

Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES



ULTRASONIDO EN OBSTETRICIA

TESIS DE POSTGRADO

ESPECIALIZACION EN GINECOBSTERICIA

DR. JORGE AMERENA LAGUNES

"C. H. 20 DE NOVIEMBRE"

I. S. S. S. T. E.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A Elsy, Elsita y Jorgito
La satisfacción de mi vida.

A mis Padres, Abuelos, Hermanos
Genie, Maria Eugenia, Javier y
familias, por su cariño.

A mis Maestros y Compañeros

Al Dr. Carlos Vargas García
Por su gran ayuda en mi formación.

I N D I C E

I.- INTRODUCCION:

Algunos aspectos historicos.

Aplicaciones prácticas entecnología.

Principios físicos básicos.

Aplicaciones en obstetricia.

Efectos del ultrasonido ente tejidos animales y
en humanos.

II.- OBJETIVOS.

III.- MATERIAL Y METODOS.

IV.- RESULTADOS.

V.- COMENTARIO.

VI.- BIBLIOGRAFIA.

1.- INTRODUCCION.

La ultrasonoscopia, ciencia y tecnología de las vibraciones sonoras de alta frecuencia, es conocida desde hace mucho tiempo en diferentes partes del mundo, encontrándose los primeros reportes de su utilización como método diagnóstico en la obstetricia, en el año de 1959 (Donald), siendo actualmente un método rutinario en algunos servicios de obstetricia, sobre todo en Europa.

Desde el año de 1914, se conocen las experiencias obtenidas por el ASDIC (Comité de investigación y detección antisubmarina de los gobiernos Francés e Inglés, al final de la primera guerra mundial), en que por medio de ondas ultrasonicas se lograba localizar con exactitud, la ubicación de un submarino por medio del sonar, el cual actúa como un transmisor de alta energía y receptor de su eco reflejado, pudiéndose determinar la distancia si se toma en cuenta la velocidad con que se emite, el tiempo transcurrido y el momento de la recepción. (Fig. 1)

El sonar tiene dos variedades:

- 1.- Principio activo: Se emiten ondas (transmisor), las cuales se transmiten por un medio determinado y se reflejan en el objeto en estudio, pudiendo ser detectadas por el -

CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
Servicio de Perinatología
ISSSTE

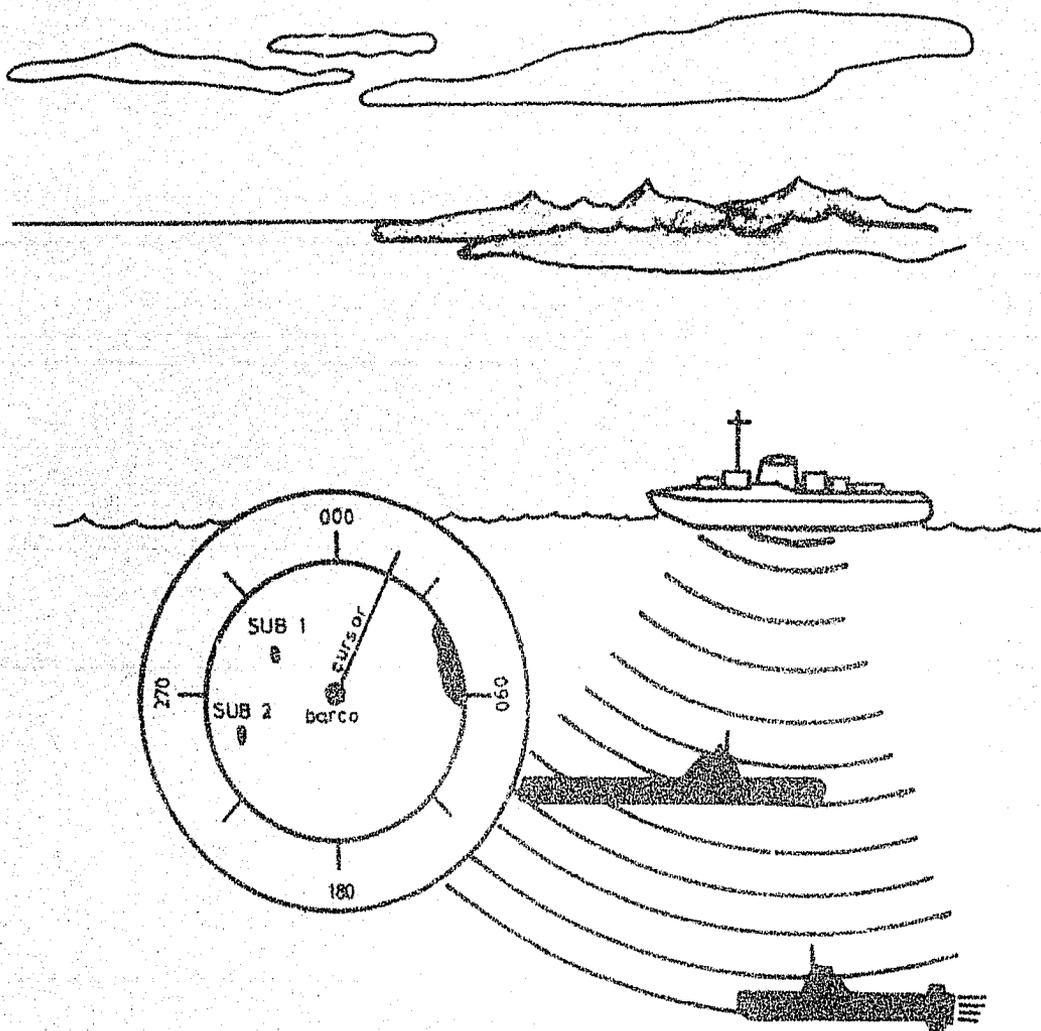


Fig. 1. Sonar de Collier's Encycolopedia.

mismo transmisor que actúa como receptor.

2.- Principio pasivo: Actúa únicamente como receptor, detectando el ruido generado por un objeto en movimiento.

Actualmente, éste principio se utiliza para conocer las profundidades de ríos, océanos, condiciones específicas de las masas polares (viajes submarinos por los polos terrestres etc.)

Algunos aspectos históricos.

En el año de 1917, Langevins construyó un generador ultrasónico para comunicación submarina, refiriendo haber sentido un dolor calificado como insoportable ("sensación de quemarle los huesos"), al coger con la mano el transmisor de bajo del agua y observando la muerte de peces al ponerse en contacto con las ondas ultrasónicas emitidas.

En 1940, Gohr y Wedekind mencionan la técnica de la reflexión, en que se colocan juntos un transmisor y un receptor se emiten impulsos cortos a intervalos largos y una fracción de sonido es reflejado en cada interfase. La mayor parte de las ondas pasan a tejidos más profundos, habiendo practicado registros de la cantidad de sonido reflejado por las diferentes interfases tisulares.

En 1942, Dussik utilizó el método llamado de transmisión (semejante al utilizado en rayos X), a nivel de vértebras óseas en que se disparaban ondas paralelas a diferentes puntos y se registraban en el lado opuesto de la columna vertebral. De acuerdo a la diferente absorción en los tejidos, se obtenía una fotografía en un osciloscopio de rayos catódicos, llevándose a cabo estudios del líquido ventricular a niveles altos.

En 1946, Denier describió un ultrasonoscópio, empleando el método de transmisión para mapear la posición de diferentes estructuras orgánicas como corazón, hígado, pulmones, -- etc.

En 1947, Pohlman's introduce el método ultrasónico como terapéutica en casos de neurálgia, miálgia, artritis, artrosis y otros padecimientos en que se considera al calor como un factor benéfico. Se utilizó el método en Alemania, Francia, Austria, Suiza y posteriormente en todo el mundo, agregándose a la lista de padecimientos; contusiones, lumbago, - enf. de Menière, síndrome de Parkinson.

En 1949, Ludwig y Struthers lo utilizaron para detectar cuerpos extraños en músculos de perros y mencionaron su utilidad en la localización de tumores.

En 1950, Wild publicó un reporte de investigación utilizando el método de reflexión para examen de material biológico, obteniendo múltiples reflexiones de ondas en un carcinoma gástrico resecaado (preparación tisular).

En el mismo año, Keidel registró las fluctuaciones de volumen cardíaco durante un ciclo, usando una frecuencia de 60 Kcs/s. También lo utilizó para estimar el contenido de bioxido de carbono en el aire espirado (absorbe ondas ultra-

sónicas pudir (ose medir la concentración del gas).

