasonic guidance of venticular shunt placement in infants. *Radiology* 1982: 144:573:576.
7. Kuwamura K. Kokunai T. Intraventricular hematoma secondary to a ventriculoperitoneal shunt. *Neurosurgery* 1982: 10:384:386.

RELACION ENTRE EL DIAMETRO BI-PARIETAL Y LA LONGITUD DEL FEMUR COMO PARAMETRO COMBINADO DE PRECISION EN LA BIOMETRIA FETAL *

Dr. Anibal Montesinos Serrano
Jefe de la Cátedra de Gineco-Obstetricia
Universidad de Carabobo, Núcleo Aragua.

Dra. Alcira Centeno de Ararat
Asistente de la Cátedra de Gineco-Obstetricia
Universidad de Carabobo, Núcleo Aragua.

RESUMEN:

Se presentan las tablas de crecimiento del Diámetro Bi-Parietal y del Fémur correspondientes a una Unidad Privada de Perinatología y se establece una Relación Constante entre ambas que pudiera ser de utilidad en la atención temprana de alteraciones asimétricas de desarrollo fetal.

INTRODUCCION:

La base de la Ultra-Sonografía Obstétrica ha sido durante mucho tiempo la fetometría y dentro de ésta, la cefalometría tiene papel preponderante, a pesar de todas sus posibilidades de error.

El crecimiento fetal es vigilado por patrones mensurables que incluyen el diámetro biparietal (DBP), la distancia interorbitaria (interna y externa) los diámetros torácicos, los diámetros y circunferencia abdominales, la longitud de los huesos largos y entre estos últimos, de manera especial, el fémur. De todos ellos, los que guardan mayor precisión son el diámetro bi-parietal y la longitud del fémur, aún cuando sabemos que también pueden tener un margen de error significativo.

* (Trabajo presentado en el IX Cong. S.O.G.V., Cumaná, 1983)

DBP.- Se identifica por primera vez alrededor de la 12a. semana de gestación y conserva su mayor precisión hasta alrededor de las semanas 24-26 cuando la cabeza fetal, hasta ahora redonda, comienza a hacerse oval. A partir de este punto su exactitud, aún cuando sigue siendo muy elevada, comienza a disminuir hasta llegar a los alrededores de la semana 36, cuando estabiliza su crecimiento a una velocidad mucho menor.

Su medición se realiza localizando el eco medio, el cual está formado por una línea interrumpida, cuya porción anterior corresponde al falx cerebrii, y la parte central, más refringente, al septum lúcidum, estando ubicado entre las partes centrales de los ventrículos laterales (Bonilla). En este punto, en modo B, y chequeado en Modo A, se toma la distancia comprendida entre la lámina externa del parietal anterior y la interna del posterior (Leroy).

Este diámetro es de gran exactitud, como ya dijimos, hasta la semana 24-26, cuando la cabeza fetal es redondeada, pero luego ésta comienza a ovalarse en mayor o menor grado hasta adquirir la forma definitiva del tipo craneano que caracterizará al nuevo ser: normocéfalo, braquicéfalo ó dolicocefalo, con las variaciones naturales en los diámetros craneanos que estas tipologías conllevan. Otra fuente de error es la posición de la cabeza, sinclítica o asinclítica y aún en malposiciones fetales: podálica, oblicuas o transversas, en las cuales la ubicación del eco medio es bastante dificultosa. Grados menores de retardo de crecimiento in-útero que no hayan sido todavía diagnosticados pueden ser factores intercurrentes de significación.

FEMUR.- Perteneciente al grupo de los huesos largos y siendo uno de los más fáciles

de medir, este parámetro está siendo cada vez más estudiado porque presenta pocas variaciones en su desarrollo cronológico, aún cuando su precisión creemos que es un poco menor que la del diámetro bi-parietal. Su definición ecográfica comienza desde aproximadamente la 15a. semana, y se toma buscando la mayor proyección del hueso, cuando se visualiza el trocánter mayor y su configuración se presenta arqueada. Se mide desde el trocánter, sin tomar en cuenta la cabeza femoral, hasta el extremo distal, el cual muchas veces no se presenta tan definido como el proximal, lo que puede constituir una fuente de error. Debe tenerse en cuenta que no pocas veces el ecografista menos experimentado puede confundirse con la Tibia, cuyos platillos pueden, en ocasiones, tener parecido con el fémur, pero un análisis de su relación con la pelvis fetal aclarará rápidamente cualquier duda que pudiese existir.

