

34  
2ej  
11205  
APES  
H. C. S. C. N.



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA  
División de Estudios de Postgrado  
H. C. S. C. N. PEMEX

DETERMINACION DEL CENTROIDE VENTRICULAR  
Y MOVILIDAD SEGMENTARIA POR RADIANES  
MEDIANTE ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL

T E S I S  
Que para obtener la Especialidad de  
C A R D I O L O G I A  
p r e s e n t a

Dr. Eduardo Santiago Uruchurtu Chavarín

Director de la Tesis: Dr. Mariano Santiago Bravo



México, D. F.

Febrero 1990

FALLA DE ORIGEN



## **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 está 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.

INDICE.-

1.- ALGUNOS ASPECTOS BASICOS DE ECOCARDIOGRAFIA.....	1
a) Ultrasonido Pulsado-Reflejado.....	1
b) Perspectivas Históricas de la Ecocardiografía....	2
c) Principios Básicos del Ultrasonido.....	2
d) Técnicas para Desarrollar el Examen.....	3
2.- INTRODUCCION.....	4
3.- JUSTIFICACION E HIPOTESIS.....	10
4.- MATERIAL Y METODO.....	11
a) Grupo Control y Grupo de Estudio.....	11
b) Criterios de Inclusión, Exclusión y Eliminación.....	11
c) Estudio Ecocardiográfico.....	11
d) Metodología de las Mediciones.....	12
e) Medición de la Movilidad Segmentaria.....	13
f) Método Estadístico.....	14
5.- RESULTADOS.....	20
6.- DISCUSION.....	38
7.- VENTAJAS, DESVENTAJAS Y CONCLUSIONES.....	47
8.- BIBLIOGRAFIA.....	48

## DETERMINACION DEL CENTROIDE VENTRICULAR Y MOVILIDAD SEGMENTARIA POR RADIANES MEDIANTE ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL.

### ALGUNOS CONCEPTOS BASICOS DE ECOCARDIOGRAFIA.-

#### Ultrasonido Pulsado Reflejado.

Una de las más importantes técnicas no invasivas para el diagnóstico cardiovascular, que proporciona información confiable y de seguridad es el ultrasonido, que se define como el sonido superior al umbral de la audición humana (20 000 Hz) es decir, ondas de sonido de alta frecuencia que son creadas por un cristal piezoeléctrico y corriente eléctrica alterna, mismas que son dirigidas al cuerpo humano para detectar límites entre estructuras de diferente impedancia acústica.(1). Esta técnica se conoce como ultrasonido pulsado-reflejado.

El ultrasonido en el rango de millones de ciclos por segundo (MHz), se ha establecido como una técnica diagnóstica de gran utilidad debido a que la radiación que se produce es no ionizante y por lo tanto inocua, detecta la posición de estructuras estáticas y en movimiento dentro del cuerpo humano. En vista de que los patrones de movimiento de los componentes del corazón se relacionan con la función y cambian este patrón en relación a enfermedades específicas, el corazón es un órgano ideal para estudiarse por medio de ultrasonido. La transmisión de ultrasonido pulsado a través del corazón, con la detección de los ecos de retorno que detallan la posición y el movimiento de las interfaces acústicas cardíacas, se conoce como ULTRASONIDO CARDIACO o ECOCARDIOGRAFIA.

Existen en la actualidad 3 modalidades de Ultrasonido Cardíaco:

Ecocardiografía Modo-M (M = movimiento), la cual es la técnica original de ecocardiografía. Utiliza un haz de ultrasonido angosto, mismo que reproduce una imagen en una sola dimensión de la estructura a la que fue dirigido las ondas de sonido.

Ecocardiografía Bidimensional es un sistema para el registro espacial de la imagen del corazón, emitiendo el sonido en un movimiento de arco reproduciendo cortes o planos tomográficos de las estructuras cardíacas.

Ultrasonido Doppler rastrea el flujo sanguíneo a través del corazón y grandes vasos. En los últimos años se ha desarrollado la técnica de doppler color con la que se registra el flujo sanguíneo sobre una imagen bidimensional en un espectro de colores, que dependen de la dirección del flujo. (1)

#### Perspectivas Históricas de la Ecocardiografía.

Los principios del ultrasonido diagnóstico tienen sus raíces en el sonar naval, que utiliza impulsos de sonido para detectar objetos y medir distancias dentro del agua; el uso de ondas ultrasónicas de alta frecuencia como una herramienta diagnóstica en medicina es relativamente reciente. En 1958, Keidel fue uno de los primeros investigadores en utilizar el ultrasonido para examinar el corazón, sin embargo no fue sino hasta mediados de los 50s, que Edler y Hertz utilizaron el ultrasonido pulsado en la descripción de aspectos anatómicos de este órgano. La Ecocardiografía se popularizó en los Estados Unidos por Holmes en 1957, utilizando esta técnica en el estudio de la estenosis mitral, posteriormente su aplicación se extendió al estudio del derrame pericárdico y en la valoración de las dimensiones de las cavidades cardíacas.

Un mayor desarrollo de esta técnica se obtuvo con la introducción de la ecocardiografía bidimensional, los investigadores más activos de esta área fueron Elbina y Bom a mitad de la década de los 60s.

El siguiente paso importante en el desarrollo de la Ecocardiografía fue la adición del Doppler pulsado por Baker en 1988, lo que ha dado sonido a la imagen ecocardiográfica. Posteriormente se ha desarrollado el doppler continuo y el doppler color.

Los últimos pasos en el espectro evolucionario de esta técnica es el ultrasonido digital, por medio del cual se obtienen imágenes útiles en análisis cuantitativos y caracterización de tejidos, así como el uso de la ecocardiografía con transductor intraesofágico. (1)

#### Principios Básicos del Ultrasonido.

La Ecocardiografía Modo M y Bidimensional se basan en los mismos fundamentos ultrasónicos. El circuito básico del sistema de

ultrasonido origina que el transductor, que contiene uno o más cristales con propiedades piezo-eléctricas, funcione como transmisor y receptor de ultrasonido. Una vez que el transductor es colocado en la piel, un timer en el transmisor regula la duración y la frecuencia del impulso ultrasónico. Durante la transmisión de un ciclo, el circuito electrónico produce de 500 a 1500 pulsos por segundo de corriente alterna, originado que el cristal piezo-eléctrico vibre a una muy alta frecuencia. Durante el ciclo de recepción que es más largo, el mismo cristal piezo-eléctrico detecta las vibraciones de ultrasonido y las transforma en una señal eléctrica que puede ser amplificada y apropiadamente reproducida en imagen. La diferencia entre la técnica Modo M y bidimensional, radica en que la primera reproduce una imagen en una dimensión de la estructura blanco que no semeja las estructuras cardíacas, mientras que la segunda proporciona una vista panorámica del corazón que resulta en imágenes tomográficas anatómicamente reconocibles.

La Ecocardiografía clínica requiere de ultrasonido de alta frecuencia (2 a 5 MHz), a medida que el sonido llega a la estructura cardíaca, una porción es reflejada de regreso al receptor. Debido a que la velocidad del sonido en el cuerpo es conocida (1540 m/seg), el tiempo que tarda el sonido de viajar a la estructura cardíaca y regresar al receptor permite la determinación de la distancia entre esta estructura y el transmisor.

La cantidad de energía de ultrasonido que pasa a través del tejido es mínima, ya que el transductor actúa como transmisor menos del 1% del tiempo y como receptor el 99% del tiempo, de tal suerte que no es posible producir daño tisular con la técnica de ecocardiografía clínica. (1)

#### Técnicas para Desarrollar el Examen.

El paciente se coloca en una cama de colchón firme de hule espuma, el cual debe de tener un agujero semicircular en el lado izquierdo que permita introducir la mano izquierda del examinador con el objeto de aplicar el transductor en la región del apex. El paciente debe colocarse sobre el colchón en posición supina o en la posición de decúbito lateral izquierdo, con la cabecera levantada a 30 grados. El

contacto entre el transductor y la piel debe ser libre de aire para lo que se utiliza una crema conductora.

Dependiendo de la colocación del transductor, podemos obtener 4 posiciones diferentes:

a) Paraesternal.- se obtiene colocando el transductor en el 3o o 4o espacio intercostal en la región paraesternal izquierda, y dependiendo de la rotación del transductor podemos obtener la imagen en el eje largo del corazón en que podemos visualizar todo el ventrículo izquierdo, el tracto de entrada y de salida del ventrículo derecho, o en el eje corto en el que podemos visualizar el apex y músculos papilares del ventrículo izquierdo, valvas de la mitral, tracto de salida del ventrículo izquierdo, grandes vasos y la bifurcación de la arteria pulmonar.

b) Apical.- Se obtiene colocando el transductor sobre el sitio donde se palpa el apex y de acuerdo a la rotación y angulación del mismo, podemos obtener la imagen de 2 (ventrículo y aurícula izquierdas), 4 (ambas aurículas y ventrículos) y 5 cámaras (4 cavidades y aorta).

c) Subxifoidea.- El transductor se coloca en la región subxifoidea a nivel de la línea media o discretamente a la derecha de la línea media y de acuerdo a la rotación se obtiene el eje corto y el eje largo. Es particularmente útil en pacientes enfisematosos y es posible visualizar la vena cava inferior, la vena hepática, tracto de entrada de ambos ventrículos, ventrículo izquierdo-aorta, tracto de entrada del ventrículo derecho.

d) Supraesternal.- Se coloca el transductor en el hueco supraesternal, permite la visualización de la aorta y arteria pulmonar en eje corto y eje largo, así como la aorta y vena cava superior en eje corto y largo.(2)

## INTRODUCCION.-

El estudio de la movilidad segmentaria del músculo cardiaco y sus alteraciones se inició con Tennant y Wiggers, quienes observaron que la ligadura aguda de un vaso coronario, resultaba en la pérdida de la contracción miocárdica en la región irrigada por dicho vaso. (3)

A pesar de que el estudio cualitativo de la movilidad de la pared del ventrículo izquierdo ha sido de gran utilidad en la clínica, es inadecuado para la evaluación de intervenciones médicas o quirúrgicas en el miocardio isquémico, para lo cual se requiere de un método cuantitativo (4).