En 1952, French, Wild y Neal en exámenes postmortem de un paciente portador de un tumor cerebral, obtuvieron ecos similares al extirpar el cerebro, haciendo comparaciones con las obtenidas con el paciente vivo. Posteriormente se hicieron estudios experimentales en animales a nivel cerebral, -- con los mismos aparatos y con resultados semejantes. Estudiaron tumores torácicos y llegaron a la conclusión de que el tejido canceroso refleja en mayor grado las ondas ultrasónicas que el tejido normal y en mayor cantidad en los malignos que en los benignos.

En 1952, Guttner, Fielder y Patzold demostraron que no se puede llevar a cabo un estudio del líquido ventricular -- por el método ultrasónico, debido a la interferencia que representan las partes óseas.

En 1952, Wild y Reil utilizaron un método bidimensional para visualización de tejidos vivos mediante el ecograma en movimiento, sincrónicamente con un trazo osciloscópico.

En 1953, Hertz y Elder utilizaron el método unidimensional para examen cardíaco (técnica de A-scope) mediante el ultrasonocardiograma para detección de valvulopatías y otro tipo de cardiopatías.

En 1954, Leksell introdujo la encefalografía para identificación de hemorragias intracraneales postraumáticas en niños (refiere que la línea media en los niños corresponde al septum pelúcido y a la glándula pineal, mientras que Jeppson la atribuye a la pared del tercer ventrículo en los niños y a la glándula pineal en los adultos, por su gran impedancia acústica).

En 1956, Kikuchi y cols, en el segundo Congreso Internacional de Acústica, el 23 de junio en Cambridge Mass., reportan el uso del ultrasonido como diagnóstico temprano del cáncer mamario (se obtienen ecos múltiples e irregulares).

En 1956, Mundt, Huges, Oksala y Leithinan, con el método unidimensional, y Baum y Greenwood con el bidimensional, lo utilizan en oftalmología para detectar tumores intraoculares, ablación de retina, ruptura de esclerótica y cuerpos extraños en la órbita.

En 1957, Satomura y cols., usan el método ultrasónico mediante el fenómeno de Doppler para obtener información de la fisiología cardíaca. Herrik y Franklin lo utilizaron para la medición del flujo sanguíneo. Rushmer y cols., hicieron mediciones de las cavidades cardíacas. Wild y cols., practicaron un ecograma bidimensional para la visualización de tu-

mores mamario

En 1959, Donald y cols., estudiaron masas intrabdominales incluyendo tumores pélvicos, úteros gestantes, ascitis, etc. Aquí se indicaron los reportes de la utilización del ultrasonido en la obstetricia como método diagnóstico, habiéndose publicado múltiples artículos en todo el mundo, de las diferentes variedades de aparatos, técnicamente con diferente sensibilidad.

Aplicaciones prácticas en la tecnología.

El ultrasonido se utiliza con diferentes finalidades en la industria, entre las que se pueden enumerar:

- 1.- Detección de defectos en metales.
- 2.- Control de calidad de diferentes materiales que intervienen en la fabricación y construcción de maquinaria.
- 3.- En química, como acelerador de reacciones químicas, procesos de hidrólisis, oxidación, polimerización, despolimerización, destrucción del óxido en metales mediante cavitación y permitir uniones con otro tipo de metales. Para remover partículas que se adhieren a la superficie de metales y vidrio como pueden ser óxido, aceites o gra

sas.

4.- En la industria Médica se ha utilizado también como agente esterilizador de instrumentos quirúrgicos (por su efecto bactericida) o como método quirúrgico cerrado (definitivo) con inactivación focal de crecimientos cerebrales anormales.

Principios físicos básicos.

Los sonidos audibles por el oído humano, tienen una frecuencia por debajo de los 18,000 ciclos por segundo, disminuyendo la facultad audible conforme aumenta la edad cronológica. Cualquier sonido con una frecuencia por arriba de los 20,000 ciclos por segundo se considera como ultrasónico.

Con los aparatos modernos se pueden obtener frecuencias por arriba de 10 Mc/s. (1 megaciclo = 1 millón de ciclos, 1 kilociclo = 1000 ciclos). Para fines diagnósticos en la obstetricia, se utilizan frecuencias de más de un megaciclo (por lo general 2 megaciclos con una longitud de onda de 0.75 mm.).

Las leyes acústicas que gobiernan el comportamiento del sonido de baja frecuencia (audibles por el oído humano), son semejantes a las del sonido de alta frecuencia (ultrasonido)

aunque existen ciertas particularidades en cada uno de ellos.

El año de 1866, en Francia los esposos Curie describieron la aparición de cargas eléctricas en la superficie de un cristal de cuarzo al someterlo a una fuerza mecánica; en 1881 describen el efecto piezoeléctrico o sea la producción de vibraciones características del cristal al colocarlo en un campo eléctrico. En 1917, Langevin produce el primer generador ultrasónico artificial de efecto piezoeléctrico.

Las ondas ultrasónicas se pueden obtener de tres diferentes tipos de energía:

- 1.- Mecánica
- 2.- Térmica
- 3.- Electromagnética

En el aire se producen con mayor eficiencia mediante aparatos mecánicos como son silbatos y sirenas, creandose ondas de interrupciones periódicas o moduladas con una corriente uniforme de aire, pudiendose producir intensidades ultrasónicas altas con poder de miles de watts y con frecuencias por encima de 40,000 ciclos por segundo. Las ondas ultrasónicas en líquidos y sólidos, son generadas mediante transductores electroacústicos (convertidores de energía) o del tipo transductor magnético o piezoeléctrico.

El transductor magnético convierte la energía magnética en mecánica (acústica o ultrasónica), basándose en el efecto magnetoestrictivo por el cual al aplicar un campo magnético en metales como el hierro, níquel, cobalto o alguno de sus derivados, se producen contracciones en los metales, generándose las ondas. Si una barra de metal magnetoestrictivo se coloca paralelamente a un campo magnético alternante, se producen vibraciones mecánicas por efectos de contracción y expansión alternas. Los fabricados de hojas de metal laminado, trabajan mejor al utilizar frecuencias bajas (entre 20 y 50 Kc., siendo menos eficiente con frecuencias por encima de 100 Kc.).

El transductor piezoeléctrico convierte la energía eléctrica en ultrasónica (propiedad de ciertos cristales al aplicarse un campo magnético). Los cristales pueden ser naturales o artificiales entre los cuales tenemos:

- 1.- Cristal de cuarzo.
- 2.- Sulfato de litio
- 3.- Sal de Rochelle.
- 4.- Titanato de bario.
- 5.- Titanato zircono.

Al aplicar un campo magnético con una frecuencia deter

minada, se originan fuerzas mecánicas y movimientos que originan ondas ultrasónicas en los medios adyacentes (líquido o sólido) siendo capaces de producir frecuencias de un millón o más de ciclos por segundo (experimentalmente hasta 1,000 megaciclos). La longitud de onda de la energía ultrasónica (inversamente proporcional a la frecuencia), es muy pequeña y las ondas ultrasónicas se pueden graficar como ondas luminosas.

Las ventajas del material cerámico, son por su fabricación artificial y la propiedad de actuar simultáneamente como un receptor y un transmisor. Para obtener mejores registros, es necesario utilizar una intensidad máxima, lo cual se logra con el titanato de bario, siendo el más sensible generador y receptor de ondas ultrasónicas.

Transmisión del ultrasonido en un medio homogéneo:

Al paso de las ondas ultrasónicas por un medio determinado, las partículas situadas a lo largo de la línea de propagación y las situadas perpendicularmente, se ponen en vibración, produciéndose espigas de ondas longitudinales o transversales respectivamente (en los sólidos existen ambos tipos de ondas y en líquidos y gases únicamente las longitudinales). Este movimiento ondulante de las partículas, consiste en la alternancia de fenómenos de compresión y expansión.

sión en el medio, oscilando las partículas de un lado a otro. Las principales diferencias entre estos tipos de ondas son -- las propiedades de polarización presente en las ondas trans-- versas y ausente en las longitudinales.

La velocidad máxima de las partículas durante la oscilación, es gobernada por la siguiente ecuación:

$$S = \sqrt{\frac{2 I \times 10^7}{p v}} \quad \text{cm/seg.}$$

I = Intensidad sonora en watts/cm. o sea la energía que pasa a través de 1 cm./seg.

S = Velocidad máxima de las partículas durante la oscilación.

p = Densidad del medio.

v = Velocidad del sonido.