METODOLOGIA.- En vista de las dificultades que a veces se presentan para precisar la edad gestacional, ó lo que es más importante, si existiese un riesgo de Retardo de Crecimiento In-Utero, se continúan estudiando diferentes parámetros y correlaciones fetales que permitan una mayor exactitud en el diagnóstico.

En el presente trabajo se ha querido relacionar el crecimiento de los huesos del cráneo con el de los huesos largos, específicamente el del Fémur, con el fin de determinar, en las pacientes normales, si existen ó no, correlaciones armónicas entre el Diámetro Bi-Parietal y la Longitud de este último, en concordancia con las semanas de amenorrea.

Se estudiaron 336 casos de biometría fetal en los cuales se incluían las mediciones referentes al DBP y Fémur. Las pacientes fueron seleccionadas bajo un riguroso criterio el cual incluía: edad entre 17 y 35 años; paridad entre 1 y 7; sin antecedentes ni historia clínica de patología ni antes ni durante el embarazo, ni condiciones tales como hipertensión, diabetes o enfermedades metabólicas o endocrinas que pudiesen afectar el desarrollo fetal. Debían tener menstruaciones regulares con fecha conocida y precisa de la última regla.

Se tomaron las medidas de los diámetros fetales en las formas descritas anteriormente y se configuraron las tablas respectivas (Tablas 1, 2 y 3). Cada una de ellas se analizó estadísticamente con la finalidad de establecer su verdadera exactitud. Los coeficientes de asociación de Yule, que muestran índices significativos de precisión, están impresos en los diferentes cuadros para facilitar su comprensión (Cuadros 1 y 2).

DIAMETRO BI-PARIETAL (DBP) EN RELACION A LAS SEMANAS DE AMENORREA

SA	DBP	SA	DBP
15	2.9	29	7.3
16	3.2	30	7.5
17	3.6	31	7.6
18	4.2	32	7.9
19	4.3	33	8.1
20	4.5	34	8.3
21	4.9	35	8.6
22	5.3	36	8.8
23	5.6	37	9.0
24	5.9	38	9.1
25	6.0	39	9.3
26	6.5	40	9.3
27	6.7	41	9.4
28	7.1	42	9.5

**LONGITUD DEL FEMUR
DE ACUERDO A LAS
SEMANAS DE AMENORREA**

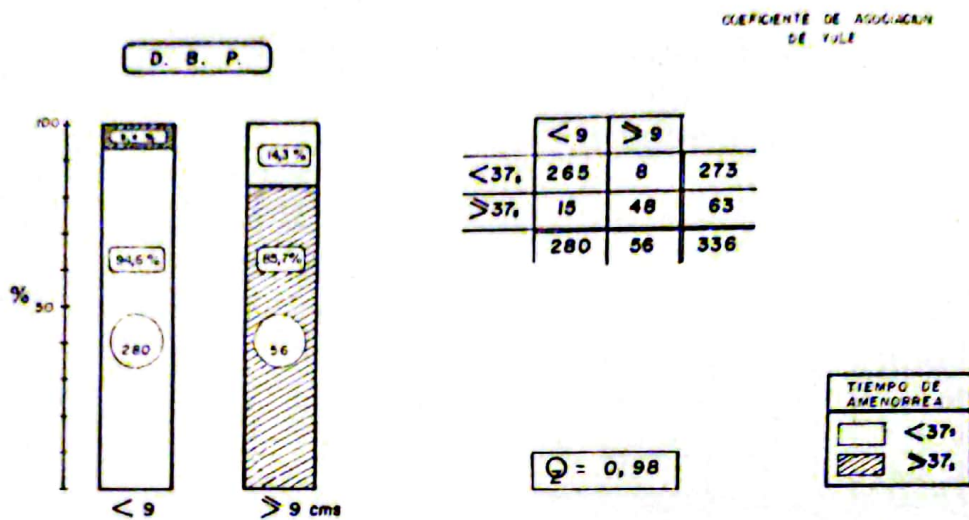
SG	Fémur	SG	Femur
15	1.7	29	5.6
16	2.2	30	5.7
17	2.8	31	5.8
18	3.1	32	6.1
19	3.2	33	6.3
20	3.5	34	6.4
21	3.7	35	6.7
22	3.9	36	6.9
23	4.1	37	7.0
24	4.3	38	7.1
25	4.6	39	7.3
26	4.8	40	7.4
27	5.3	41	7.5
28	5.4	42	7.6