Con este fin, la movilidad segmentaria del ventrículo izquierdo, se ha estudiado cuantitativamente por diversas técnicas que incluyen: la cineangiografía utilizando medio de contraste, la ventriculografía con radionúclidos, marcadores intramiocárdicos colocados durante un procedimiento quirúrgico (5), ecocardiografía bidimensional y recientemente se ha cuantificado esta modalidad con la medición del engrosamiento de la pared utilizando Eco 2-D o transductores Doppler epicárdicos (4).

En ecocardiografía se han empleado métodos cualitativos y cuantitativos en la evaluación de la isquemia miocárdica, pero en relación a éstos últimos, la mayoría de los estudios han hecho mediciones del desplazamiento del endocardio o del epicardio (sistemas de referencia) en el eje corto parasternal, durante la disfunción isquémica severa (acinesia o discinesia), sin llevarse a cabo comparaciones con una medición independiente de la función regional (4). En condiciones de isquemia miocárdica en perros conscientes, también se han realizado mediciones del engrosamiento o adelgazamiento de la pared (6,7), con el uso de Doppler probes colocados en el epicardio. (8,7)

El primer problema en la cuantificación de la movilidad segmentaria por ecocardiografía es el escoger el sistema de referencia es decir, saber si se va a utilizar el desplazamiento del endocardio o del epicardio para las mediciones, ya que experiencia previa ha mostrado que la amplitud de movimiento para las diferentes segmentos del miocardio varían como una función del sistema de referencia.(9).



El otro problema de importancia y quizá el más difícil de resolver, sea la localización del centro elíptico del corazón, debido a que durante la contracción el corazón presenta un desplazamiento anterior, movimiento de traslación y de rotación, algunos segmentos se contraen más que otros y la respiración contribuye también en forma pasiva a la movilidad cardiaca intratorácica (6); estos movimientos desplazan el centro en diferentes direcciones durante la sístole. La importancia de su localización adecuada en el espacio radica en que a partir del centro elíptico o centroide como lo llamaremos en este estudio, se trazan los radios o radianes útiles para la cuantificación de la movilidad segmentaria en base al acortamiento que presentan.

No existe dificultad para localización del centroide en la diástole, sin embargo cuando tiene lugar la sístole, por los movimientos intratorácicos del corazón, se dificulta enormemente localizar el centroide en el mismo sitio espacial en relación a las estructuras del corazón; para poder solucionar este problema, necesitaríamos de una estructura cardiaca que fuese inmóvil durante todo el ciclo cardiaco a partir del cual localizaríamos el centroide y trazaríamos el primer radián en diástole y, con la misma medida y angulación de éste radián trazado a partir de este punto "inmóvil", localizaríamos el centroide de la sístole; ésta estructura no existe, con esta misma finalidad en estudios en perros se han utilizado marcadores intramiocárdicos (10).

En estudios clínicos, se han estudiado los puntos de menor movilidad dentro del corazón para ser utilizados como puntos de referencia, a partir de los cuales se puede localizar el centroide en el punto intermedio de un diámetro que divida la cavidad ventricular en dos, mismo que se traza desde el punto de referencia hasta su intersección con el sistema de referencia (endocardio o epicardio) en el punto más contralateral. Estos puntos de menor movilidad corresponden al músculo papilar posterior y a la unión del endocardio del ventrículo derecho con el septum interventricular en el eje corto y la inserción basal de la valva anterior de la mitral, así como el pericardio de la punta en el eje apical de cuatro cámaras (9).  
Dependiendo del sistema y puntos de referencia

utilizados, se han ideado diversos métodos para localizar el centroide y medir la movilidad segmentaria, que serán descritos más adelante

Una vez que se ha determinado la localización del centro elíptico o centroide, se puedan trazar radios o radianes con intervalos que van desde los 5 hasta los 90 grados hasta su intersección con el endocardio o el epicardio dependiendo del sistema de referencia utilizado, de ésta manera la cavidad ventricular se divide en cuadrantes, octantes, dodecantes, etc. De ésta forma se podrá efectuar las mediciones de la movilidad segmentaria de acuerdo al porcentaje de acortamiento de los radios o áreas limitadas por dos radios que se presenta durante la contracción.

En la cuantificación de la movilidad segmentaria del músculo cardiaco, basicamente se han utilizados dos métodos conocidos como:

a) Método de Flotación.- Consiste en localizar en forma independiente en sístole y diástole el centroide, en el punto intermedio de un diámetro que va desde un punto de referencia hasta el punto mas contralateral del sistema de referencia (figura 1), a partir del centroide se trazan los radianes hasta su intersección con el sistema de referencia utilizado. Posteriormente se sobrepone el contorno del endocardio o del epicardio de ambas fases, corrigiendo con esto el movimiento de traslación o simultaneamente el movimiento de traslación y de rotación (11,12) (figura 2).

b) Método de Fijación Externa.- Consiste en localizar el centroide y trazar los radianes en la diástole de la misma forma que con el método anterior, mismos que sin efectuar ninguna corrección en los movimientos de rotación y traslación son utilizados con la misma situación en sístole hasta su intersección con el endocardio o epicardio (11,12) (figura 3) Con éste metodo la confiabilidad puede ser baja en presencia de cambios importantes en la movilidad cardiaca intratorácica.

Para efectuar las mediciones, se han utilizado el eje corto a nivel de corte de los musculos papilares o a nivel de la válvula mitral y el eje eje apical de 4 camaras a nivel del plano de las valvas de la mitral.(11,12). El número de radianes utilizados que dividen la cavidad ventricular en cuadrantes (90 grados), octantes (45 grados) o

dodecantes (22,5 grados) y a graduaciones hasta de 5 grados (9), ha sido valorado en diferentes estudios (3,4,12), siendo la división en octantes la de mayor sensibilidad, la división en dodecantes o intervalos menores no ofrece mayor sensibilidad (12,9).

Combinando los métodos conocidos para localizar el centroide, el método para medir el engrosamiento de la pared (6,7,8,13), los dos sistemas de referencia y ejes utilizados, nivel de corte, los diferentes puntos de referencia, el uso de radios o áreas localizadas entre dos radios (6,7,11,12) e intervalos de los radios, ha surgido un gran número de variantes para realizar las mediciones que han sido evaluadas y comparadas en cuanto a sensibilidad y especificidad para detectar cambios en la movilidad segmentaria (6,9,12,13). Schnittger en un estudio que analiza 44 métodos de referencia, concluye que el método de flotación a nivel de la válvula mitral es óptimo para realizar las mediciones tanto en el eje corto paraesternal y el eje apical de 4 cámaras, y que el método de fijación externa es óptimo en el eje corto a nivel de los músculos papilares; los métodos de medición por áreas brindan la misma especificidad y sensibilidad que los métodos por radios a intervalos de 5 a 45 grados con variaciones diarias en el promedio de contracción de 7 a 9% en las mediciones por radios (9). Nosotros consideramos que el método de flotación debe ser superior en su sensibilidad al de fijación externa en el eje corto a nivel de los músculos papilares si se compensan adecuadamente los movimientos intratorácicos del corazón y si se cuantifica adecuadamente el movimiento del músculo papilar posterior para poder localizar el centroide en sístole sobre el diámetro trazado entre músculo papilar posterior y el endocardio o epicardio contralateral. Se ha visto que las mediciones con nivel de corte en los músculos papilares es superior en sensibilidad al plano de la válvula mitral, ya que éste último es un nivel de corte muy basal.

Los estudios de movilidad segmentaria de Haenchen demostraron que la movilidad de las paredes del ventrículo izquierdo aumenta de la base a la punta, ya que en la base predominan fibras circulares, mientras que a nivel de los músculos papilares hasta la punta predominan fibras longitudinales (5). Este patrón de movimiento es

más evidente en el septum, pared anterior y posterior del ventrículo izquierdo y origina una mayor movilidad relativa del apex, sin embargo esta región es la que menos contribuye al volumen sistólico debido a que el cambio sistólico absoluto en relación a el área seccional es el menor.

Los primeros estudios realizados de movilidad segmentaria se efectuaron en pacientes con infarto utilizando como controles individuos sanos (11,12). En los últimos años ésta metodología se ha incorporado a sistemas computarizados digitales que facilitan las mediciones (9). A nivel experimental se han realizado estudios en perros anestasiados, a los cuales se liga una de las arterias coronarias durante intervalos de tiempo que varían desde los 5 hasta los 45 minutos, para determinar la extensión de la isquemia o de infarto midiendo la movilidad segmentaria por ecocardiografía (3,4,6,13). También se han hecho estudios de seguimiento del infarto al miocardio con lo métodos referidos (14).

**JUSTIFICACION E HIPOTESIS.-**

Como ha sido demostrado por diversos autores la isquemia y el infarto provocan trastornos en la movilidad que pueden ser de hipocinesia, acinesia o discinesia. Los estudios de los que hemos hablado previamente, revelan resultados con variaciones importantes en cuanto a sensibilidad y especificidad en relación a la metodología, sistemas de referencia, puntos de referencia, ejes y cortes utilizados; los resultados tambien en ocasiones son contradictorios. Esto nos revela en forma indirecta que los métodos utilizados no son del todo precisos, como para desplazar los estudios ventriculográficos de contraste o con radioisótopos en evaluaciones de seguimiento de pacientes con infarto o sometidos a intervenciones terapéuticas. De esto derivó nuestro interés de utilizar un nuevo método ecocardiográfico que denominamos "Uso de Angulos", para la localización del centroide como punto de partida del trazo de radianes y tomando como puntos de referencia los puntos de menor movilidad, que compensa adecuadamente los movimientos de traslación y de rotación, así como el movimiento del punto de referencia y utilizando como sistema de referencia el endocardio. Consideramos que éste método identifica adecuadamente trastornos de la movilidad segmentaria en pacientes con cardiopatía isquémica y es más sensible que los métodos descritos.