La amplitud de la vibración = A

$$A = \frac{1}{W} \sqrt{\frac{2 I \times 10^7}{p v}} \quad \text{cm.}$$

$W = 2\pi f$

f = Frecuencia del sonido.

La aceleración máxima de las partículas = a

$$a = W \sqrt{2 \frac{I}{p} \frac{\pi}{v} \times 10^7} \quad \text{cm/seg}^2$$

La presión alternante de las partículas = p

$$p = 2\pi f \cdot p \cdot v \cdot A \quad \text{dinas/cm.}^2$$

Se puede expresar en atmosferas.

$$1 \text{ atms.} = 981 \times 10^3 \text{ dinas/cm.}^2$$

La velocidad del ultrasonido depende de la densidad y de la compresibilidad del medio. En la mayoría de los líquidos orgánicos, fluctúa entre 1,000 y 1,600 m/s. En el -- agua es de 1,497 m/s. (Bergman) y de 1,501 m/s. (Goldman). El esquema de Fruntch representa las velocidades del ultrasonido en diversos tejidos humanos, al utilizar una frecuencia de 1.8 Mc/s. (tabla 1)

TEJIDOS	VELOCIDADES
Músculo refrigerado	1,568 m/s
Hígado refrigerado	1,570 m/s
Hueso	3,360 m/s

Paso del ultrasonido por las diferentes interfases (fe-

nómenos de reflexión, refracción, difracción y absorción):

Cuando se propaga una onda ultrasónica en dos medios separados por una interfase, existiendo diferente densidad y velocidad de propagación en cada uno, se presentan los fenómenos de reflexión, refracción, difracción y absorción.

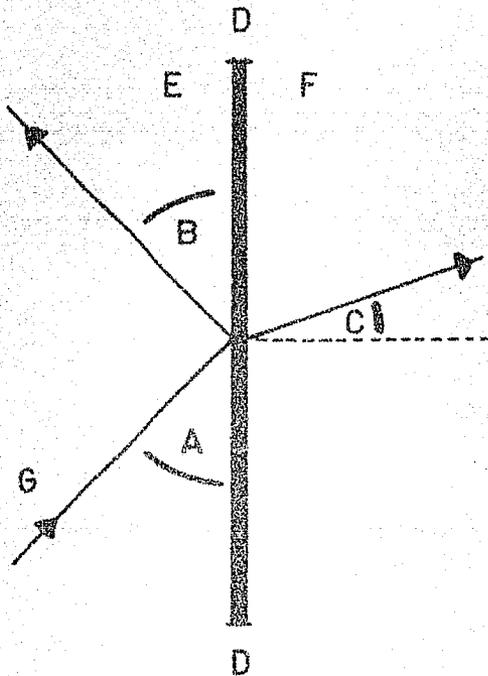
Las ondas reflejas siguen el principio de que el ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión. Las ondas -- que logran pasar al segundo medio, sufren el fenómeno de refracción en que el ángulo de incidencia es diferente al de refracción en el segundo medio, por la diferencia de densidad y de velocidad en cada medio. (Fig. 2)

La reflexión de una onda ultrasónica de incidencia normal sobre una superficie de interfase, es gobernada por la diferencia de la impedancia acústica de los los medios, lo que se obtiene al multiplicar la densidad del medio (ρ), por la velocidad con que las ondas atraviesan el medio (v).

$$\rho \times v = \rho v \text{ (impedancia acústica).}$$

Cuando aumenta la diferencia en impedancia acústica de

CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
Servicio de Perinatología
ISSSTE



- A = ángulo de incidencia
- B = ángulo de reflexión
- C = ángulo de refracción
- D = interfase
- E = medio 1
- F = medio 2
- G = onda ultrasónica

Fig. 2. Fenomenos de reflexión y refracción ultrasónica.

los dos medios, es mayor el índice de refracción y reflexión, lo que podemos conocer con la siguiente ecuación:

$$R = \left(\frac{p_1 \cdot v_1 - p_2 \cdot v_2}{p_1 \cdot v_1 + p_2 \cdot v_2} \right)^2$$

R = Constante proporcional entre la incidencia y la reflejada (intensidades).

El cuadro de Guttner nos indica las directas impedancias acústicas tisulares: (tabla 2)

TABLA 2

TEJIDOS	$\rho v \cdot 10^{-5} \text{ gr/cm}^2 \text{ s}$	$\rho \text{ en gr/cm}^3$
Grasa	1.36	0.97
Músculo	1.63	1.04
Cerebro	1.56	1.03
Hueso compacto	6.10	1.07
Hueso esponjoso	2.2 a 2.9	----
Sangre	----	1.00
Agua	1.49	1.00

En una interfase hueso/músculo, ocurre un 30 % de reflexión con un ángulo de 90°.

Por lo que respecta a la refracción, según la ley de --
Snelius:

$$\frac{\text{seno } \alpha_1}{\text{seno } \alpha_2} = \frac{V_1}{V_2}$$

Senos 1 = ángulo de incidencia

Senos 2 = ángulo de refracción

V 1 = velocidad en medio 1

V 2 = velocidad en medio 2

Absorción del sonido:

Durante el paso del ultrasonido por un medio homogéneo, la intensidad disminuye progresivamente por el fenómeno de -- reflexión, dispersión, absorción y refracción, implicando -- disminución en la amplitud de las ondas por la fricción o -- viscosidad del medio. En un medio líquido o gaseoso, la intensidad residual (I) se calcula de la siguiente manera:

$$I = I_0 \cdot e^{-2\alpha x}$$

I_0 = Intensidad inicial.

x = Distancia transcurrida.

e = Coeficiente de absorción.

La distancia requerida para reducir la intensidad de la señal dada a la mitad, es conocida como valor medio y se conoce por la siguiente ecuación:

$$I = I_0 \cdot 2^{-\frac{x}{H}}$$

H = Valor medio.

Tabla de coeficientes de absorción, valores medios en diferentes tejidos humanos según Goldman y Huter (1956) : (tabla 3)

TABLA 3

TEJIDOS	FRECUENCIA (Mc.)	ABSORCION (cm. ⁻¹)	VALOR MEDIO (cm.)
Plasma	1.00	0.007	100.00
Sangre	1.00	0.02	35.00
Grasa	0.80	0.05	6.90
Músculo	0.80	0.10	3.60
Cerebro	0.87	0.14	2.50
Hígado	1.00	0.15	2.40
Hueso	0.80	1.50	0.23

En el músculo, la intensidad del ultrasonido disminuye en mayor cantidad cuando la onda tiene un trayecto perpendicular al eje mayor de las fibras musculares, siendo menor la disminución cuando la onda pasa paralela al eje mayor de las fibras.

Frecuencia:

El poder de penetración del sonido disminuye al aumentar la frecuencia, por lo que se recomienda utilizar frecuencias bajas (menor absorción) cuando sea posible ya que existe una mejor resolución. Los aparatos usados en obstetricia con fines diagnosticos, utilizan frecuencias de 0.5, 1.0, -- 2.5 o 5.0 Mc/s por lo general se trabaja con frecuencias 2.5 Mc/s.

Edler refiere que la frecuencia de 1.0 Mc/s. se utiliza para estudio de estructuras que se encuentren a no más de 40 mm. del cristal y 2.5 Mc/s. a las que se encuentren entre 41 y 100 mm. de distancia.

Intensidad:

La intensidad del sonido (I), generada por el cristal piezoelectrico de cuarzo, se puede calcular utilizando la -- frecuencia de resonancia del cristal y el voltaje aplicado:

$$I = \frac{1.44 \times 10^{-13} U^2 f^2}{p v} \text{ watts/cm}^2$$

V = Potencial en Volts de la AC aplicada.

f = Frecuencia en ciclos por segundo

$p v$ = Impedancia acústica del medio en que se propaga el ultrasonido.

Fenómeno de Doppler:

Christian Doppler (Profesor de física de la Universidad de Viena), pronunció la teoría que lleva su nombre, en la cual refiere que la frecuencia de las ondas, depende del movimiento relativo de las mismas con respecto a un observador. Se aplicó para explicar el color de las estrellas con respecto al movimiento de la tierra. En la obstetricia, se utiliza el fenómeno para el estudio del corazón fetal, detectando movimientos y siendo la base de múltiples aparatos de exploración diagnóstica.

Las ondas ultrasonicas se generan en un transductor el cual actúa simultaneamente como receptor, transmitiendose las ondas en los diferentes medios orgánicos y reflejandose en las diferentes interfases en una forma perpendicular a la trayectoria de la onda y con la misma frecuencia. En el transductor se coloca un amplificador para poder hacer audibles los impulsos sonoros. (Fig. 3).