**Cuadro Comparativo del D.B.P.
con Tablas Nacionales y Extranjeras**

SG	Trabaj- Actual	Faneite	Sub- bagha	Comp- bell	Levi
15	2.9	3.32	-	3.2	3.2
16	3.2	3.62	3.7	3.6	3.6
17	3.6	3.98	4.0	3.9	3.9
18	4.2	4.20	4.3	4.3	4.2
19	4.3	4.60	4.5	4.5	4.5
20	4.5	4.78	4.7	4.8	4.8
21	4.9	4.97	5.0	5.2	5.0
22	5.3	5.33	5.3	5.5	5.4
23	5.6	5.87	5.6	5.9	5.7
24	5.9	6.03	5.9	6.2	6.0
25	6.0	6.40	6.2	6.5	6.4
26	6.5	6.72	6.6	6.7	6.6
27	6.7	6.80	6.9	7.0	6.9
28	7.1	7.18	7.2	7.3	7.2
29	7.3	7.56	7.5	7.6	7.5
30	7.5	7.81	7.8	7.8	7.8
31	7.6	7.97	8.0	8.0	8.0
32	7.9	8.07	8.3	8.2	8.2
33	8.1	8.24	8.5	8.5	8.4
34	8.3	8.50	8.7	8.7	8.6
35	8.6	8.70	8.8	8.9	8.7
36	8.8	8.83	9.0	9.0	8.9
37	9.0	8.97	9.2	9.1	9.1
38	9.1	9.05	9.3	9.3	9.2
39	9.3	9.21	9.4	9.4	9.4
40	9.3	9.31	9.5	9.5	9.5
41	9.4	9.39	-	-	-
42	9.5	9.40	-	-	-

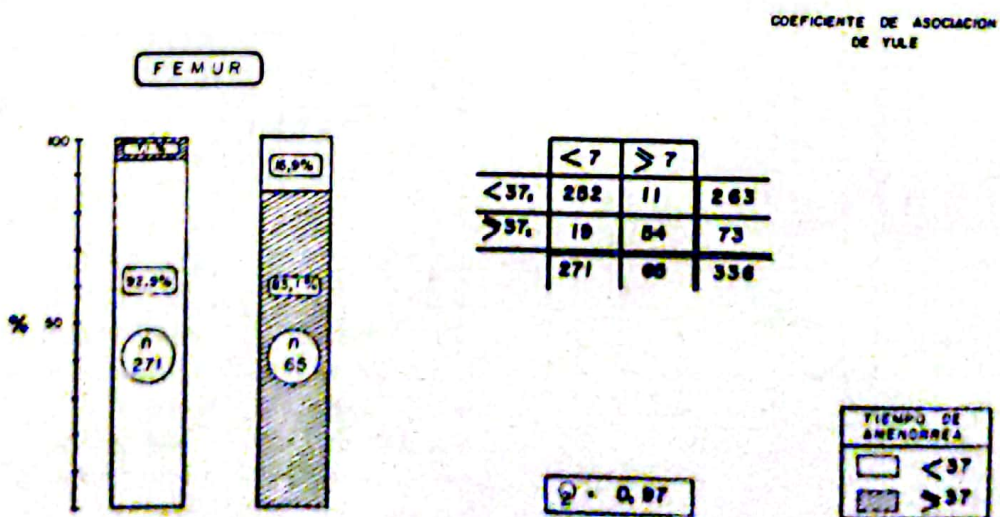
CUADRO I

RELACION ENTRE EL DIAMETRO BI-PARIETAL (cms) Y EL TIEMPO DE AMENORREA (sem)



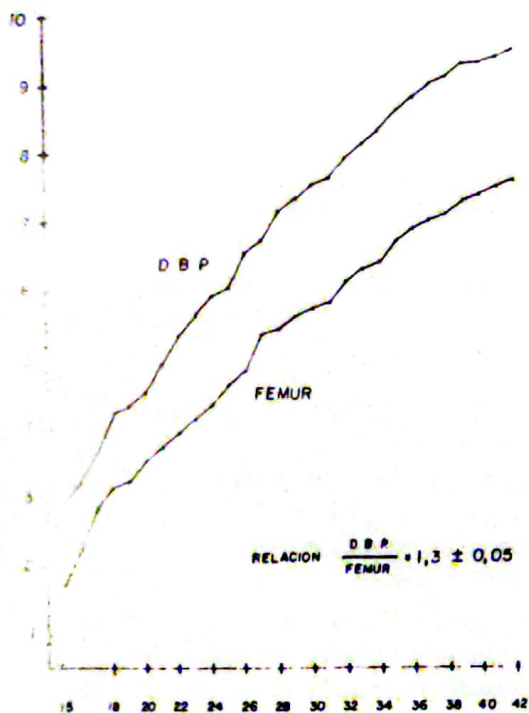
CUADRO II

RELACION ENTRE LA LONGITUD DEL FEMUR (cms) Y EL TIEMPO DE AMENORREA (sem)