## MATERIAL Y METODO.-

### Grupo Control y Grupo de Estudio.-

En el periodo comprendido entre los meses de mayo y julio de 1989, se estudiaron 25 pacientes divididos en tres grupos: A) 8 individuos sanos considerados como grupo control, B) 8 con isquemia y C) 9 con infarto.

Los criterios de inclusión, exclusión y eliminación fueron:

**Inclusión.-** En el grupo A, individuos menores de 35 años de edad, de complejión ectomesomórfica y sin evidencia de alguna enfermedad aguda o crónica con repercusión en el corazón. En el grupo B, individuos con manifestaciones clínicas y electrocardiográficas de angina estable o inestable, con o sin tratamiento médico. En el grupo C, individuos con evidencia clínica y electrocardiográfica de infarto antiguo o reciente, todos ellos se encontraban con tratamiento médico y algunos de ellos se encontraban en programa de rehabilitación.

**Exclusión.-** Todos aquellos individuos, con evidencia de alguna otra cardiopatía o enfermedad aguda o crónica, con repercusión en la movilidad segmentaria endocárdica. Pacientes con angina inestable en fase aguda. Pacientes con infarto en las primeras horas de evolución.

**Eliminación.-** Estudios en los que las imágenes, no fueron útiles para la limitación lineal del endocardio o para la identificación de los puntos de referencia.

### Estudio Ecocardiográfico.-

En cada uno de los individuos de los 3 grupos, se practicó estudio ecocardiográfico modo M y bidimensional (2-D), en decúbito lateral izquierdo y elevación de la cabecera a 30 grados, con una máquina Electronics for Medicine de Honeywell, utilizando un transductor de 2.5 MHz-ND, grabándose las imágenes en videocassette UHS con una videograbadora Panasonic. Los cortes realizados para la limitación del endocardio fueron: eje corto paraesternal y apical 4 cámaras, de acuerdo a los criterios de la American Society of Echocardiography. En este último eje, se efectuó tensiometría al 33% con un esfigmomanómetro durante 2 minutos. Cada una de las grabaciones se

efectuó a la mitad de la espiración, para eliminar la movillidad pasiva provocada por la respiración.

Para la limitación del endocardio, localización del centroide, determinación y medición de los radianes, se congelaron las imágenes más nítidas de la diástole y sístole tardías de un ciclo cardíaco, relacionadas con la onda R y final de la onda T del ECG respectivamente, mismas que fueron impresas en papel para cada uno de los ejes estudiados.

#### Metodología de las Mediciones.-

Revisamos las imágenes grabadas en tiempo real, a doble velocidad, velocidad lenta y cuadro por cuadro, limitando linealmente el endocardio en las imágenes impresas. En la imagen diastólica del eje corto, prolongamos las ramas del abanico hasta su intersección denominándose éste punto "A" ( figura 4 ), mismo que utilizamos como punto de fijación para compensar el movimiento de traslación.

Trazamos líneas del punto "A" al músculo papilar posterior ("MP ") y de éste, al punto más externo del endocardio contralateral formándose el ángulo "Alfa", dividiendo la segunda semirecta (diámetro " C ") al ventrículo en dos. En el sitio medio de éste diámetro, localizamos el centroide diastólico, el radio situado entre el centroide y el músculo papilar posterior correspondió al "radián 1". Usando hojas plásticas transparentes, copiamos las imágenes en diástole para sobreponerlas a la sístole, y con el desplazamiento horario o antihorario del mismo abanico se formó el ángulo " Beta ", útil para cuantificar el ángulo de rotación.

Los trazos en la imagen en sístole son iguales a los de la diástole. Al ángulo " Alfa " se sumó el ángulo " Beta " para los que tenían rotación horaria y se restó en caso de rotación antihoraria. Se midió el desplazamiento del músculo papilar posterior hacia la línea media y se restó al valor del radián 1 en diástole para compensar su movimiento y evitar desplazamiento del centroide, con el resultado de ésta sustracción localizamos el centroide y el radián 1 de la sístole. A partir del radián 1 en diástole y sístole trazamos el resto de los radianes a 45 grados en sentido horario, hasta completar 8.

En el eje apical de 4 cámaras, utilizamos un sistema de medición similar (figura 5), siendo el vértice del ángulo " Alfa " la inserción basal de la valva anterior de la mitral (" UAM " ), colocándose la segunda semirecta a nivel del plano del anillo valvular mitral. En el punto medio del anillo valvular mitral, al trazar verticalmente a 90 grados una línea conocida como " C", se formó un segundo ángulo denominado " Theta ", dividiéndose la cavidad en dos. En el punto medio de ésta línea se marcó el centroide de la diástole.

Repetiendo los trazos de la diástole en sístole incluyendo la sobreposición de la imagen diastólica en hoja transparente, el ángulo " Beta " se sumó o restó al ángulo " Alfa ". Medimos el desplazamiento de la inserción basal de la valva anterior mitral hacia la línea media, su valor lo restamos al segmento entre el punto " UAM " y el vértice del ángulo " Theta", para compensar su movimiento. Con el valor resultante, localizamos el vértice de " Theta ", a partir del cual se trazó a 90 grados la línea " C " de la sístole. Con la distancia medida entre el pericardio de la punta (punto de referencia similar al músculo papilar posterior ) y el centroide en diástole, se localizó el centroide sistólico sobre la línea " C ". La línea entre el centroide y el vértice del ángulo "Theta" en sístole y diástole correspondió al radián 8, a partir del cual se trazaron los 7 restantes.

#### Medición de la Movilidad Segmentaria.-

Los radianes obtenidos en sístole y diástole del eje corto, apical 4 cámaras y apical 4 cámaras con tensiometría, fueron medidos en mm de desplazamiento y calculamos el acortamiento porcentual con la siguiente fórmula:

$$\frac{\text{radio diastólico} - \text{radio sistólico}}{\text{radio diastólico}} \times 100$$

Con los valores obtenidos en los individuos sanos calculamos la media de acortamiento porcentual para cada uno de los radianes y usamos el primer múltiplo de 5 por abajo de la primera desviación

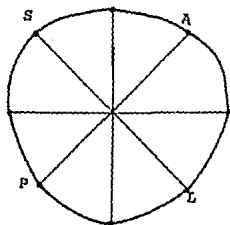


estandar, de la media de acortamiento porcentual de cada uno de los radianes, para determinar el porcentaje de acortamiento mínimo normal de los radianes en forma individual, definiéndose como hipocinesia a los valores inferiores a éste, acinesia entre -1 y +1% y discinesia al acortamiento inferior a -1%.

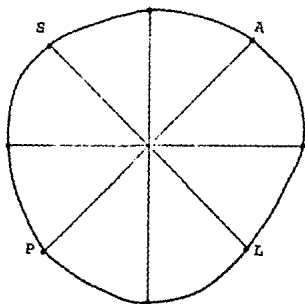
Método Estadístico.-

Se calculó la desviación estandar (SD), correlación y regresión lineal ("t" student), así como la sensibilidad y especificidad (Bayes) con un sistema de computadora personal IBM y un programa denominado Biostatistics.

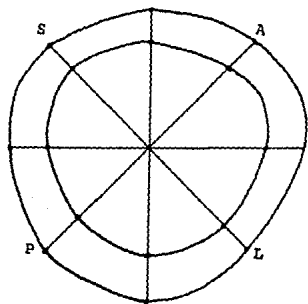
FLOTACION



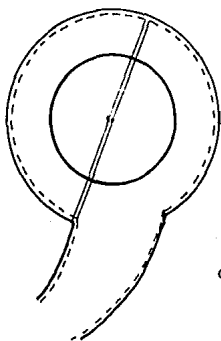
Fijar Ejes Sistólicos



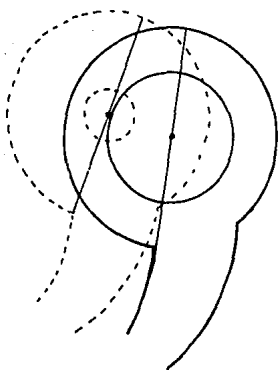
Fijar Ejes Diastólicos



Sobreponer Centros y Ejes

CORRECCION, ROTACION Y TRASLACION.

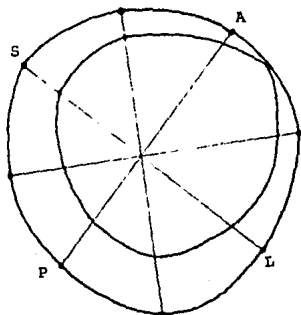
CORREGIDO



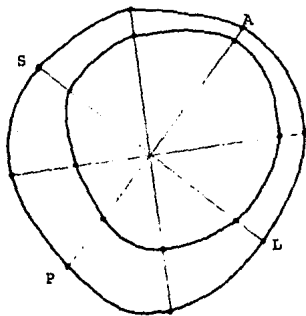
NO CORREGIDO

FIJACION EXTERNA

Fijar Ejes Diastólicos



Encontrar puntos de Intersección Sistólica



METODOLOGIA:

## MEDICIONES Y DISTRIBUCION DE LOS RADIANTES.

## EJE CORTO.

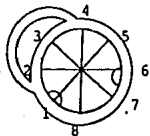
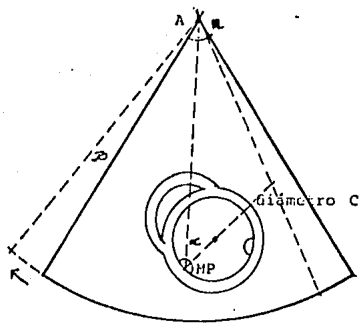


Figura.- 4

METODOLOGIA:MEDICION Y DISTRIBUCION DE  
LOS RADIANTES

## APICAL 4 CAMARAS

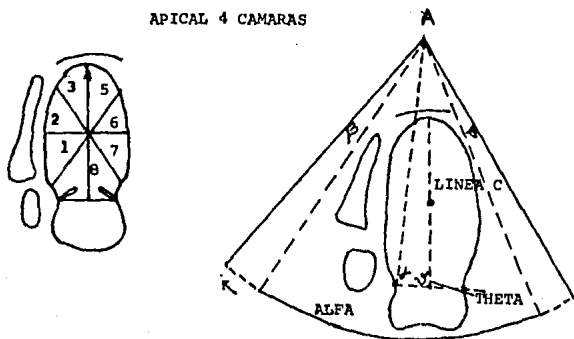


FIGURA.- 5

## RESULTADOS.-

Se estudiaron un total de 25 individuos con edad promedio de 52 + 15 años. Los promedios de edad por grupos fueron: A) 29 + 7 años, B) 57 + 8 y C) 52 + 10. Del total fueron 5 mujeres (20%), una en el grupo A y las otras 4 en el grupo B. El grupo C estuvo formado por 6 pacientes (66%) con infarto anterior y 3 (33.3%) con infarto de localización inferior.