La magnitud de la frecuencia de transferencia está dada por la siguiente ecuación:

$$f = 2 \cdot \bar{f} \cdot v \cdot c$$

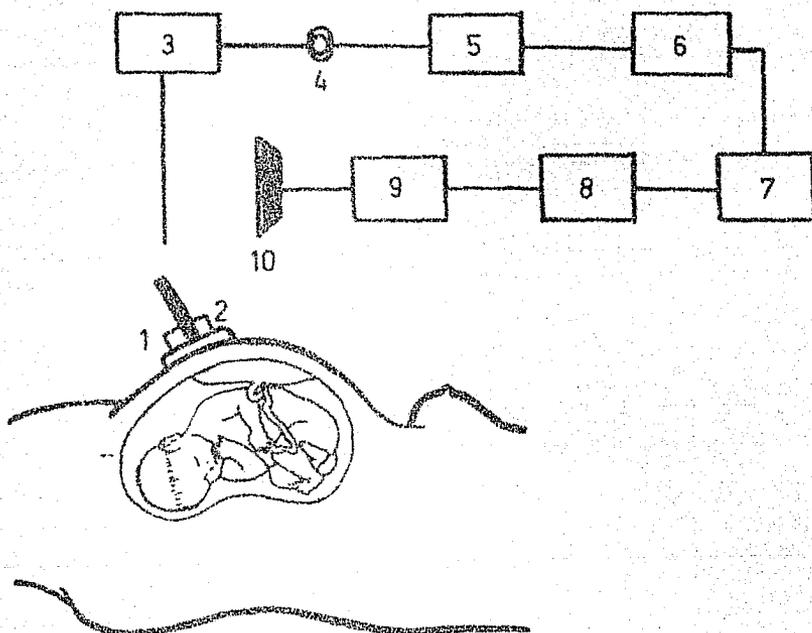
f = Frecuencia de transmisión.

v = Velocidad de reflexión en la interfase.

c = Velocidad de propagación.

Usando 2 MHz, se logran escuchar los puntos pulsátiles del organismo. El corazón fetal se contrae desde su forma de miocardio primitivo, siendo posible su detección auditiva desde la 9a semana de amenorrea. Kuah y Embrey han demostrado movimientos en el corazón fetal en un 60% de embarazos menores de 12 semanas y en un 100 % en embarazos mayores de 12 semanas Pystinen en Finlandia reporta efectividad de detección en un 75 % en embarazos menores de 14 semanas y en el 100 % después de las 14 semanas.

CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
 Servicio de Perinatología
 ISSSTE



- | | |
|-----------------------------|------------------------------|
| 1 = cristal transmisor | 6 = demodulador |
| 2 = cristal receptor | 7 = filtro |
| 3 = preamplificador | 8 = preamplificador auditivo |
| 4 = control de sensibilidad | 9 = amplificador auditivo |
| 5 = amplificador | 10 = bocina |

Fig. 3. Fenómeno de Doppler. Ultrasonógrafo.

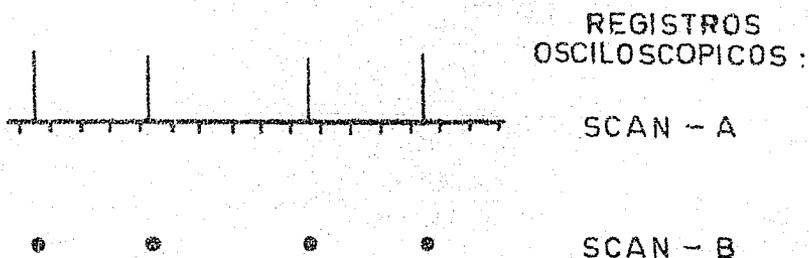
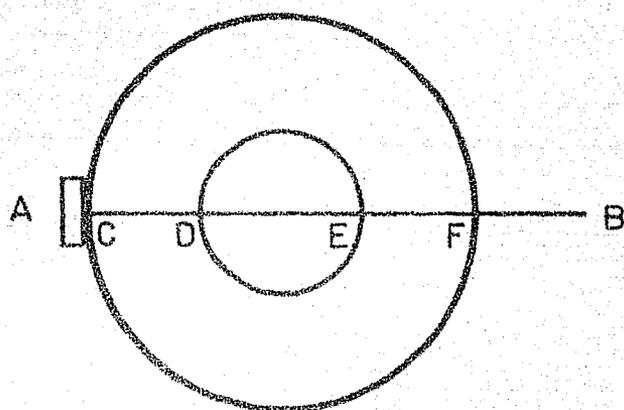
Aplicaciones en la obstetricia:

Las diferentes aplicaciones reportadas en la literatura mundial persiguen un fin diagnóstico, con una gran utilidad en la obstetricia moderna, de manera que se hace un método indispensable en centros que manejan pacientes en estado gravídico.

Las principales aplicaciones son:

- 1.- Diagnostico temprano del embarazo mediante la detección de la frecuencia cardiaca fetal o identificación de partes fetales ya sea con el fenómeno de doppler, - técnica uni o bidimensional. (Fig. 4)
- 2.- En casos de aborto incompleto o huevo muerto retenido con el método bidimensional para visualizar anexos fetales, implantación placentaria, crecimiento del saco amniotico y del cuerpo uterino. Kohorn considero que en un aborto incompleto existe una implantación baja de la placenta, mientras que en embarazos normales, la implantación es media o alta, practicandose estudios en el primer trimestre y secuenciales para comparación. - En el huevo muerto retenido no existe crecimiento uterino y el saco amniotico no evoluciona.

CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
Servicio de Perinatología
ISSSTE



A = transmisor
B = ondas ultrasónicas
CDEF = interfases

Fig. 4. Diagrama de la técnica unidimensional (scan-A) y bi-dimensional (scan-B).

- 3.- En casos de embarazo molar no hay identificación de partes fetales y mediante el fenómeno de Doppler no se logra auscultar la frecuencia cardiaca fetal.
- 4.- Identificación de embarazo ectópico utilizado ultrasonoscópios muy sensibles con técnica de B-scan. (Kobayas hi reporta un índice de error de 25.6%).
- 5.- Identificación de tumores pélvicos genitales o extragenitales que debemos diferenciar de una gestación intrauterina normal.
- 6.- Diagnóstico de muerte fetal in útero mediante auscultación del corazón fetal o mapeo con técnica de B-scan para ver la actitud fetal.
- 7.- Valoración de las condiciones fetales y detección de sufrimiento fetal mediante registro monitorizado, prueba de Pose, etc.
- 8.- Diagnóstico de embarazo múltiple mediante auscultación de dos o más focos fetales a diferentes frecuencias o con la técnica bidimensional para identificar partes fetales de más de un producto in útero.
- 9.- Polhidramnios con técnica B-scan.

- 10.- Localización placentaria mediante fenómeno de Doppler_ o con técnica bidimensional.
- 11.- Detección de malformaciones cardíacas mediante electro_ cardiografía fetal.
- 12.- En embarazos normales se puede conocer el tipo de pre- sentación, situación, variedades de posición etc.
- 13.- Diagnóstico de las condiciones intrauterinas del feto_ como peso fetal, tamaño fetal, madurez fetal, anato- - mía fetal identificandose cabeza, cuello, columna, co- razón, aorta, tracto genitourinario, hígado, miembros_ etc.
- 14.- Identificación de malformaciones congénitas como hidro_ cefalia, micro o macrocefalia, anencefalia, acrania, - ausencia de miembros etc.
- 15.- Localización de dispositivos intrauterinos o cuerpos - extraños.
- 16.- Pelvimetría materna interna y su relación con las di- - mensiones del producto para valorar su paso por vías - naturales.

17.- Con utilización de el scan-B, Thompson ha practicado - la medición del diámetro biparietal y del diámetro torácico, haciendo una correlación con el peso del producto, con una desviación estándar de ± 484 gs en un 68 % de los casos. El peso fetal se calcula con la siguiente fórmula, al tomar en cuenta el diámetro biparietal obtenido:

$$W = 1,060 \cdot BP - 6,575$$

BP = diámetro biparietal.

Tomando en cuenta el diámetro torácico, se obtiene un índice de ± 500 gs. en el 80 % de los casos con la siguiente formula:

$$W = 1,000 \sqrt{\frac{\text{Max}^2}{2} + \text{Min}^2} - 7,000$$

Max. = diámetro torácico máximo

Min. = diámetro torácico mínimo

Los productos con un diámetro mayor de 8.5 cm., el peso es mayor de 2,500 gs. en el 91 % de los casos y con un diámetro mayor de 9.0 cm. en el 97 %, el peso excede a los 2,500 gs.

Efectos del ultrasonido en tejidos animales y en humanos:

En el año de 1924, Wood y Loomis llevaron a cabo la primera investigación de los efectos del ultrasonido, habiéndose producido muerte en ratas, peces, ranas con destrucción de globulos rojos y hemorragias intrabdominales.

En 1940, Conte y Delorenzi observaron una particular sensibilidad del cerebro y bazo a la radiación ultrasónica.

Butchala reporta ataques de angina de pecho en 6 pacientes expuestos a irradiación a nivel de los ganglios estelares.

Henkel refiere un colapso generalizado después de 20 minutos de exposición en el área cardíaca.

En 1949, Hertzog irradió a un paciente con asma bronquial a nivel torácico y después del tratamiento el paciente presentó malestar importante con deterioro progresivo y muerte al tercer día por una ruptura de gran ateróma aórtico.

Otros autores no mencionan complicaciones en pacientes irradiados a diferentes niveles por diferentes causas (Demel con un estudio de 2,000 pacientes sin complicaciones).

Durante la exposición continua, algunos pacientes refieren sensación de calor, habiéndose encontrado ocasionalmente quemaduras de piel o petequias zonales. Los efectos que la radiación ultrasónica puede producir pueden ser de origen:

- 1.- Mecánico.
- 2.- Térmico.
- 3.- Químico.

Entre los efectos mecánicos podemos observar cavitaciones al utilizarse dosis elevadas, mayores que las diagnósticas o terapéuticas habituales. En ranas, al utilizar frecuencias de 1 Mc/s., con intensidades mayores de 17 a 20 w/cm., aumenta la proporción de aparición de la cavitación al disminuir la frecuencia por debajo de 0.4 Mc/s.

Entre los efectos térmicos existe un aumento de la temperatura local, que con dosis altas se puede utilizar con fines destructivos (terapéutica en casos de sarcomas). Fry considera que con intensidades mayores de 30-1500 W/cm., se produce un daño irreversible en las células nerviosas.

Los efectos químicos son a nivel de las reacciones tisulares vitales, alterándose su mecanismo íntimo.

Se acepta que la exposición ultrasónica en tejidos vivos,

con intensidades de 0.5 a 3 w/cm. (como se utiliza en terapia física), es inócua para los tejidos orgánicos. Existe una --disminución de los efectos nocivos potenciales, al utilizar--se la irradiación en una forma intermitente, produciéndose --unicamente sensación de calor si la energía no excede de 1 w/cm. (en obstetricia se utiliza la radiación ultrasonica mediante pulsos cortos o con ondas continuas). La exposición pre--cordial durante 6 minutos, a una intensidad de 3 w/cm. y frecuencia de 1.0 Mc/s. o durante 10 minutos con una intensidad de 4 w/cm. con frecuencia de 0.8 Mc/s., no produce ningún daño orgánico ni funcional. Para producirse dolor se necesita una intensidad de 1 w/cm. a una frecuencia de 1 Mc/s. o con 1.8 w/cm. a 0.8 Mc/s. de irradiación continua.

En la obstetricia, con fines diagnósticos se ha utilizado los últimos 15 años sin evidencia (con esas dosis), que --sugieran efectos lesivos en la madre ni en el producto, catalogandose como un método seguro y efectivo, recomendandose --duración mínima posible en las exploraciones.

En Tel Aviv, se llevó a cabo un estudio para conocer los efectos termogénicos, teratogénicos y alteraciones a nivel de cromosomas con animales de experimentación y en generaciones sucesivas, llegandose a la conclusión, que el efecto biofísico del ultrasonido en el tejido vivo, se debe a un aumento de la temperatura. (Dependiente de la dosis utilizada), pero con

fines diagnósticos, no se detectaron aberraciones cromosómicas ni efectos teratogénicos.

II.- OBJETIVOS.

- 1.- Utilización del ultrasonido para determinación del diámetro biparietal en forma seriada, semanal a partir de la 30a semana de gestación.
- 2.- Evaluación del método utilizado en nuestro estudio.
- 3.- Elaboración de una curva de crecimiento del diámetro biparietal fetal en nuestro medio, en pacientes embarazadas normales para comparación con los datos obtenidos en otros medios, ya que el crecimiento del producto está en estrecha relación con factores como son la raza, el clima, altitud, nutrición, enfermedad, etc.
- 4.- Ejemplificar algunos casos mediante la utilización del ultrasonoscopio en su variedad bidimensional (scan-B).

III.- MATERIAL Y METODOS.

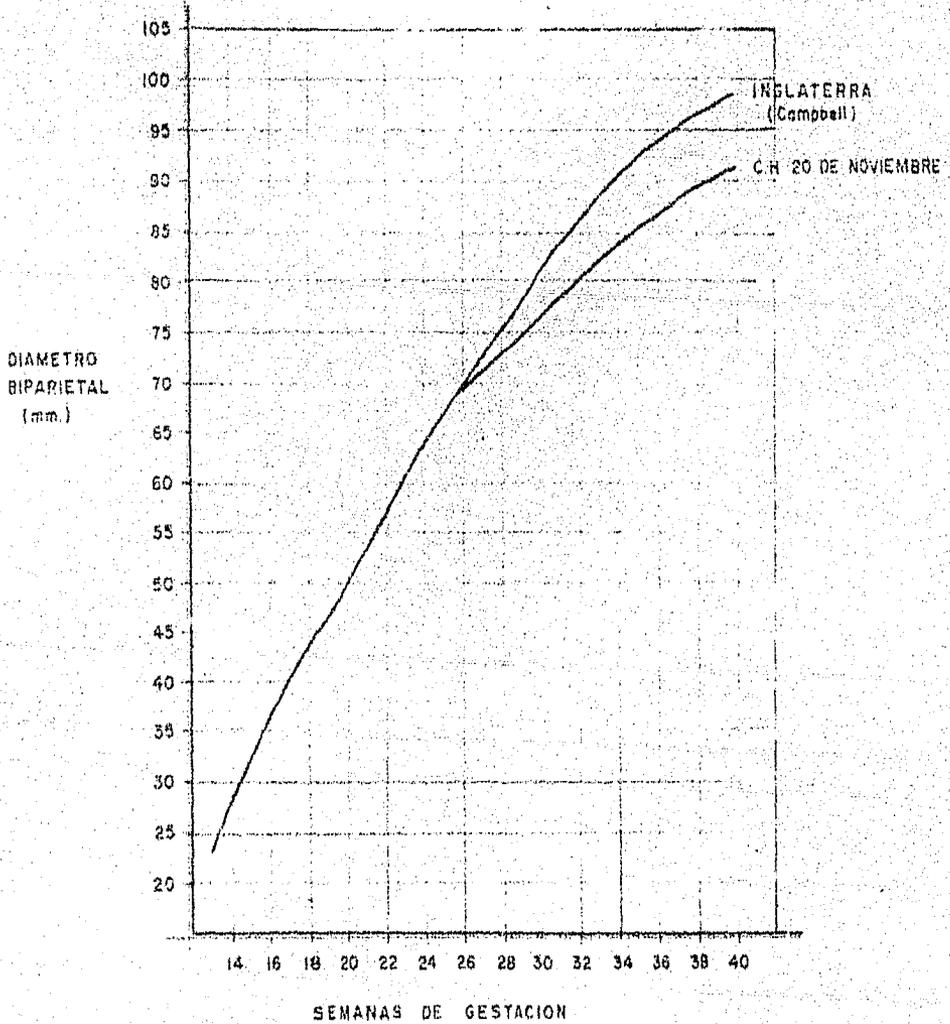
El estudio se llevó a cabo a partir de junio de 1973 hasta diciembre de 1974 en pacientes con embarazo normal, con el antecedente de ciclos menstruales normales y conociendo -

con exactitud la fecha de última menstruación. Se hicieron mediciones de productos en presentación cefálica a partir de la 30 semanas hasta el fin del embarazo. Se tomó un lote de 27 pacientes, haciendo la medición del diametro biparietal antes del nacimiento del producto (cuando menos tres días), inmediatamente después de nacido y se corroboró con regla de vernier.

Se hizo un estudio estadístico para comprobar la exactitud de las tres mediciones.

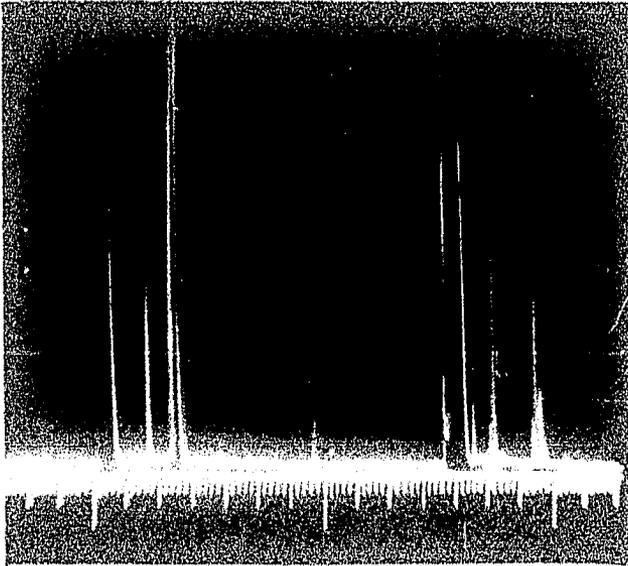
Se estudió un grupo de 337 pacientes embarazadas normales a las que se midió el diametro biparietal semanalmente hasta el parto y con los datos obtenidos se hizo una curva de crecimiento (Fig. 5).

ISSSTE
CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
Servicio de Perinatología



Se estudió estadísticamente la regresión para conocer el índice de crecimiento semanal. Se eligieron para éste estudio los diámetros en que se veía con exactitud la línea media (Fig. 6).

Fig. 6. Imagen unidimensional del diámetro biparietal.



Por último se muestran gráficas de algunos usos del scan-B en localización de placenta y diagnóstico de embarazo (Fig 7 y 8).



Fig. 7 Imagen bidimensional de una placenta previa en un embarazo de 31 semanas. Toma transversal por encima -- del pubis. PU = pared uterina, Pla = placenta, PF = partes fetales, LA = líquido amniótico.

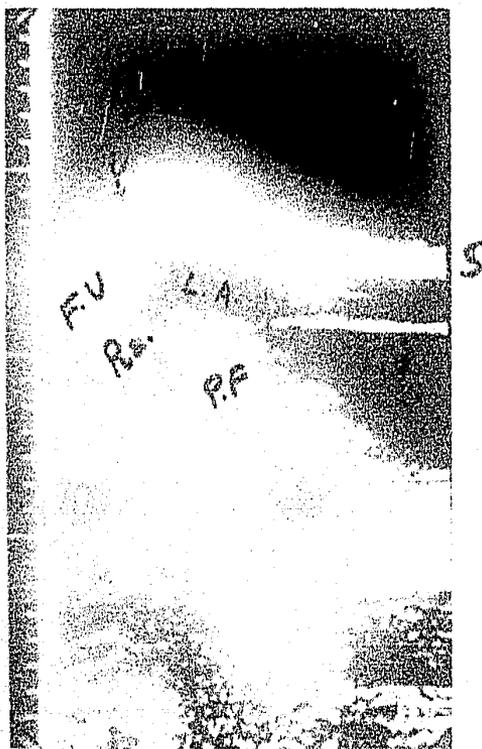


Fig. 8. Embarazo normal de 20 semanas; scan-B, longitudinal -
 U = Cicatriz umbilical, S = sinfisis del pubis, pla =
 placenta, PF = partes fetales, V = vejiga.

El ultrasonoscopio utilizado para éstas mediciones: Ul-
 trasonoscope Modelo 101-85, Serie 1800, control modular 5001_
 y Scan-B modelo 506 de la casa Hoffrell con camara Polaroid -
 50-70 pack-film (velocidad de 400 impulsos por segundo con un
 transductor de 4 cm.). (Fig. 9 y 10).

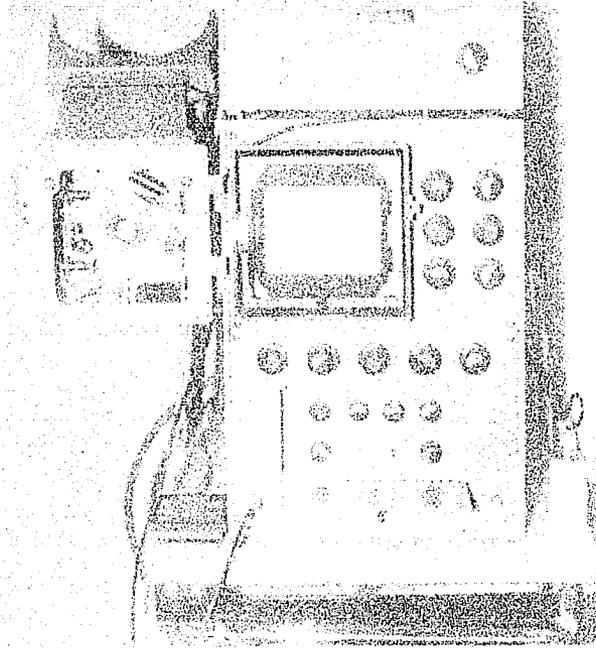


Fig. 9. Ultrasonoscópio (componentes para scan-A).



Fig. 10. Ultrasonoscópio (componentes para scan-B).

El método de medición utilizado fué el siguiente:

Con la paciente en decúbito dorsal, se descubre el abdomen y se aplica una sustancia oleosa en la superficie de la piel (es indispensable su uso ya que el ultrasonido no se transmite en el aire, debiendo existir un medio entre la piel y el transductor). Se identifica la posición del producto, el dorso, la altura de la presentación y se coloca la cápsula en el sitio donde presuponemos está el punto exacto en que se debe encontrar el diametro biaprietal real. Se rastrea la región hasta que aparecen las tres deflexiones en la pantalla osiloscópica y que corresponden a el primer parietal, el tercer ventrículo y el segundo parietal. Con el paso del ultrasonido se obtienen destellos luminosos al hacer contacto con el tejido celular subcutáneo, la aponeurosis del músculo recto anterior y los oblicuos, aponeurosis posterior, fascia transversalis, tabla externa del parietal proximal fetal, pared del tercer ventrículo y tabla interna del parietal distal. Las deflexiones son mayores cuando el ultrasonido choca con partes óseas que con los tejidos blandos. Una vez localizados los tres complejos luminosos, se debe observar sean equidistantes a la imagen media para poder disparar la cámara y obtener la impresión fotografica instantánea. En caso de no ser central y equidistante la línea media, la onda ultrasónica penetra en una forma oblicua y no perpendicular a los parietales fetales.

En el recién nacido, la medición con el ultrasonoscópio es más simple, ya que se coloca directamente la cápsula en el parietal fetal y se identifica el segundo parietal con la línea media central. La medición con el vernier modificado no ofrece ninguna dificultad, habiéndose adaptado el aumento romano a los puntos de medición para no lesionar a las partes fetales.

En la fotografía existe una escala milimétrica para conocer el tamaño exacto del diametro biparietal, habiendo que sumar 3 mm. a la cifra obtenida, debido a que la segunda señal del parietal distal es la que aparece al chocar con la tabla interna.

IV.- RESULTADOS:

Al comparar los resultados de medición con ultrasonico in útero y en el recién nacido por la prueba T de student para muestras independientes, se encontró que no hay variación entre ellos, ya que la ~~diferencia o factor de error es de 0.4 mm.~~

$$T = 1$$

Quando éstas medidas se comparan por medio del mismo test estadístico con las mediciones directas del diametro biparietal o tomadas con la regla de vernier modificado, los resultados fueron igualmente confiables, es decir no hubo diferencia entre ellos.

Los 337 casos estudiados fueron agrupados por semanas y de ellos se obtuvo la media y error estandard con los resultados que se observan en la figura # 11. Estos mismos casos se sometieron a estudio de correlación, encontrando un índice de regresión de 0.83 con ~~una~~ de 1.55 mm. (Fig. 12).

CENTRO HOSPITALARIO 20 DE NOVIEMBRE
Servicio de Perinatología
ISSSTE

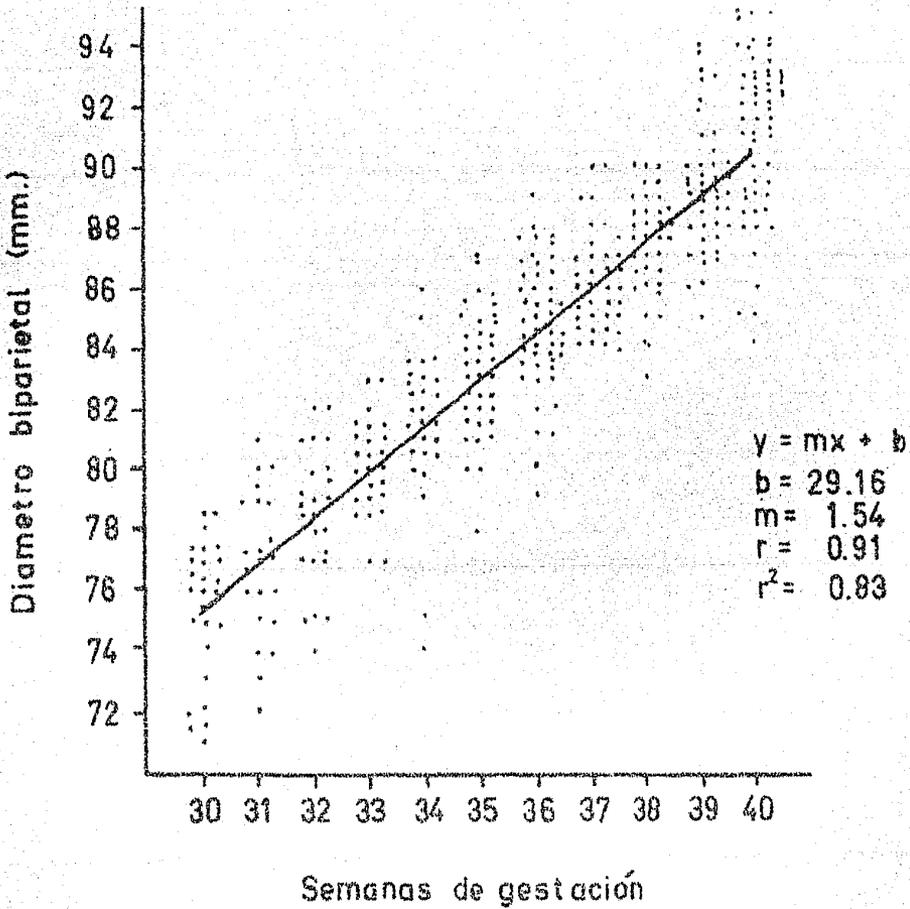


Fig. 12. Estudio de correlación con línea de mejor ajuste.

TABLA 4

PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDRAD DEL DIAMETRO BIPARIETAL SEGUN
LAS SEMANAS DE GESTACION

SEMANAS	\bar{X}	\sqrt{V}
40	90.77	0.456
39	89.09	0.358
38	87.47	0.292
37	85.97	0.286
36	84.46	0.334
35	82.97	0.310
34	81.46	0.502
33	79.96	0.286
32	78.43	0.478
31	76.81	0.532
30	75.24	0.518

V.- COMENTARIO.

El valor de la utilización del ultrasonido como método diagnóstico en obstetricia, ha sido demostrado en otros medios en donde se utiliza como rutina.

En México no se han reportado experiencias de su utilización en otros Hospitales.

La medición del diametro biparietal es un índice de maduración fetal juzgada a través de su crecimiento en los embarazos normales, pero éste crecimiento aún en condiciones normales, está sujeto a muchos factores de variación como son raza, nutrición, biotipo de los padres, altitud, etc., por lo tanto, es indispensable para su correcta utilización el contar con curvas de crecimiento normales en todos los medios en donde se utilice, ya que como vemos en la gráfica (Fig. 5) nuestro resultado es muy diferente al obtenido por Campbell en Inglaterra.

El índice de crecimiento en nuestro grupo fué obtenido por estudio de correlación, que indica que el diametro biparietal crece en razón de 1.6 mm. por semana en fetos normales, de embarazos normales graficandose tambien la media con dos errores standard sumados y restados, observandose un crecimiento constante del diametro biparietal.

En la Fig. 6 se muestra un caso individual de mediciones seriadas en un embarazo normal.

El crecimiento fetal puede ser detenido o estar disminuido en los casos de padecimientos maternos o fetales que disminuyan el intercambio a nivel placentario o la correcta utilización de las sustancias nutritivas por el feto, lo cual se traduce como un riesgo en el producto, pudiendose diagnosticar al hacer mediciones seriadas del diametro biparietal, teniendo además una relación pronóstica.

El diametro biparietal es dificil de medir antes de la semana 30, por la poca fijeza del producto y la dificil localización del polo cefálico, pero después de ésta, es indudable la ayuda que presta al obstetra como complemento diagnóstico de confianza muy amplia (los estudios estadísticos indican un índice de certeza de 85 %). La longitud obtenida estará en relación con las semanas de gestación, calculadas a partir de la última menstruación, en pacientes bien regladas y que recuerdan ésta fecha con exactitud.

El uso del ultrasonido en su modalidad B, también es un coadyuvante muy importante en la obstetricia, ya que utilizando por personas con experiencia es facil hacer el diagnóstico de embarazo a partir de la 6-8 semanas, apreciando si la evolución del mismo es correcta o existe un aborto incompleto o --

desprendimiento del huevo; en ésta época gestacional, también es factible por éste medio, hacer diagnóstico diferencial con embarazo extrauterino, mola hidatiforme, tumores uterinos u ováricos, embarazos múltiples, etc. En embarazos mayores, es muy útil conocer el sitio de implantación placentaria en casos de sangrados de tercer trimestre o cuando se hace necesaria una amniocentesis o una transfusión intrauterina.

Cada día existen inovaciones que técnicamente facilitan la obtención e interpretación de los datos obtenidos, pero es muy importante la experiencia personal de quienes la utilizan para obtener mejores resultados.

Su utilización racional y razonada debe constituir un apoyo de gran confianza como coadyuvante del diagnóstico integral en el embarazo de alto riesgo, pudiendo inclusive contar con otros indicadores del estado fetal y decidir la conducta obstétrica.

VI.- BIBLIOGRAFIA:

- 1.- Aanatas, K., Forss, M.: Determination of the biparietal diameter by ultrasound (scan B). Acta scandinav. Obst. & Gynec. 53: 121, 1974.
- 2.- Anderson, G. V., Niswanger, J. W.: Cephalometry with ultrasound. Am. J. Obst. & Gynec. 91: 563, 1965.
- 3.- Bang, J., Holm, H. H.: Ultrasonic in the demonstration of the fetal heart movements. Am. J. Obst. & Gynec. 102: 956, 1968.
- 4.- Barton, J. J.: Evaluation of the Doppler technique --- shift principle as a diagnostic aid in obstetrics. Am. J. Obst. & Gynec. 102: 563, 1968.
- 5.- Bernstine, R. L., Callagan, D. A.: Ultrasonic Doppler - inspection of the fetal heart. Am. J. Obst. & Gynec. 95: 1001, 1966.
- 6.- Bernstine, R. L.: Fetal heart studies with the ultrasonic doppler technique. Am. J. Obst. & Gynec, 102: 961, 1968.
- 7.- Bernstine, R. L.: Safety studies with ultrasonic doppler

- techniques. *Obst. & Gynec.* 34: 707, 1969.
- 8.- Bishop, E.: The doppler ultrasonic motion sensor. *Obst. & Gynec.* 28: 712, 1966.
- 9.- Bishop, E. H.: Obstetric uses of ultrasonic motion sensor. *Am. J. Obst. & Gynec.* 96: 863, 1966.
- 10.- Callagan, D. A., Rowlland, T. C., Goldman, D. E.: Ultrasonic doppler observation of the fetal heart. *Obst. & Gynec.* 23: 637, 1964.
- 11.- Campbell, S.: An improved method of the fetal cephalometry by ultrasound. *J. Obst. Gynec. Brit. Cwelth.* 75: 568, 1968.
- 12.- Campbell, S.: The prediction of the fetal maturity by ultrasonic measurement of the biparietal diameter. *J. Obst. Gynec. Brit. Cwelth.* 76: 603, 1969.
- 13.- Castillo, S. M.: Diagnostico por ultrasonido. V Jornada Bienal del I.M.S.S. Pg. 75, 1972.
- 14.- Donald, I., Brown, T. G.: Localization using physical devices and demonstration of the fetal tissue interfaces within the body by ultrasonic echo sounding. *Brit.*

- J. Radiol. 34: 539, 1960.
- 15.- Donald, I.: Ultrasonic echo sounding in obstetrical and gynecological diagnosis. Am. J. Obst. & Gynec. 93: 935, 1963.
- 16.- Donald, I.: Use of ultrasonics in obstetrics and gynecological diagnosis. 5th. World Congress of Gynecology -- and Obstetrics. Sydney. Pg. 525, 1967.
- 17.- Donald, I.: On launching a new diagnostic science. Am. J. Obst. & Gynec. 103: 609, 1969.
- 18.- Durkan, J. P., Russo, G. L.: Ultrasonic fetal cephalometry: Accuracy limitations and applications. Obst. & Gynec. 27: 399, 1966.
- 19.- Edler, I.: Some physical properties of ultrasound. Acta Med. Scandinav. 370: 11, 1961.
- 20.- Garret, W. J., Kossoff, G., Robinson, D. E.: Ultrasonic echoscopic examination in late pregnancy. Obst. & Gynec. 28: 821, 1966.
- 21.- Garret, W. J., Robinson, D. E.: Ultrasound in clinical obstetrics. Publisher Charles C. Thomas. Springfield --

Illinois. 1970.

- 22.- Garret, W. J., Robinson, D. E.: Assessment of fetal size and growth rate by ultrasonic echoscopy. *Obst. & Gynec.* 38: 525, 1971.
- 23.- Gottesfeld, K. R.: The practical application of ultrasound in obstetrics and gynecology. *Proc. Ist. Inet. -- Conf. Diag. Ultrasound. Pittsburg, 1965.*
- 24.- Gottesfeld, K. R., Thompson, H. E., Holmes, J. H., Taylor, E. S.: Ultrasonic placetography, a new method for placental localization. *Am. J. Obst. & Gynec.* 96: 539, 1966.
- 25.- Gottesfeld, K. R.: The ultrasonics diagnosis of intrauterine fetal death. *Am. J. Obst. & Gynec.* 108: 625, 1970.
- 26.- Gruenwold, P.: Chronic fetal distress an aplacental insufficiency. *Biol. Neonat.* 5: 215, 1963.
- 27.- Gruenwold, P.: Growth of the human fetus. I. Normal growth and its variations. *Am. J. Obst. & Gynec.* 94: 1112, 1966.

- 28.- Gruenwold, P., Funakawa, S., Mitani, Nishimura y Tegeuchi, S.: Influence of enviromental factors on fetal growth in man. Lancet. 1: 1026, 1967.
- 29.- Gruenwold, P.: Fetal growth as an indicator of socioeconomic change. Pub. Health. Rep. 83: 867, 1968.
- 30.- Hellman, L. M., Kobayashi, M., Fillisti, L., Lavenhar, M., Cromb, E.: Sources of error in sonografic fetal mensuration and astimation of growth. Am. J. Obst. & Gynec. 90: 662, 1967.
- 31.- Hellman, L. M., Kobayashi, M., Fillisti, L., Levenhar, M.: Growth and development of the human fetus prior to the twentieth week of gestation. Am. J. Obst. & Gynec. 103: 789, 1969.
- 32.- Hellman, L. M., Kobayashi, M., Fillisti, L., Cromb, E.: The sonografic detection of the growth and development of the human fetus. Perinatal factors affecting women development. Panamerican Health Organization. Pg. 70, 1969.
- 33.- Hibard, L. T., Anderson, G. V.: Clinical applications of ultrasonic fetal cephalometry. Obst. & Gynec. 29: 842, 1967.

- 34.- Ianniruberto, A., Gibbens, J. M.: Predicting fetal weight by ultrasonic B-scan cephalometry. *Obst. & Gynec.* - 37: 689, 1971.
- 35.- Johnson, W. L., Stegall, H. F., Lein, J. N., Rushmer, - R. F.: Detection of fetal life in early pregnancy with an ultrasonic doppler flowmeter. *Obst. & Gynec.* 26: 305, 1965.
- 36.- Jurado, G. E., Abarca, A., Osorio, R. C., Campos, O. R. Saavedra, M. A., Alvarez de los Cobos, J., Parra, J. S.: El crecimiento intrauterino. *Boletín Médico del Hosp. - Infantil (México)*. 27: 963, 1970.
- 37.- Jurado, G. E.: El crecimiento intrauterino. *Gac. med. - Mex.* 102: 227, 1971.
- 38.- Kesler, K. F., Callagan, D. A.: Ruptura of theca lutein cyst during first trimester. *Obst. & Gynec.* 29: 834, -- 1967.
- 39.- Kobayashi, M., Hellman, L. M., Fillisti, L. P.: Ultra-- sound. *Am. J. Obst. & Gynec.* 103: 1131, 1969.
- 40.- Kobayashi, M., Hellman, L. M., Fillisti, L., Cromb, E.: Placental localization by ultrasound. *Am. J. Obst. & Gy*

nec. 106: 279, 1970.

- 41.- Kohorn, E. I., Pritchard, J. W., Hobbins, J. C.: The --
safety of clinical ultrasonic examination. Obst. & Gy--
nec. 29: 834, 1967.
- 42.- Kohorn, E. I.: An evaluation of ultrasonic fetal cepha--
lometry. Am. J. Obst. & Gynec. 97: 553, 1967.
- 43.- Kohorn, E. I., Morrison, J., Aschford, C., Blackwell, -
R. J.: Ultrasonics scanning in obstetrics and gynecolo -
gy. Obst. & Gynec. 34: 515, 1969.
- 44.- Kohorn, E. I., Kaufman, M.: Sonar in the first trimes--
ter of pregnancy. Obst. & Gynec. 44: 473, 1974.
- 45.- Kratochwill, A.: Moglichkeiten der ultraschalldiagnos--
tik in der geburtshilfe una gynalogie. Wien Klin Ws--
chr. 78: 190, 1966.
- 46.- Lee, B. O., Major, F. J., Weingold, A. B.: Ultrasonic -
determination of fetal maturity at repeat cesarean sec--
tion.
- 47.- Loch, E. G.: Ultrasonic tomography in obstetrics and --
gynecology. S. Karger. Advances in obstetric and gyneco

logy. 51. 1973.

- 48.- Lowenberg, E., Amerena, L., Tommasi, E., Vargas, G. C.:
Medición del diametro biparietal por ultrasonido. Ginec.
y Obst. de Mex. 34: 535, 1973.
- 49.- Mannor, S. M., Serr, D. M., Tamari, I., Meshorer, A., -
Frei, E.: The safety of ultrasound in fetal monitoring_
Am. J. Obst. & Gynec. 113: 653, 1972.
- 50.- Murata, Y., Takomura, H., Kurachi, K.: Observation of -
fetal cardiac motion by M-mode ultrasonic cardiography.
Am. J. Obst. & Gynec. 111: 287, 1971.
- 51.- Nemes, G., Korenkyi, T. D.: Ultrasonic localization of_
the IUCD. A new technique. Am. J. Obst. & Gynec. 109: -
1219, 1971.
- 52.- Saling, E.: 7^a World Congress of gynecology and obste--
trics. Moscu, URSS, 1973.
- 53.- Sauvage, J. P., Grane, J. P., Kopta, M. M.: Difficul---
ties in the ultrasonic diagnosis of hidatyform mola. --
Obst. & Gynec. 44: 546, 1974.
- 54.- Scher, E.: Evaluation of cephalometry by ultrasound in

- breech presentation. Am. J. Obst. & Gynec. 103: 1125, -
1969.
- 55.- Stone, M. L., Weingold, A. B., Lee, B. O.: Clinical applications of ultrasound in obstetrics and gynecology. Am. J. Obst. & Gynec. 113: 1047, 1972.
- 56.- Taylor, E. S., Thompson, H. H., Gottesfeld, K. R., Holmes, J. H.: Clinical use of ultrasound in obstetrics and gynecology. Techniques. Am. J. Obst. & Gynec. 90: 655, -
1964.
- 57.- Taylor, E. S., Thompson, H. H., Gottesfeld, K. R., Holmes, J. H.: Ultrasound in gynecology and obstetrics. Am. J. Obst. & Gynec. 99: 671, 1967.
- 58.- Weiss, W., Kackson, E.: Maternal factors affecting human development. Pan. American Health Organization. Pg. 54, -
1969.
- 59.- Willocker, J., Donald, I., Campbell, S., Dunsmore, I. R.: Intrauterine growth assessed by ultrasonic cephalometry. J. Obst. Gynec. Brit. Cwlth. 74: 639, 1967.
- 60.- Winters, H. S.: Ultrasound detection of intrauterine contraceptive devices. Am. J. Obst. & Gynec. 95: 881, 1966.

61.- Wood, R. W., Loomis, A. L.: Physical and biological effects of high frequency waves. Phil. Mag. series. 4: 417, 1927.