RELACION DBP-FEMUR.- Del análisis estadístico de las cifras resultantes de la medición de los diferentes parámetros fetales, hemos observado que las curvas de crecimiento del fémur y el DBP siguen un mismo patrón, guardando una relación constante entre ellos.

CURVA DE CRECIMIENTO DEL DBP Y EL FEMUR



Dicho en otras palabras, a partir de la semana 15a. de gestación, el DBP guarda una relación constante de crecimiento con el fémur, la cual se puede expresar en la siguiente fórmula:

$$C. de C. = \frac{DBP}{FEMUR} = 1,3 \pm 0,05$$

(C. de C. = Curva de Crecimiento) (Tabla No. 4).

relación que se mantiene durante todo el embarazo, conservándose en las gráficas estadísticas la figura parabólica de crecimiento. (Cuadro No. 4).

RELACION D.B.P. - FEMUR DE ACUERDO A LAS SEMANAS DE AMENORREA *

SG	DBP	Fémur	(R)	SG	DBP	Fe-mur	(R)
15	2.9	1.7	1.70	29	7.3	5.6	1.30
16	3.2	2.2	1.40	30	7.5	5.7	1.31
17	3.6	2.8	1.28	31	7.6	5.8	1.31
18	4.2	3.1	1.35	32	7.9	6.1	1.29
19	4.3	3.2	1.34	33	8.1	6.3	1.28
20	4.5	3.5	1.28	34	8.3	6.4	1.29
21	4.9	3.7	1.32	35	8.6	6.7	1.28
22	5.3	3.9	1.35	36	8.8	6.9	1.27
23	5.6	4.1	1.36	37	9.0	7.0	1.28
24	5.9	4.3	1.37	38	9.1	7.1	1.28
25	6.0	4.6	1.30	39	9.3	7.3	1.27
26	6.5	4.8	1.35	40	9.3	7.4	1.25
27	6.7	5.3	1.26	41	9.4	7.5	1.25
28	7.1	5.4	1.31	42	9.5	7.6	1.25

* (R) = $\frac{DBP}{FEMUR} = 1,3 \pm 0,05$

CONCLUSIONES:

1.- El Diámetro Bi-Parietal y la Longitud del Fémur son parámetros confiables de la biometría fetal, pero pueden aumentar su precisión diagnóstica cuando se les relaciona entre sí.

2.- Hay correlación significativa entre el crecimiento de los huesos del cráneo y los huesos largos (el Fémur, en el presente estudio)

3.- La Relación $\frac{DBP}{FEMUR}$ es uniforme a lo largo de todo el embarazo.

BIBLIOGRAFIA:

Bonilla-Musoles, F. (1982) *Atlas de Ecografía Obstétrica*, Editorial Jims, Barcelona.

Callen, P.; (1985) *Ultrasonografía en Obstetricia y Ginecología*, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires.

Campbell, S: *Fetal Growth*. En Beard, R. W., and Nathanielsz, P. W. (edt): *Fetal Physiology and Medicine*, W.B. Saunders C., Philadelphia, 1976.

Deter, R.L., Harrist, R.B., Hadlock, F. P. et al *Longitudinal studies of fetal growth with dynamic image ultrasonography*. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 143:545-554, 1982.

Frigoletto, R.D. and Rothchild, S.B.: *Altered Fetal Growth; An overview*. *Clin. Obstet. Gynecol.*, 20: 915-923, 1977.

Hadlock, F.P., Harrist, R.B., Deter, R.L. et al.: *Femur length as a predictor of menstrual age, sonographically measured*. *Am. J. Roentgenol.*, 143; 545-554, 1982.

Levi, S.; Smets P.: *Acta Obstet. Gynecol Scand*; 52:193; 1973.

Leroy, B., Bessis, R; *Ecografía en Obstetricia*. Fondo Editorial de Toray-Masson, Barcelona; 1981.

Sabbagha, R.E.; Barton, B.A.; Barton, F.B.: *Am J. Obstet Gynecol.* 125: 479; 1976.