La Fracción de expulsión calculada de los 3 grupos fué: grupo A 67 + 9, grupo B 66 + 9.7 y grupo C 56 + 16.1 % ( $p < 0.02$ ) (fig. 6)

Los grados de rotación promedio en sentido horario para el eje corto fué de 2.92 + 3.4 grados. En el grupo A de 3.9 + 1.5, en el B 3.2 + 2.5 y para el C de 1.3 + 5.1 ( $p < 0.1$ ), solo 2 pacientes con infarto anterior y un paciente con infarto inferior tuvieron rotación antihoraria (-6, -3 grados y -6 respectivamente). Los grados de rotación horaria en el eje apical de 4 cámaras fueron de .5 + 3.6. En el grupo A de .5 + 2.9, en el B de .58 + 4.1 y en el C de -.81 + 3.6, en este corte 9 pacientes mostraron rotación antihoraria.

La distancia intercentroides promedio, entre nuestro método versus el de Flotación, que representa la distancia existente entre el centroide localizado por ambos métodos en la sístole fué de 1.36 + .9 mm. En el grupo A) de 1.06 + .8 mm ( $r = .97$ ,  $p < 0.5$ ) (fig. 7), incluyendo a los grupos B + C de 1.2 + 1.35 ( $r = .97$ ,  $p < 0.5$ ) (fig. 8). Al compararlo con el método de Fijación Externa, la variabilidad promedio fue de 2.84 + 1.6 mm. En el grupo A de 1.3 + .92 mm ( $r = .95$ ,  $p < 0.1$ ) (fig. 9) y en el grupo B + C de 3.1 + 1.7 ( $r = .91$ ,  $p = < .0001$ ) (fig 10).

Los valores promedio de acortamiento porcentual en el eje corto fueron: grupo A) 33 + 7.1, B) 32 + 12, C) 28 + 8.1 ( $p < 0.01$ ) (fig. 11). En el eje apical de 4 cámaras grupo A) 26 + 4.7, B) 24 + 5.8 ( $p < 0.2$ ) y C) 16 + 7 ( $p < 0.001$ ) (Fig. 12). En el eje apical de 4 cámaras + Tensiometría grupo A) 27 + 7.3, B) 18 + 5 ( $p = < .01$ ) y C 17 + 4.7 ( $p = < .0001$ ) (fig. 13). Utilizando el método de Flotación en el eje corto, los valores fueron: grupo A) 32 + 5, B) 30 + 3.6 ( $p < 0.6$ ) y C 28.7 + 5 ( $p < 0.1$ ) (fig. 14). El promedio de acortamiento porcentual mínimo normal de todos los radianes para los 3 ejes, en individuos sanos (acortamiento porcentual mínimo normal = primer

múltiplo de 5 por debajo de la 1a SD de la media de acortamiento porcentual), fue de 19,13 y 14% respectivamente y el promedio de acortamiento porcentual menos dos desviaciones en los tres ejes estandar fué de 19,17,14% (tabla 1).

En el grupo A se analizaron un total de 256 radianes, se detectaron 13 (6.7%) zonas de hipomovilidad (hipocinesia, acinesia y discinesia) distribuidas en los tres ejes, mismas que representan las falsas positivas. En este grupo de individuos, en el eje corto con el método "Uso de Angulos" se detectaron 4 zonas de hipocinesia y con el método de "Flotación" 8 zonas de hipocinesia. En el grupo B de un total de 256 radianes, se detectaron 57 zonas de hipomovilidad que representan el (29.6%) ( $p < 0.01$ ) y en el grupo C de 272 radianes 77 zonas de hipomovilidad (39.5%) ( $p < 0.001$ ). En los pacientes con isquemia e infarto en el eje corto se detectó trastornos de la movilidad segmentaria en el 50 y 88% respectivamente, en el eje apical 4 cámaras en el 87 y 100% de los pacientes y en el eje apical de 4 cámaras mas tensiometría en el 100%. El número total de radianes analizados en los tres grupos de estudio, en los tres ejes y con los dos métodos fue de 784. Nuestra sensibilidad y especificidad fué del 88 y 93%, por el método de flotación fué de 66 y 87% respectivamente.

Los radianes más afectados en la movilidad segmentaria en el eje corto fueron: 2,3,4 y 8; en el apical 4 cámaras fueron: 1,2,3 y 4, todos ellos correspondientes al septum interventricular, pared anterior y pared posterior; con la tensiometría se incrementaron estos trastornos en los radianes correspondientes a la pared lateral (5,6 y 7) (figuras 16,18,19).

En las curvas de movilidad segmentaria en el eje corto y apical 4 cámaras (figuras 11,12), la curvas de los pacientes con isquemia son similares a la curva de los individuos sanos, la curvas de los pacientes con infarto se aproximan en estos ejes a la curva de acortamiento porcentual mínimo normal, particularmente en los radianes correspondientes al septum interventricular y su diferencia con la de los individuos sanos es estadísticamente significativa ( $p < 0.01$  y  $p < 0.001$ ). En el eje corto con el Método de Flotación (fig. 14) el patrón de las curvas cambia en comparación a la



obtenidas con nuestro método, y la curva de los pacientes con infarto no es estadísticamente significativa. En el eje apical de 4 cámaras con tensiometría (fig. 13), las curvas de isquemia e infarto se aproximan a la curva de acortamiento porcentual mínimo normal y ambas son estadísticamente significativas ( $p < 0.01$  y  $p < 0.0001$ ). En la curvas de movilidad segmentaria de los pacientes con infarto anterior y con infarto inferior (fig. 15) es interesante observar el cruzamiento de ambas curvas, lo que está en relación a la localización del infarto en los radianes correspondientes y al aumento de la movilidad en las zonas contralaterales al infarto (zonas control).

En las gráficas de Por ciento de Pacientes con Trastornos de la Movilidad, que representan el porcentaje de pacientes que presentan trastornos en la movilidad para cada uno de los radianes estudiados, se pueden apreciar las falsas positivas gráficamente en los valores correspondientes a los individuos sanos, el porcentaje de sanos con trastornos de la movilidad en el eje corto es mayor por el método de flotación (fig 17). Al comparar las gráficas en eje corto entre nuestro método y el método de Flotación (figs. 16,17), el porcentaje de pacientes afectados cambia, con el método de flotación hay un mayor porcentaje con trastornos de la movilidad en la pared anterior y lateral en los pacientes con isquemia y disminuye el porcentaje de pacientes con infarto. En las gráficas correspondientes al eje apical de 4 cámaras (fig. 18) es evidente el mayor porcentaje de pacientes afectados en los radianes del septum Interventricular y apex; al comparar ésta gráfica con el eje apical de 4 cámaras con tensiometría (fig. 19) se incrementa el porcentaje de pacientes con trastornos de la movilidad particularmente en pacientes con isquemia. En la gráfica de los pacientes con infarto disminuye el porcentaje de pacientes en los radianes correspondientes al septum interventricular y apex y aumenta significativamente en la pared lateral.

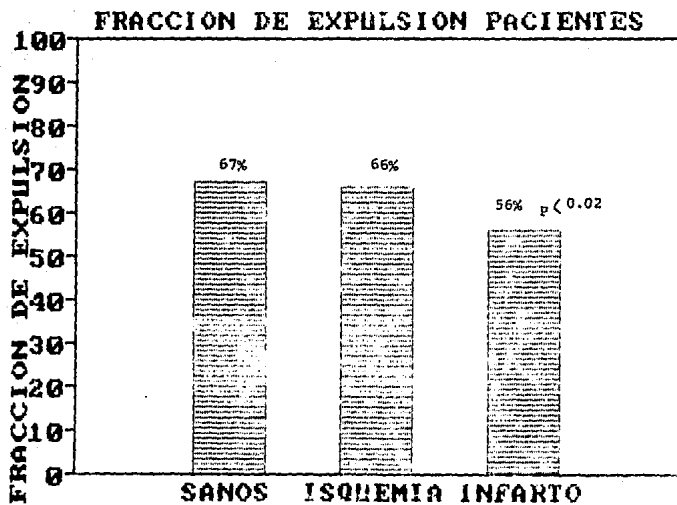
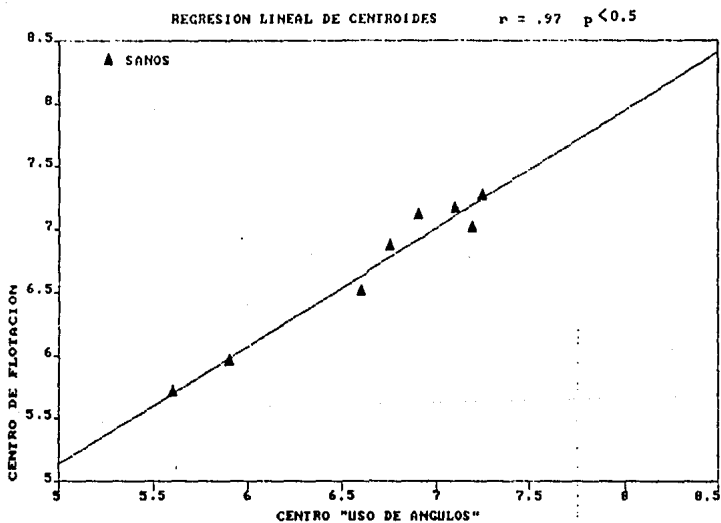


FIG.- 6

FIG.7 -- Correlación y Regresión Lineal de la distancia intercentroides por: Método Uso de Angulos y Método de Flotación.



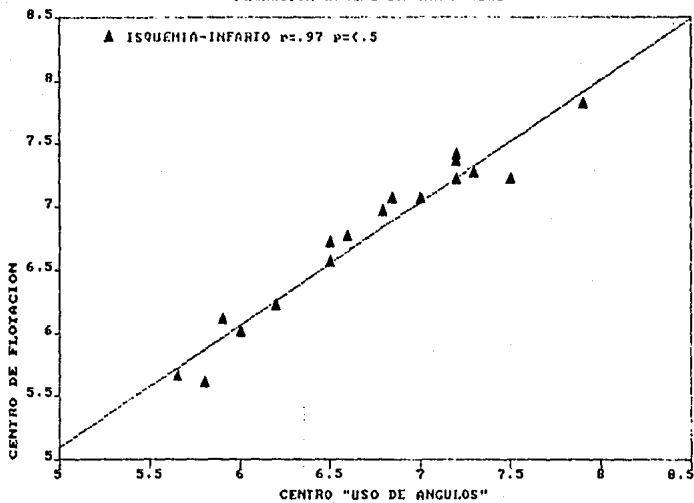
THE REGRESSION POLYNOMIAL OF LINE 1 -

$$(4.535E-01) + (9.357E-01) \cdot X$$

THE VARIANCE - 1.240E-02

FIG. 8 .- CORRELACION Y REGRESION LINEAL DE  
LA DISTANCIA INTERCENTROIDES POR:  
METODO USO DE ANGULOS Y METCDO DE  
FLOTACION.

REGRESION LINEAL DE CENTROIDES

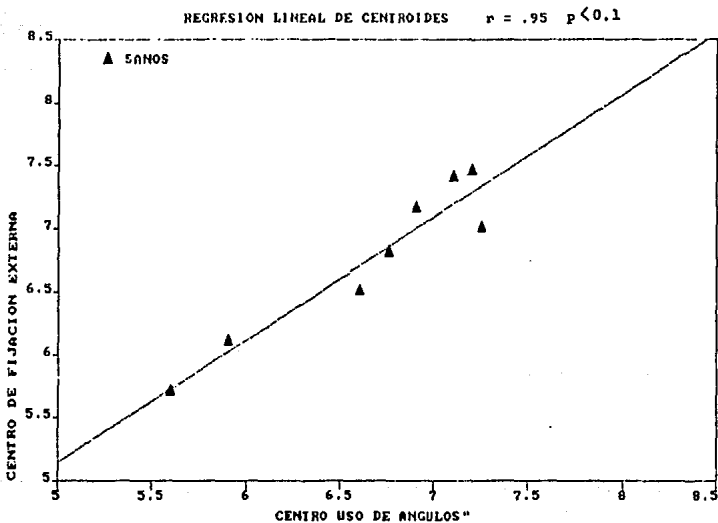


THE REGRESSION POLYNOMIAL OF LINE 1 -

$$( 2.498E-01) + ( 9.659E-01)*X$$

THE VARIANCE - 1.978E-02

FIG. 9.- Correlación y Regresión Lineal de la distancia intercentroides por: Método Uso de Angulos y Método de Fijación Externa.



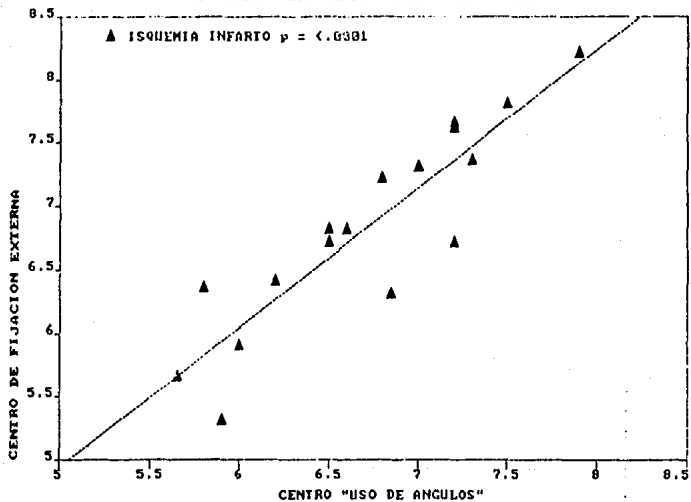
THE REGRESSION POLYNOMIAL OF LINE 1 -

$$(2.790E-01) + (9.731E-01)*X$$

THE VARIANCE - 3.226E-02

FIG.10.- CORRELACION Y REGRESION LINEAL DE  
LA DISTANCIA INTERCENTROIDES POR:  
METODO USO DE ANGULOS Y METODO DE  
FIJACION EXTERNA.

REGRESION LINEAL DE CENTROIDIS  $r = .91$



THE REGRESSION POLYNOMIAL OF LINE 1 -

$$(-5.554E-01) + (1.099E+00) * X$$

THE VARIANCE - 1.148E-01

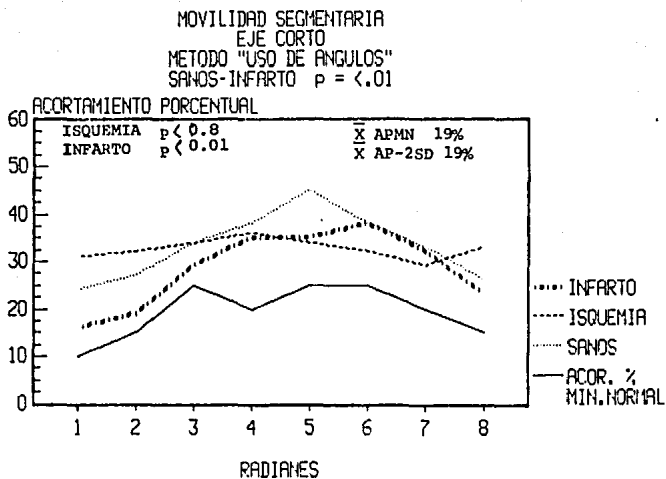


Figura . -11

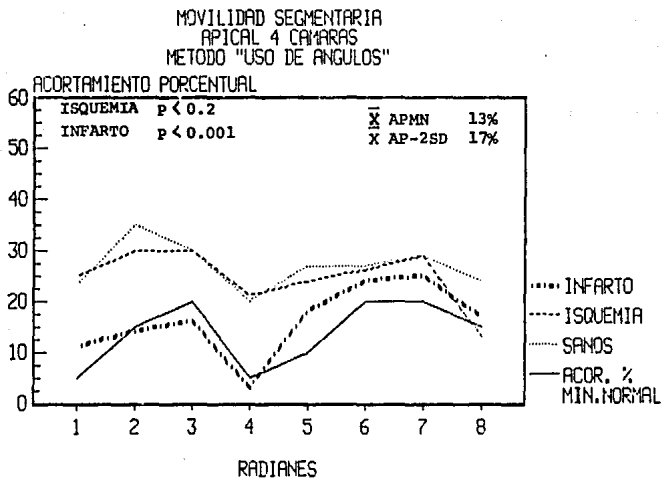


Figura.- 12



MOVILIDAD SEGMENTARIA  
 APICAL 4 CAMARAS + TENSIOMETRIA  
 METODO "USO DE ANGULOS"  
 SANOS - INFARTO  $P = < 0.0001$

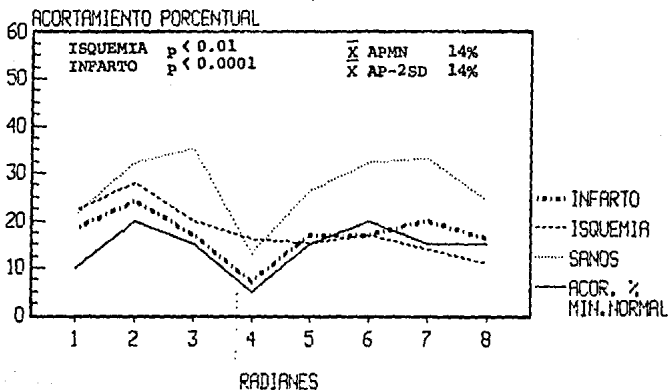


Figura.- 13

MOVILIDAD SEGMENTARIA  
EJE CORTO  
METODO DE FLOTACION

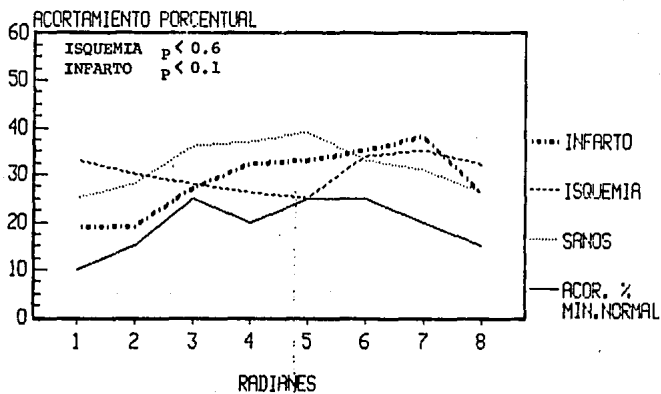


Figura .- 14

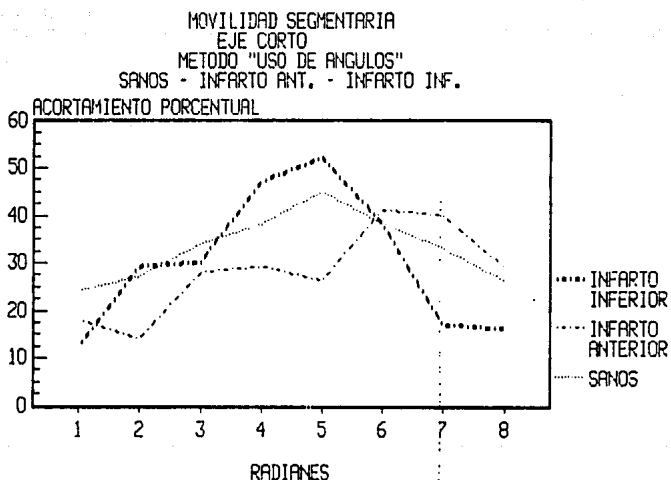


Figura.- 15

POR CIENTO DE PACIENTES CON

ALTERACIONES DE LA MOVILIDAD POR RADIANES.

EJE CORTO CENTRO "USO DE ANGULOS"

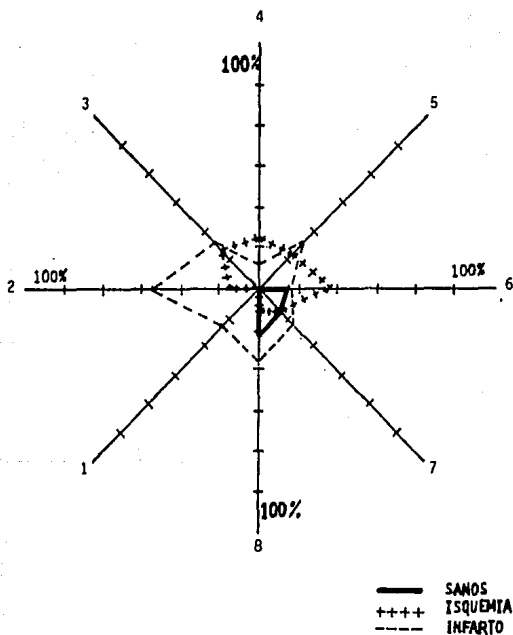


FIG 16 - Distribución anatómica de defectos localizados en la contracción.

PORCIENTO DE PACIENTES  
CON ALTERACIONES DE LA MOVILIDAD.

EJE CORTO CENTRO DE FLOTACION.

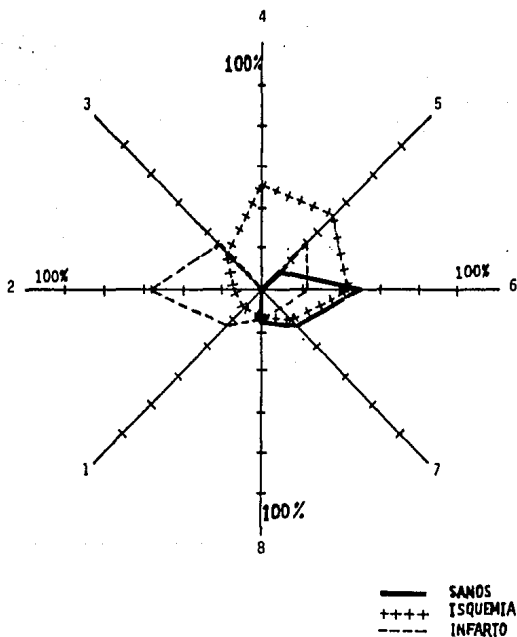


FIG 17 - Distribución anatómica de defectos localizados en la contracción.

PORCIENTO DE PACIENTES CON ALTERACIONES

DE LA MOVILIDAD POR RADIANES.

APICAL 4 CAMARAS

CENTRO "USO DE ANGULOS"

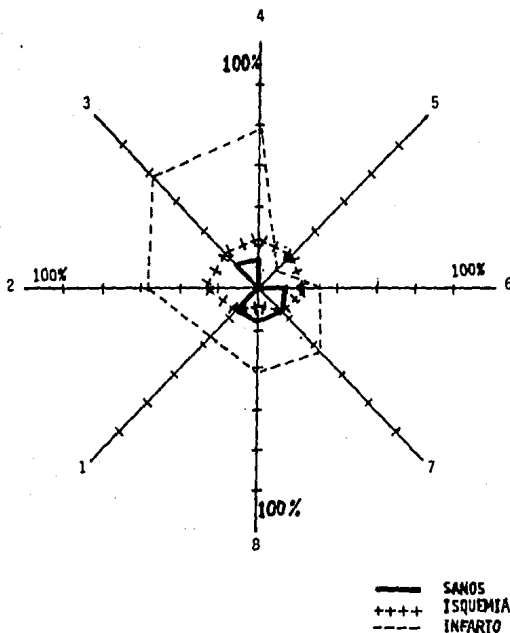


FIG 18 - Distribución anatómica de defectos localizados en la contracción.

PORCIENTO DE PACIENTES  
CON ALTERACIONES DE LA MOVILIDAD.

APICAL 4, CAMARAS + TENSIOMETRIA

CENTRO "USO DE ANGULOS"

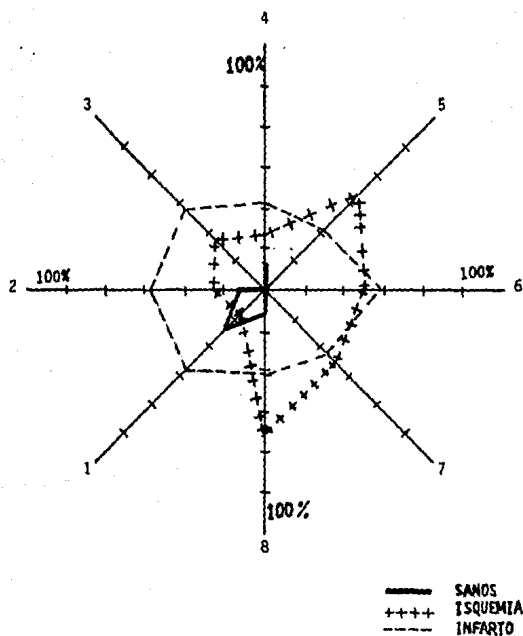


FIG 19- Distribución anatómica de defectos localizados en la contracción.

TABLA I.- ACORTAMIENTO PORCENTUAL.

RAD	SANDS						ISQUEMIA			INFARTO		
	EC	%MN	A4C	%MN	A+T	%MN	EC	A4C	A+T	EC	A4C	A+T
1	24	10	23	5	21	10	31	25	22	16	11	18
2	27	15	35	15	32	20	32	30	28	19	14	24
3	34	25	30	20	35	15	34	30	20	29	16	17
4	38	20	20	5	13	5	36	21	16	35	3	7
5	45	25	27	10	26	15	34	24	15	35	18	17
6	38	25	27	20	32	20	32	26	17	38	24	17
7	33	20	29	20	33	15	29	29	14	32	25	20
8	26	15	24	15	24	15	33	13	11	23	17	16
$\bar{X}$	33	19	26	13	27	14	32.7	24.7	18	28.4	16.1	17.2
SD	7.1		4.7		7.3		12	5.8	5.5	8.1	7.0	4.7

$\bar{X} - 2SD$  19                      17                      14

EC= Eje Corto A4C= Apical 4 Cámaras A+T= Apical 4 Cámaras +  
Tensiometría. %MN= Acortamiento Porcentual Mínimo Normal  
Rad= Radianes

$\bar{X}$ = Media.  $\bar{X}-2D$ = Promedio de Acortamiento Porcentual menos 2  
Desviaciones Estandar. SD= Desviación Estandar



## DISCUSION.-

1

La detección cuantitativa de anomalías en la movilidad segmentaria del ventrículo izquierdo, depende de los sistemas de referencia utilizados (epicárdico y endocárdico) y del método utilizado para la cuantificación debido a la geometría dinámica del corazón, así como de la movilidad cardíaca dentro de tórax (9). Los métodos descritos por Parisi y Moynihan (11,12) (Flotación y Fijación Externa) particularizan que, el centroide por ambos métodos tiene desplazamiento hacia las zonas de menor movilidad de los sistemas de referencia durante la sístole, hecho observado también por Zoghbi (4). En base a lo que observamos al realizar los trazos y mediciones en nuestro estudio, pudimos observar que el centroide se puede acercar o alejar al punto de referencia utilizado, dependiendo de si existe aumento o disminución de la movilidad en el punto de referencia y o el punto contralateral a éste, ya que el centroide se localiza en el punto intermedio entre ambos. Lo anterior no adquiere importancia en corazones sanos (6), pero sí en aquellos corazones que presentan trastornos importantes la movilidad segmentaria y aumento de la movilidad cardíaca intratorácica, por lo que el método de flotación que utilizamos para compararlo con nuestro método fue modificado para contrarrestar lo anterior. Esta modificación consistió en que determinamos en diástole el centroide en la forma indicada previamente, sin embargo esta misma localización del centroide en relación a las estructuras cardíacas, fue utilizado en sístole corrigiendo la rotación y la traslación sobreponiendo el endocardio y epicardio de ambas fases del ciclo, es decir el centroide en sístole no fue localizado en forma independiente; éste método también ha sido llamado por Zoghbi (4) de fijación externa con corrección de traslación y rotación. Con el método de fijación externa, existe desplazamiento del centroide en sentido contrario al movimiento sistólico anterior, al movimiento de traslación y al de rotación, lo que puede sobreestimar o subestimar zonas de hipocinesia. Con ambos métodos se elimina el movimiento producido por la respiración, al registrarse las imágenes de sístole y diástole a la mitad de la espiración.

Es difícil establecer cual es el mejor método y sistema de referencia para localizar el centroide y cuantificar la movilidad segmentaria. En los diferentes estudios hay mucha controversia en este sentido; Parisi (12) refiere que el método de fijación externa es superior al método de flotación para localizar defectos en la contracción, el método por área proporciona mayor precisión predictiva que los métodos lineales por perímetros o radios y no hay diferencia significativa si las divisiones son en cuadrantes u octantes. Gelberg en un estudio con ventriculografía, encuentra que la medición del área es más precisa en comparación a las mediciones por radios o perímetros (3). La medición del engrosamiento de la pared en presencia de isquemia e infarto ha sido propuesto con bases teóricas y empíricas, como un método mejor que el acortamiento de radios como indicador de disfunción (7, 5, 13), ya que ofrece la ventaja de que no se modifica por los movimientos intratorácicos del corazón, no requiere de la localización de un centroide al trazarse cuerdas perpendiculares a una línea intermedia trazada entre el endocardio y epicardio (13), sin embargo requiere de que el endocardio y epicardio sean bien visualizados. En base a éste concepto, Zoghbi (4) utiliza la medición del engrosamiento de la pared con el uso de un transductor doppler epicárdico como método de comparación con otros métodos, para evaluar la función regional durante periodos de isquemia y encuentra que el método de flotación endocárdica por radios mostró la correlación más baja durante el periodo de isquemia provocado con la oclusión de una arteria coronaria, así como una mejor correlación del método de fijación externa; el método de flotación epicárdico permite un adecuado reconocimiento de la recuperación de la movilidad en la fase de reperfusión. Schnittger (9) al analizar 44 combinaciones con los diferentes métodos de medición y sistemas de referencia, establece que el método de fijación externa pero con corrección de la traslación (equivalente al método de flotación modificado) es ideal para el eje corto a nivel de la válvula mitral y para el eje apical de 4 cámaras, mientras que el de fijación externa lo es para el eje corto a nivel de los músculos papilares. Sin embargo, encontró que las mediciones por áreas ofrecen la misma especificidad y sensibilidad que el

acortamiento por radios a intervalos de 5 a 45 grados. En relación al número de subdivisiones, las que brindan la mejor sensibilidad son a 45 y 22.5 grados, las subdivisiones mayores no detectan defectos pequeños de la contracción, mientras que las menores a éstos rangos presentan errores por acercarse a los límites de resolución del método (12).

Con nuestro método, corregimos en forma cuantitativa el movimiento de rotación, el movimiento del músculo papilar posterior en el eje corto, del pericardio de la punta hacia el centroide y el movimiento hacia la línea media de la inserción basal de la valva anterior de la mitral en el eje apical de 4 cámaras; compensamos además pasivamente la traslación y el movimiento sistólico anterior del corazón con la utilización del transductor como punto de fijación de la misma forma en que Wagoner (16) compensa el movimiento sistólico anterior en pacientes postoperados de comunicación interventricular. El método de "Ángulos" es muy similar en su metodología al método de flotación modificado que utilizamos (método de fijación externa con corrección de la traslación y rotación de zoghbi, y referido por Schnittger como el ideal para el eje corto a nivel de la válvula mitral), en el sentido de que compensa la movilidad intratorácica del corazón, lo que se evidencia con la mayor correlación obtenida entre ambos métodos en la medición de la distancia intercentroides, en comparación con la correlación entre nuestro método y el de fijación externa. A pesar de lo encontrado por Schnittger (9), en relación a que el método ideal en el eje corto a nivel de los músculos papilares es el de fijación externa sin corrección de los movimientos del corazón, nosotros no estamos de acuerdo, ya que lo establece en base a los hallazgos en un grupo de pacientes y el no corregir los movimientos del corazón puede subestimar o sobreestimar las alteraciones de la movilidad en pacientes individuales, dependiendo de la localización del infarto. Las diferencias principales de nuestro método con el método de flotación estriban en que, para localizar el centroide durante la sístole no utilizamos los sistemas de referencia, sino los ángulos y mediciones de la diástole ya descritos en la metodología, tomando en consideración

la cuantificación del movimiento sistólico hacia el centro del músculo papilar posterior; para corregir el movimiento de rotación en forma cuantificada y el movimiento de traslación, la superposición de las imágenes se efectuó de acuerdo a los dos sistemas de referencia y no solamente a uno de ellos, todo lo que se traduce en una mayor sensibilidad de nuestro método en comparación a la obtenida con el método de flotación.

Nuestra sensibilidad en el eje corto es prácticamente igual a la obtenida por Parisi y Moynihan (12), sin embargo ellos toman como trastorno de la movilidad al acortamiento menor al 20% para todos los segmentos, mientras que en nuestro estudio determinamos el acortamiento porcentual mínimo normal para cada uno de los radianes, lo que hace que nuestro criterio de hipocinesia sea más preciso. Schnittger (9) establece que el eje apical es el de mayor de sensibilidad pero el de menor especificidad, nosotros obtuvimos una sensibilidad del 100% en el eje apical de 4 cámaras con o sin tensiometría en pacientes con infarto. Es importante comentar que en pacientes con angina, la sensibilidad del método en el eje corto para detectar trastornos en la movilidad es menor que en los pacientes con infarto, pero en vista de que no agrupamos a los pacientes de acuerdo a la clasificación de angina y la mayoría de ellos recibían tratamiento antianginoso, no necesariamente todos ellos tienen que tener trastornos en la movilidad en reposo, sin embargo de nueva cuenta, la sensibilidad aumentó en el apical de 4 cámaras y llega a ser del 100% con la tensiometría. En ninguno de los estudios que revisamos se hace uso de la tensiometría al 33%, la cual implica un aumento en la demanda de oxígeno del miocardio y en consecuencia provoca trastornos en la movilidad que no se detectan en reposo, como se observa en las gráficas de Porcentaje de Pacientes con Alteraciones de la Movilidad por Radianes en pacientes con isquemia e infarto, además de que permite evaluar el cambio de la movilidad de zonas hipocinéticas detectadas en el reposo; en estas mismas gráficas, en los pacientes con infarto las zonas de hipocinesia aumentan en los radianes correspondientes a la pared lateral y disminuyen en la región septo apical con la tensiometría, lo que se explica por el hecho de que las mediciones lineales y por radios de la movilidad del

endocardio sobreestiman la extensión del infarto (7), segmentos adyacentes al infarto pueden aumentar su movilidad ante una carga de trabajo mayor como la que se obtiene con la tensiometría, siendo éstas morfológicamente normales en estudios histopatológicos (17), mientras que zonas distantes al infarto pueden mostrar asinergia con la tensiometría por desbalance entre el aporte y demanda de oxígeno debido a obstrucciones coronarias adicionales. (17)

En vista de la sobreestimación de la zona de infarto con las mediciones de movilidad del endocardio con los métodos lineales y por áreas, en la actualidad se considera que la medición del engrosamiento de la pared, como reflejo de la movilidad del endocardio se considera de mayor utilidad en la determinación de la extensión del infarto o de la isquemia (area de riesgo).

Zoghbi encontró buena correlación en valores absolutos, entre la medición del acortamiento porcentual y el engrosamiento de la pared para determinar la zona de isquemia, sin embargo encontró una subestimación por el método de fijación externa, así como una sobreestimación del área de riesgo a isquemia con el método de flotación endocárdico. Consideramos que la sobreestimación del método de fijación externa está en función de la localización de la isquemia y la dirección de la traslación; la subestimación que observó con el método de flotación está en función de la localización del centroide en sistole, la localización de la isquemia y la corrección de la rotación y traslación; la mejor correlación obtenida fué con el método de flotación epicárdico (4). Por su parte y en forma más simplista, Buda (7) coincide en lo anterior, determinando que la medición de la movilidad endocárdica por medio de radianes utilizando un método de fijación externa, sobreestima la extensión del infarto y el área isquémica de riesgo posterior a una oclusión coronaria, en comparación a la medición del engrosamiento de la pared con el mismo método. En un estudio de Mc Gillem (13), la medición del engrosamiento de la pared resultó más sensible para determinar la extensión de infarto e isquemia, ya que los cambios en el espesor de la pared correlacionan adecuadamente con la dinámica de las fibras miocárdicas ante la presencia de isquemia. Nosotros no medimos el engrosamiento de la pared, sino que

enfocamos el estudio hacia la elaboración de un método para la localización precisa del centroide y, no era nuestro objetivo el comparar la sensibilidad de nuestro método con el de engrosamiento de la pared. Sin duda los métodos que miden el acortamiento porcentual del endocardio por radios o áreas, sobreestiman la extensión del infarto, ya que valoramos el desplazamiento del endocardio con la contracción y, en presencia de necrosis o isquemia además de presentarse hipocinesia del endocardio existe adelgazamiento en la pared. A diferencia de lo anterior, considero que nuestro método resulta muy útil en la estimación del área de riesgo a isquemia, al eliminar el efecto en la movilidad producido por el movimiento intratorácico del corazón y cuantificar en forma precisa la movilidad de los puntos de referencia, evitando así el desplazamiento que pudiese sufrir el centroide. El uso de la tensiometría, puede contrarrestar también la sobreestimación o subestimación de las áreas de riesgo a isquemia.

Algunos autores entre ellos Pandian (6), refiere que la corrección de la movilidad cardíaca intratorácica no ofrece ninguna ventaja en cuanto a la sensibilidad y especificidad de los diferentes métodos para detectar trastornos de la movilidad. Lo anterior es cierto en sujetos sanos o si se estudia a un grupo de pacientes en conjunto obteniéndose valores promedio del acortamiento porcentual, pero la corrección de éstos movimientos particularmente si la división es en octantes o cuadrantes, adquiere importancia cuando se estudia pacientes en forma individual, ya que cambios pequeños en la situación de los radiales en sístole podrían sobreestimar o subestimar cambios en la movilidad segmentaria, particularmente en el seguimiento de pacientes sometidos a intervenciones terapéuticas o pacientes con infarto.

Este mismo autor (6), menciona que la rotación antihoraria del corazón en el eje corto es la más frecuente en pacientes sanos. Nosotros diferimos en éste sentido, ya que detectamos que en el eje corto, todos los pacientes sanos presentaron rotación horaria, a diferencia de los enfermos, en los que detectamos menor grado de rotación horaria y en tres pacientes con infarto hubo rotación antihoraria hasta de -6 grados. Tal parece que el grado y sentido de

la rotación, está en función de la presencia de isquemia o infarto, su localización y extensión, así como el movimiento compensatorio de segmentos no afectados. En relación a esto, el músculo papilar posterior, al presentar poco movimiento durante la contracción y estar colocado en una zona cercana al centro del corazón o centro de masa (9), funciona como centro de rotación. En algunas circunstancias de hipocinesia inferior o anteroseptal, el músculo papilar posterior puede aumentar su movilidad y deja de jugar su papel como centro de rotación, adquiriendo éste papel otros segmentos de menor movilidad. En el eje apical de 4 cámaras, encontramos que el sentido de la rotación es más variable, pero con mayor tendencia a ser antihoraria en los pacientes con infarto, Schnittger (9) reporta que la rotación en el apical de 4 cámaras a nivel del apex es antihoraria y la base rota en sentido horario.

El valor promedio de acortamiento porcentual mínimo normal para todos los segmentos del corazón ha sido cuantificado en un 20% en los diferentes estudios (6,11,12,14.), este valor se ha determinado con la sustracción de dos desviaciones standard de la media de acortamiento porcentual en individuos sanos. Por la asimetría de la contracción en los diferentes segmentos del corazón y con el objeto de aumentar la sensibilidad del método, establecimos el valor de acortamiento porcentual mínimo normal para cada uno de los radianes, utilizando el primer múltiplo de 5 por debajo de la primera desviación standard del acortamiento porcentual promedio de cada radián, ya que el rango de movimiento era amplio y el acortamiento porcentual mínimo normal para cada radián resultaba muy bajo al sustraer 2 desviaciones standard. A pesar de esta modificación a la metodología utilizada en otros estudios, el valor promedio de acortamiento porcentual mínimo normal para todos los radianes en conjunto, es bastante similar al valor promedio de acortamiento porcentual menos dos desviaciones standard (tabla 1).

Los patrones de movilidad segmentaria que obtuvimos son muy similares a los obtenidos por Haendchen y Pandian (5,6), sin embargo fueron determinados midiendo el acortamiento de los radianes ocurrido entre los dos momentos finales del ciclo cardiaco. Lo ideal y en base a la asimetría de la contracción sería realizar las mediciones en

diferentes momentos de ambas fases del ciclo cardiaco, pero esto resulta demasiado laborioso (9).

El apex a pesar de que su contracción relativa parece ser mayor, contribuye muy poco al volumen latido, ya que su cambio absoluto sistólico es mínimo en relación a toda la cavidad ventricular, como se puede apreciar en las curvas de movilidad segmentaria del eje apical de 4 cámaras. El apex es una zona muy vulnerable en casos de isquemia o infarto de localización anterior o inferior y se ha propuesto que la medición de su movilidad se realice en forma independiente (5). La medición de la movilidad del apex mediante la ecocardiografía bidimensional, resulta de gran interés, ya que no es posible medirla con los métodos utilizados en medicina nuclear y con el uso de la ventriculografía con contraste puede realizarse en una sola proyección.

El análisis de las curvas de movilidad obtenidas con nuestro método resulta interesante, ya que se detectan las alteraciones en la movilidad en pacientes con isquemia e infarto en los tres ejes utilizados, siendo la diferencia de acortamiento porcentual estadísticamente significativa en comparación al valor obtenido en individuos sanos. Contrasta el hecho de que en el eje corto por el método de Flotación la curva de los pacientes con infarto no presentó diferencia estadística. En pacientes con infarto, el acortamiento porcentual fue menor en los segmentos correspondientes a la región septo apical, por el mayor número de pacientes incluidos con infarto anterior. La tensiometría por su parte disminuyó significativamente el acortamiento porcentual en pacientes con isquemia e infarto. Es interesante el cruzamiento de las curvas de los pacientes con infarto anterior e inferior, secundario a la localización adecuada de la zona de infarto y al aumento en el acortamiento en las zonas contralaterales al infarto. Todos estos hechos validan la utilidad de nuestro método en la medición de la movilidad segmentaria. En las gráficas de Porcentaje de Pacientes con Alteraciones de la Movilidad por Radianes, los cambios que se presentan en los 3 grupos de estudio con el método de "Flotación" en comparación al método "Uso de Angulos" los atribuimos al desplazamiento del centroide en



dirección del músculo papilar posterior, al no corregir la localización del centroide de acuerdo al movimiento de éste músculo. Es evidente nuevamente la validez del método para la detección de trastornos en la movilidad y localización del infarto. En estas gráficas podemos observar el efecto de la tensiometría al aumentar el porcentaje de pacientes con isquemia y trastornos en la movilidad, así como la modificación que sufre la gráfica de los pacientes con infarto al disminuir el porcentaje de pacientes con alteraciones de la movilidad en la región septo apical por aumento en la movilidad en zonas adyacentes al infarto y aumentar el porcentaje de pacientes con alteraciones en la movilidad en zonas contralaterales al infarto por la presencia de segmentos con obstrucciones coronarias distantes.

#### VENTAJAS, DESVENTAJAS Y CONCLUSIONES.-

Las ventajas que ofrece el método de "Uso de Angulos", es la compensación que realiza de los movimientos del corazón y del músculo papilar posterior evitando el desplazamiento del centroide y en consecuencia disminuyendo la subestimación o sobreestimación de los segmentos con alteraciones de la movilidad. Nos permite cuantificar la movilidad segmentaria de acuerdo al acortamiento porcentual por radios o áreas y podría utilizarse para medir el engrosamiento de la pared. Nos permite evaluar los cambios en la movilidad segmentaria en forma inocua antes y después de la tensiometría al 33% (metodología que no ha sido utilizada en ningún otro estudio), haciendo evidentes otras zonas de hipocinesia no detectadas en reposo, además de que permite evaluar adecuadamente la movilidad del apex. El método puede ser útil en el seguimiento de pacientes con infarto y sometidos a intervenciones de tipo terapéutico como trombolisis y angioplastia.

Entre las desventajas que ofrece este método podemos decir que tiene una metodología laboriosa, que requiere de imágenes nítidas para limitar el endocardio particularmente en el eje apical de 4 cámaras, además de la sobreestimación que tiene en la extensión del infarto.

En conclusión, ofrecemos un método cuantitativo para la medición de la movilidad segmentaria, con alta sensibilidad y especificidad, inocuo y de bajo costo, que nos permite evaluar los trastornos de movilidad en pacientes con isquemia y con infarto, así como puede ser útil para cuantificar el efecto obtenido con intervenciones terapéuticas y llevar a cabo su seguimiento.

## BIBLIOGRAFIA.-

- 1.- J. Willis Hurst. Echocardiography and Doppler Techniques. The Heart Arteries and Veins. Sixth Edition. Mc. Graw Hill Inc. Copyright 1986.
- 2.- Asín Cardiel. Ecocardiografía: Modo M, Bidimensional, Contraste y Doppler. Diagnóstico en Cardiología. 1a Edición en español. España. 1988.
- 3.- Heger J, Feigenbaum H. Cross Sectional echocardiography in acute myocardial infarction: Detection and localization of regional left ventricular asynergy. Circulation 60: 531-538, 1979.
- 4.- Zoghbi W, Charlatt M, Quiñones M. Quantitative assessment of left ventricular wall motion by two dimensional echocardiography: Validation during reversible ischemia in the conscious dog. JACC 11:851-860, 1988.
- 5.- Haendchen R, Wyatt H, Maurer G. Quantitation of regional cardiac function by two dimensional echocardiography. Circulation 67:1234-1244, 1983.
- 6.- Pandian N, Skorton J, Kerber E. Heterogeneity of left ventricular segmental wall thickening and excursion in 2-Dimensional Echocardiograms of normal human subjects. Am J Cardiol 51:1667-73, 1983.
- 7.- Ruda A, Zotz R, Oce D. Comparison of two dimensional echocardiographic wall motion and wall thickening abnormalities in relation to the myocardium at risk. Am J J 111:587-592, 1986.
- 8.- Hartley CJ, Latson LA. Doppler measurement of myocardial thickening with a single epicardial transducer. Am J Physiol 295: H 1066-72, 1983.
- 9.- Schnittger I, Fitzgerald P, Popp R. Computerized quantitative analysis of left ventricular wall motion by two dimensional echocardiography. Circulation 70: 243-254, 1984.
- 10.- Ingels MB, Daugherty GF. Evaluation of methods for quantifying left ventricular segmental wall motion in man by using intramyocardial markers as a standard. Circulation 61: 966, 1980.
- 11.- Moynihan P, Parisi A, Feldman C. Quantitative detection of regional left ventricular contraction abnormalities by two dimensional

- echocardiography. I: Analysis of Methods. *Circulation* 63: 752-760, 1981.
- 12.- Parisi A, Moynihan S, Feldman C. Quantitative detection of regional left ventricular contraction abnormalities by two dimensional echocardiography. II: Accuracy in coronary artery disease. *Circulation* 63: 761-6, 1981.
- 13.- Mc Gillen M, Marchini J, Buda A. Modification of the centerline method for assessment of echocardiographic wall thickening and motions: A comparison with areas of risk. *JACC* 11:861-6, 1988.
- 14.- Asinger R, Mikell F, Elspeger J. Serial changes in left ventricular wall motion by two dimensional echocardiography following anterior myocardial infarction. *Am H J* 116: 50-58, 1988.
- 15.- Gelberg H, Brundage B, Glantz S. Quantitative left ventricular wall motion analysis: A comparison of area, cord and radial methods. *Circulation* 59: 991-999, 1979.
- 16.- Waggoner A, Shah A, Quiñones M. Effect of cardiac surgery on ventricular septal motions: Assessment by intraoperative echocardiography and cross sectional two-dimensional echocardiography. *Am H J* 104:1271-7, 1982.
- 17.- Hutchins GM. Correlation of coronary arteriograms and left ventriculograms with postmortem studies. *Circulation* 56:32, 1977.

**ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA**