

Universidad Nacional de La Plata  
Facultad de Ciencias Médicas  
Departamento de Postgrado  
Magister de Ultrasonido en Cardiología



**MORFOLOGÍA Y FUNCIÓN DE LA AURÍCULA  
IZQUIERDA EN INDIVIDUOS NORMALES.  
EVALUACIÓN POR ECOCARDIOGRAFÍA TRIDIMENSIONAL EN  
TIEMPO REAL**

Autor: Heydi Lara Veitía  
Tutor: Dr. Ricardo Ronderos  
Febrero 2008

## **AGRADECIMIENTOS**

A DIOS, por brindarnos su fortaleza y bendición

A MI ESPOSO, quien me motivó, acompañó y me dio todo su apoyo incondicional en esta nueva meta.

A MI FAMILIA, pilares de mi vida, quienes me esperaron con paciencia y cariño.

AL DR. RONDEROS, por la invaluable oportunidad, por su siempre presencia, lecciones de teoría y vida.

A JORGELINA TESTORE, por su colaboración a la realización de este trabajo y especialmente por su amistad, su don de gente y compañía fraternal.

A los Dres. GRACIELA REYES, NORA FABRIS, EDUARDO ESCUDERO, MARCELO PORTIS Y CORNELLI, por su docencia, su mística de trabajo y su hospitalidad.

AL PERSONAL DEL INSTITUTO DE CARDIOLOGIA DE LA PLATA, por su ayuda y compañía.

A MIS COMPAÑEROS DEL MAGISTER, por su cariño sincero y mostrarme las bondades del pueblo argentino: solidaridad, tenacidad, esmero y buen humor.

A LOS PACIENTES, motivo de inspiración de esta investigación.

**A TODOS USTEDES, por hacerme sentir como en casa...**

## INTRODUCCION

Por muchos años la aurícula izquierda (AI) fue de las estructuras cardiacas la que menos importancia e interés por su investigación demostraba, reflejo de esto es que recientemente se plantean algunos autores si realmente es la AI una estructura olvidada<sup>1</sup>. La razón de esta suposición tiene posibles explicaciones basadas en que inicialmente los estudios sobre función cardiaca se centraban en la función ventricular, sistema eléctrico y valvular y se veía a la AI como una cámara con funciones de reservorio y tránsito.

Desde estudios realizados por los mismos anatomistas, las descripciones de Galeno de la circulación cardiaca ignoraban la función de las aurículas y planteaban el paso de la sangre del ventrículo derecho (VD) al ventrículo izquierdo (VI) por el septum poroso, luego Harvey presenta las aurículas y demuestra que tienen un movimiento previo y diferente a los ventrículos y que bombean la sangre que reciben los ventrículos e inclusive reseña que la aurícula derecha (AD) se contrae previo a la AI, realiza descripción y correlación con la función de las fibras miocárdicas del VI pero no de las aurículas<sup>2</sup>.

Luego, no es hasta Keith y Flack cuando de nuevo se toma interés en las aurículas pero especialmente en la AD describiendo la disposición y función de los músculos pectíneos y cresta terminal.<sup>3</sup>

Posteriormente se reportaron en la literatura algunos estudios que describían de una forma más exacta la anatomía de las fibras musculares auriculares, dentro de ellos Papez en 1920<sup>4</sup>, realiza un estudio la musculatura de la AI, sin relacionarlo con la contracción, usando términos como fibras internas y externas.<sup>4</sup>

No es hasta más recientemente (1990) cuando How, Anderson, Sánchez - Quintana, Cabrera y colaboradores presentan una descripción de la mioarquitectura de las aurículas, presentando el concepto de que las paredes de la AI estaban constituidas por fibras

circulares y longitudinales intercaladas y describen los fascículos que la componen.<sup>3</sup> Sin hacer ninguno de estos estudios una correlación entre la mioarquitectura y la función auricular, en la descripción que realizan de 26 especímenes cardíacos, proponen que las paredes de la AI están constituidas por tres o cuatro capas de fibras miocárdicas alineadas de forma diferente. Así, según su distribución desde el aspecto epicárdico al endocárdico, definen las siguientes estructuras:

- **Fascículo inter-atrial o de Bachman**, el cual es una estructura ancha que se origina de la unión inter-caval, uniéndose a las fibras circunferenciales de la pared anterior de la AI y dirigiéndose hasta la orejuela izquierda donde se divide en fibras superiores que se dirigen a la pared lateral e inferiores que rodean el anillo mitral. Este fascículo es considerado el más fuerte.
- **Fascículo septo-pulmonar** constituido por fibras oblicuas que se originan en el surco interauricular y se dirigen al domo o techo de la AI para pasar por delante, entre y por detrás de las venas pulmonares
- **Fascículo septoatrial**, se origina del margen antero - inferior del septum interatrial, pasando por la porción anterior y vestibular de la AI se une al anillo mitral y se divide luego en fibras longitudinales que se dirigen hacia arriba y hacia atrás pasando entre las venas pulmonares derechas e izquierdas extendiéndose por la pared posterior y algunas fibras van al anillo mitral y otras a la porción fibrosa central del anillo del septum. Y fibras circulares que se entrelazan con el fascículo interatrial.<sup>4,5</sup>

Quedando así definidos algunos conceptos anatómicos. En la revisión de la literatura, se encuentra otra de las posibles razones que explicarían la carencia en la información obtenida en años precedentes.

Este argumento, se basa en que una de las principales herramientas de evaluación de la anatomía y funcionamiento cardiaco es la cineangiografía, que permite el estudio del ventrículo izquierdo de una forma directa, permitiendo su mejor caracterización.

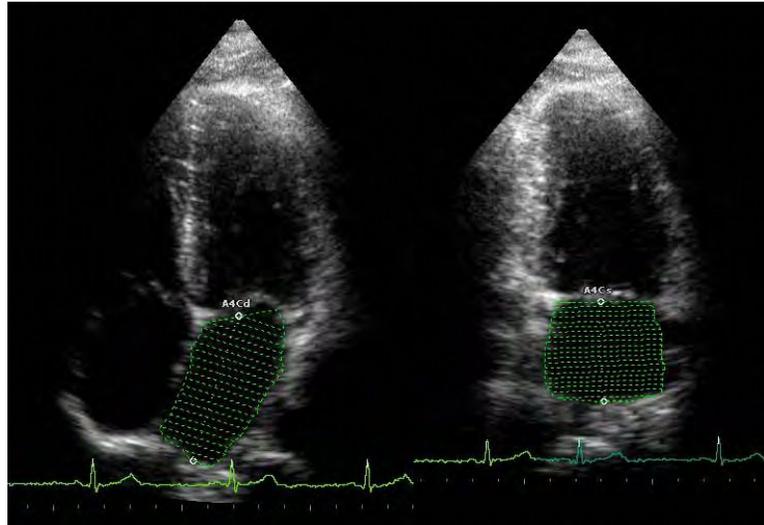
La evaluación de la AI solo podría realizarse cuando el paciente tenía insuficiencia mitral, por lo que su estudio, fue desplazado por los conocimientos obtenidos de otras cavidades cardiacas.

Actualmente la AI es bien definida por la ecocardiografía, inicialmente el parámetro mundialmente utilizado era el diámetro antero - posterior, medida de uso fácil pero que asume a la AI como una estructura simétrica, sin embargo, se ha demostrado que la expansión de la AI durante la diástole auricular es asimétrica. Las recomendaciones actuales plantean a la determinación del volumen como el mejor parámetro de cuantificación.

Haciendo referencia de manera textual al enunciado de las guías de cuantificación de las cámaras cardiacas de la Sociedad Americana de Ecocardiografía que afirma "al evaluar la AI la determinación de los volúmenes son preferidos a dimensiones lineales porque permiten evaluar la morfología asimétrica de la AI".<sup>6</sup>

Hasta ahora estas determinaciones de volumen y de función sistólica, como el cálculo de la fracción de eyección (FE), se hacen con fórmulas bidimensionales (método del elipsoide y de Simpson principalmente) los cuales asumen que la AI tiene una morfología simétrica. El primero de estos métodos, asume la forma de elipse prolata calculando el volumen a través de una formula que involucra el eje mayor de la aurícula (L) y 2 determinaciones ortogonales diferentes en eje corto de la misma (D1 y D2), utilizando la siguiente ecuación se obtiene el volumen  $(4\pi/3 (L/2) (D1/2) (D2/2))$ , el método de Simpson usa la sumatoria de discos sobre un área trazada de la aurícula izquierda en sistole y diástole auricular. y luego aplicar la siguiente formula  $\pi /4 (h) (D1) (D2)$ . Donde (h) es la altura y D1 y D2 son los diámetros mayor y menor de cada uno de los discos.(figura 1)

FIG.1 Estimación del volumen de la aurícula izquierda por el método de Simpson biplano (APICAL 4 CAMARAS, IZQUIERDA, APICAL 2 CAMARAS, DERECHA)



La estimación de las dimensiones de la aurícula izquierda ha cobrado particular importancia en años recientes ya que su dilatación ha sido vinculada a un mayor riesgo de desarrollar eventos cardíacos fatales, accidente cerebrovascular, fibrilación auricular, insuficiencia cardíaca y por estar implicada en el pronóstico y la toma de decisiones terapéuticas en pacientes con hipertensión e insuficiencia mitral entre otras patologías.<sup>7</sup> Además provee una información complementaria a los parámetros de función diastólica del ventrículo izquierdo (VI).<sup>1</sup>

La relevancia de determinar el volumen de la AI ha sido evaluada en estudios que vincularon el aumento de las dimensiones de la AI con el pronóstico de ciertas patologías cardiovasculares. Entre ellos, autores como Tsang y colaboradores<sup>8</sup>, evaluaron la relación entre el desarrollo de un primer evento cardiovascular como aparición de fibrilación auricular, insuficiencia cardíaca congestiva, accidente cerebrovascular agudo, accidente isquémico transitorio, infarto del miocardio, revascularización coronaria y muerte de origen cardiovascular con el tamaño de la AI, determinado por diferentes métodos ecocardiográficos (diámetro antero-posterior en modo M, área de la AI en 4 cámaras apical, volumen de la AI

por método de Simpson biplano) y demostraron que la dilatación de la aurícula izquierda, determinada por cualquiera de los tres métodos, es un predictor del desarrollo de los eventos cardiovasculares mencionados, siendo la determinación del volumen el marcador más robusto.

El aumento del volumen de la AI también ha sido relacionado con mayor mortalidad posterior a un infarto del miocardio y un índice del volumen de la AI ajustado a superficie corporal mayor de 32 ml/m<sup>2</sup> demostró ser un fuerte predictor independiente de muerte a los 3 meses en este grupo de pacientes<sup>9</sup>, así como a los 5 años de seguimiento.<sup>10</sup>

Otros estudios han demostrado que el aumento en las dimensiones de la AI se ha asociado a recurrencia de fibrilación auricular<sup>11</sup> así como también se ha demostrado relación entre la aparición de fibrilación auricular posterior a cirugía de revascularización coronaria y la dilatación y deterioro de la función de la AI.<sup>12</sup>

Las investigaciones previamente reseñadas forman parte de la bibliografía que reporta a la dilatación de la AI como un marcador predictor de morbimortalidad cardiovascular. Basándonos en esta afirmación y demostrando la importancia de conocer las reales dimensiones de esta cámara cardíaca es que se plantea el uso de la ecocardiografía tridimensional como herramienta de estimación del volumen y función de la AI.

La ecocardiografía tridimensional en tiempo real, permite realizar la cuantificación de los volúmenes y parámetros de función sistólica como fracción de eyección, sin asumir ninguna forma geométrica obteniendo una imagen de la morfología real de la cavidad auricular.

La evaluación mediante este método permite obtener parámetros más fidedignos de volúmenes de cavidades cardíacas, especialmente el VI, ya ha sido validado y comparado con resonancia magnética nuclear con una excelente correlación.<sup>13</sup>

Recientemente se publicó un estudio que compara la evaluación de la estimación de los volúmenes en ecocardiografía tridimensional y en

ecocardiografía bidimensional concluyendo que esta última subestimaba los valores de las cavidades cardíacas.<sup>7</sup>

No existen parámetros de normalidad de los volúmenes y la función sistólica estimada por ecocardiografía tridimensional en tiempo real, ni estudios realizados con esta técnica que correlacionen la contractilidad regional de cada segmento de las paredes de la AI durante todo el ciclo cardíaco, que permitan inferir como es el movimiento de esta cámara durante la sístole y diástole cardíaca, existen aproximaciones iniciales que estiman mediante el uso de doppler tisular y "strain rate" velocidades de acortamiento y deformación respectivamente del miocardio auricular regional pero con resultados divergentes.

## **Problema**

¿Es la ecocardiografía tridimensional capaz de evaluar las dimensiones y la función global y regional de la aurícula izquierda sin usar fórmulas basadas en asunciones geométricas en una población de individuos sanos?

## **Hipótesis**

La ecocardiografía tridimensional en tiempo real permite evaluar la morfología y la función global y regional de la aurícula izquierda sin basarse en formulas que utilizan asunciones geométricas, en individuos sanos

## **Objetivos**

- **Objetivo General:**
  - Determinar si la ecocardiografía tridimensional en tiempo real permite evaluar las dimensiones, función global y regional de la aurícula izquierda sin basarse en fórmulas que utilizan asunciones geométricas, en individuos sanos
- **Objetivos específicos:**
  - Evaluar los volúmenes sistólico y diastólico por ecocardiografía tridimensional en tiempo real
  - Evaluación de la fracción de eyección por ecocardiografía tridimensional en tiempo real
  - Evaluación de la función regional por ecocardiografía tridimensional en tiempo real
  - Proponer un modelo de la contracción fisiológica de la aurícula izquierda.
  - Comparar los métodos (Simpson Biplano y de detección semiautomática de bordes 3D) para la estimación de volúmenes y FE.
  - Elaborar una Tabla de valores normales para todos los parámetros antes descritos en Ecocardiografía Tridimensional en individuos normales de todas las edades

## **Diseño metodológico**

### ✓ **Población:**

Se incluirán a todos los pacientes que acudan al Instituto de Cardiología de la Plata desde mayo del 2006 a mayo 2007, y que cumplan los siguientes criterios:

- **CRITERIOS DE INCLUSION:**
  - Individuos mayores de 15 años, independientemente del género.
  - Sin antecedentes de enfermedades cardiacas o enfermedades no cardiacas con repercusión cardiovascular.
  - Sin hallazgos patológicos sugestivos de cardiopatía orgánica en el ecocardiograma Doppler color convencional.
  
- **CRITERIOS DE EXCLUSION:**
  - Pacientes con antecedente de enfermedad cardiaca u otra enfermedad sistémica con repercusión cardiovascular.
  - Menores de 15 años.

### ✓ **Material y Métodos**

Se desarrollará un estudio observacional, de corte transversal, en el que se evaluarán todos los pacientes mayores de 15 años que acudan al Instituto de Cardiología de La Plata y cumplan los criterios de inclusión, en el periodo comprendido de mayo del año 2006 a mayo del año 2007. Siguiendo el siguiente protocolo (ver figura10):

### 1. Obtención de datos clínicos:

Se les realizará un breve interrogatorio de su historia clínica personal, recopilando datos epidemiológicos como edad y género, descartando la presencia de enfermedad cardíaca previa, se les tomará la presión arterial con esfigmomanómetro aneroide y se registrará dicho valor previo al estudio. Así como peso (Kg) y talla (cm) para obtener la superficie corporal, en una balanza médica.

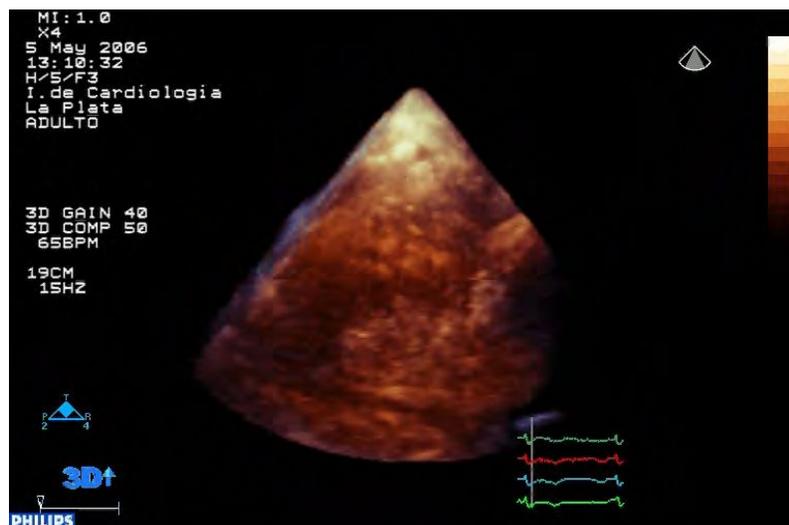
### 2. Realización de ecocardiograma bidimensional doppler color:

Posteriormente se le realizará a cada paciente, con equipo Sonos Phillips 7500 equipados con transductores de banda ancha de 3 - 4 Mhz, un **ecocardiograma convencional bidimensional y Doppler color** y con trazado electrocardiográfico optimo, descartando enfermedad cardíaca orgánica.

### 3. Adquisición de pirámide completa

Seguidamente se procederá a la realización **del ecocardiograma tridimensional en tiempo real**, en el mismo equipo, con transductor matricial 4x pidiendo al paciente mantenerse inmóvil y en apnea transitoria, mientras dure la adquisición, obteniendo el volumen completo cardíaco (una pirámide de 90 x 90°) (Figura 2).

Figura 2. Pirámide completa



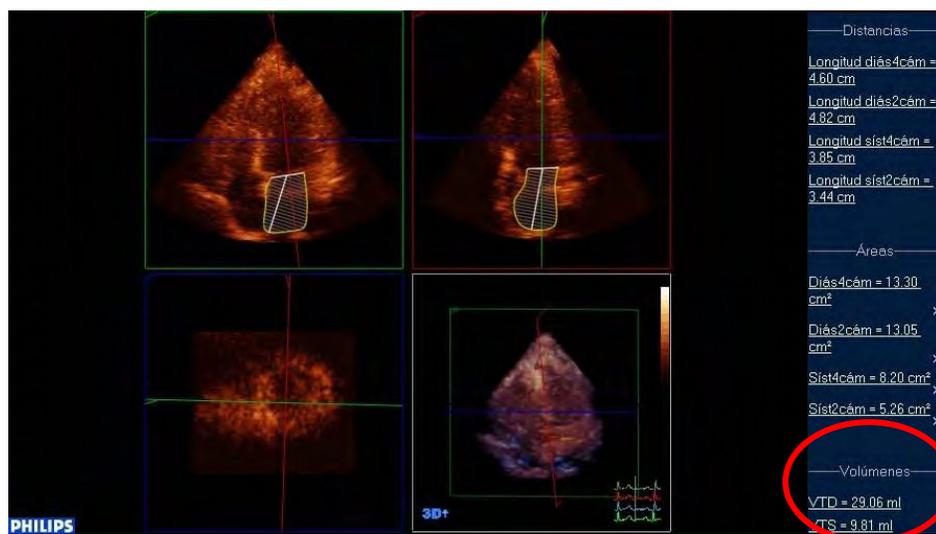
#### 4. Postprocesado Offline con programa Q lab 5.0:

##### 4.1. Obtención de parámetros globales:

A partir de la imagen obtenida se utilizaron 2 metodologías para la estimación de los volúmenes de manera tridimensional:

La primera, que denominaremos **BIPLANO (BI)**, en la cual, a través de planos que se manipulan dentro de la pirámide completa, se obtiene en el mismo momento del ciclo el eje en 2 y 4 cámaras, trazando el borde endocárdico de la misma (planimetría) en el periodo de máxima expansión (coincidente con la diástole auricular), y sístole auricular (mínima dimensión) excluyendo venas pulmonares y orejuela izquierda. Se obtendrán los valores de volumen y fracción de eyección de la aurícula izquierda por método de Simpson biplano (**utilizando las fórmulas con asunción geométrica**) (Figura 3). Estos valores se registrarán, así como la relación que se obtendrá del volumen de AI/Índice de Superficie corporal.

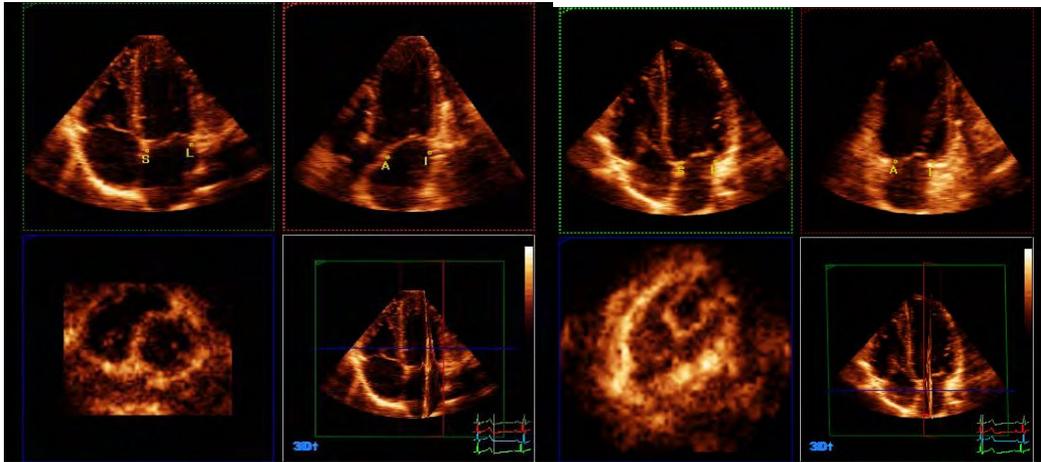
**Figura 3:** Técnica de estimación de los volúmenes y FE, por el método biplano (en el círculo los volúmenes, VTD: volumen telediastólico y VTS: volumen telesistólico)



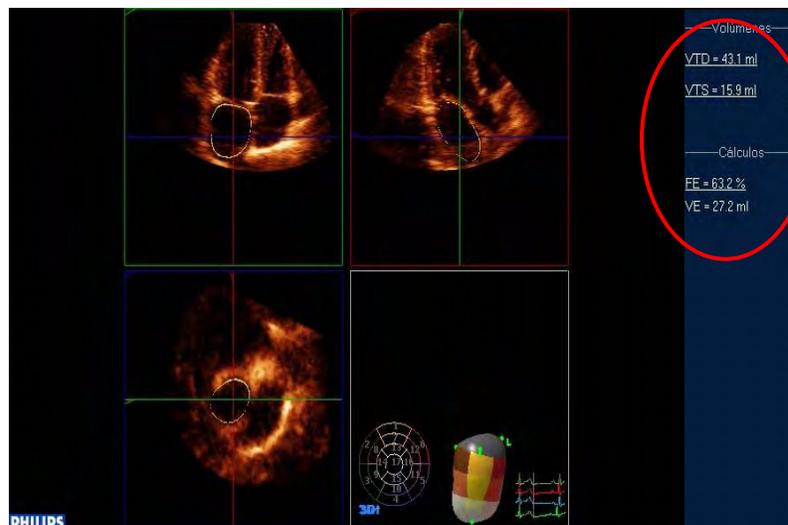
La segunda, denominada en este trabajo, **volumétrica tridimensional o 3D**, en la cual se marcan 4 puntos correspondientes al anillo mitral (lateral, septal, anterior y posterior) y al techo de la aurícula, a la que se la homologara con el ápex, en la sístole y diástole auricular (Figura 4). Al cual el programa realizará

una detección semiautomática de bordes durante todo el ciclo cardiaco y representará una imagen tridimensional de la AI en movimiento, **reportando el volumen y fracción de eyección** estimada de esta forma (sin uso de formulas) (Figura 5). Se verifica la correcta detección de los bordes con la vista de plano de corte (Figura 6) y se registran los valores de VD, VS y FE.

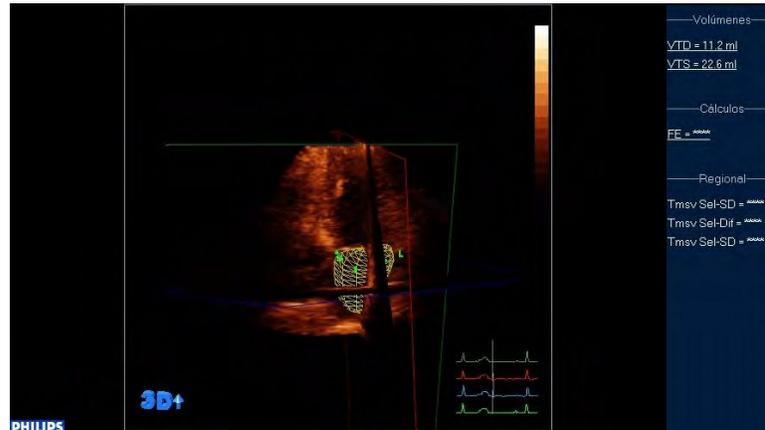
**Figura 4.** Técnica volumétrica tridimensional



**Figura 5.** Obtención de volúmenes y FE a partir de la técnica volumétrica tridimensional(en el círculo los volúmenes, VTD: volumen telediastólico y VTS: volumen telesistólico)



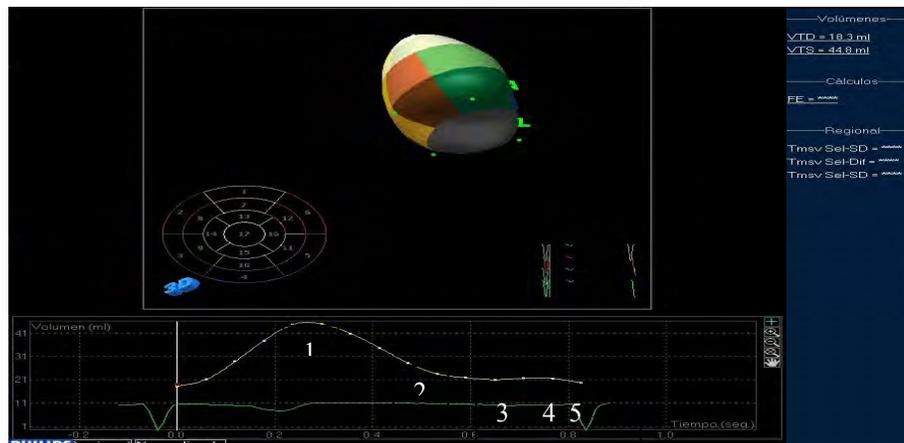
**Figura 6.** Verificación de los planos y la detección de los bordes con vista de plano de corte



Además se analizarán las curvas de volumen - tiempo elaboradas por el software durante el ciclo cardiaco (ml/seg) y se tomarán los **volúmenes globales de la AI en 5 momentos del ciclo cardiaco**, pudiendo estimar:(Figura 7)

- Diástole auricular (sístole ventricular, onda T), máximo volumen
- Diastásis (aplanamiento de la curva de volumen)
- Previo a la contracción de la aurícula (pre onda P)
- Posterior a la contracción (post onda P)
- Volumen mínimo.

**Figura 7.** Curva de volumen auricular en relación al tiempo, obtenido a través del análisis tridimensional volumétrico 1.Diástole auricular (sístole ventricular, onda T), máximo volumen, 2. Diastásis (aplanamiento de la curva de volumen)3.Previo a la contracción de la aurícula (pre onda P) 4. Posterior a la contracción (post onda P) 5.Volumen mínimo.



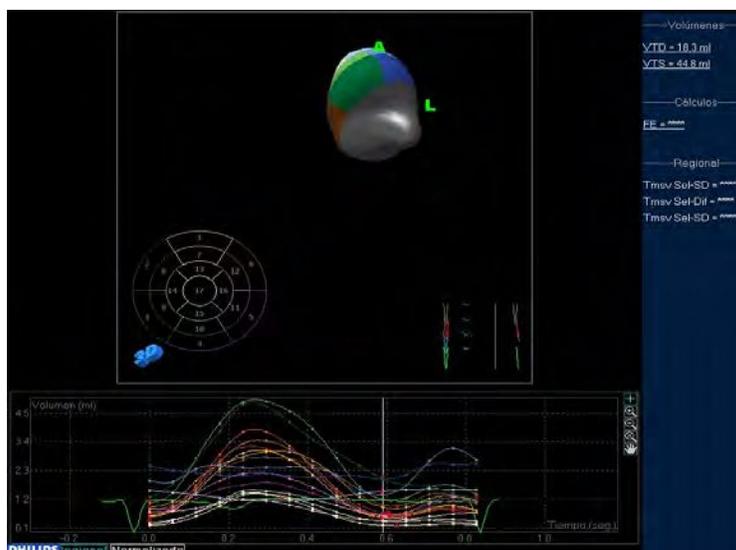
## 4.2. Evaluación de la motilidad regional.

Se realizará el análisis del volumen de una pirámide de cada uno de los segmentos de las paredes de la AI, con base en el endocardio y vértice en el centro de la cavidad, a través del mismo software, registrando los valores de la cantidad de volumen que aporta cada segmento durante cada momento del ciclo cardiaco. Se reportará el volumen eyectivo por segmento. (Figura 8)

Como se utiliza un software diseñado para análisis segmentario del ventrículo, que muestra 17 curvas correspondientes a los 17 segmentos del VI, se extrapolaron a la AI, se consideró la pared anterior como antero superior (en relación a la localización de la AI en el tórax) y la inferior como infero posterior. El resto de las paredes se consideraron con la misma nomenclatura. Se tomaron en consideración los segmentos basales y medios de dichas paredes, obteniendo los valores para cada segmento.

Estos datos se obtendrán a partir de la extrapolación de los tiempos en segundos, de la curva volumen /tiempo del ciclo cardiaco, como muestra la figura 7, tomados en el mismo momento en cada una de los segmentos de la AI, (Figura 8) datos que se obtienen de una planilla de calculo generada por el software a partir de este análisis (Figura 9).

**Figura 8.** Curvas de volumen/tiempo regional



**Figura 9.** Imagen de la planilla de calculo con los datos de volumen/ tiempo de la AI segmento por segmento

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T
3	Tipo de archivo:DICOM 3DCV, Volumen completo, Pirámide																			
4	Nombre del paciente:Oculto																			
5	Id. del paciente:Oculto																			
6	Fecha y hora de la imagen:5/20/2006 (9:34a)																			
7	Nombre del complemento:Cuantificación 3D avanzada																			
8																				
9	Volumen																			
10	Tiempo(1. ante	2. anteros	3. infe	4. inferio	5. infero	6. anter	7. anteri	8. ante	9. infe	10. inf	11. infer	12. ant	13. ante	14. seq	15. infer	16. later	17. ápic	Volumen global(ml)		
11	0.000	0.943	1.175	0.647	1.033	1.561	0.813	0.616	0.817	0.547	1.120	1.264	0.605	0.804	1.172	3.797	1.250	1.321	28.669	
12	0.005	0.947	1.179	0.652	1.034	1.564	0.817	0.629	0.838	0.565	1.140	1.286	0.618	0.811	1.215	3.813	1.252	1.344	28.682	
13	0.010	0.952	1.185	0.658	1.036	1.567	0.822	0.641	0.859	0.582	1.161	1.307	0.631	0.818	1.258	3.829	1.253	1.366	29.086	
14	0.015	0.956	1.191	0.664	1.036	1.570	0.827	0.654	0.880	0.600	1.182	1.329	0.645	0.825	1.302	3.844	1.256	1.388	29.314	
15	0.020	0.962	1.196	0.671	1.038	1.575	0.833	0.668	0.902	0.620	1.204	1.352	0.659	0.832	1.345	3.858	1.257	1.409	29.536	
16	0.025	0.969	1.206	0.678	1.042	1.582	0.840	0.682	0.926	0.640	1.228	1.376	0.674	0.838	1.389	3.871	1.259	1.429	29.765	
17	0.029	0.978	1.217	0.687	1.046	1.591	0.848	0.697	0.951	0.652	1.252	1.402	0.680	0.845	1.432	3.882	1.260	1.449	30.003	
18	0.034	0.988	1.230	0.698	1.051	1.602	0.858	0.714	0.978	0.685	1.278	1.429	0.707	0.851	1.476	3.890	1.262	1.468	30.250	
19	0.039	1.000	1.246	0.710	1.058	1.616	0.869	0.731	1.008	0.711	1.307	1.458	0.725	0.857	1.519	3.895	1.264	1.485	30.508	
20	0.044	1.015	1.265	0.723	1.067	1.634	0.883	0.751	1.040	0.739	1.337	1.489	0.745	0.862	1.563	3.898	1.266	1.501	30.780	
21	0.049	1.033	1.287	0.739	1.077	1.655	0.899	0.772	1.075	0.769	1.370	1.523	0.766	0.868	1.607	3.897	1.267	1.515	31.066	
22	0.054	1.053	1.314	0.758	1.090	1.681	0.918	0.794	1.113	0.803	1.405	1.560	0.790	0.873	1.651	3.892	1.269	1.528	31.369	
23	0.059	1.077	1.345	0.778	1.105	1.711	0.940	0.819	1.154	0.840	1.444	1.600	0.815	0.877	1.695	3.883	1.270	1.539	31.689	
24	0.064	1.104	1.380	0.802	1.123	1.746	0.964	0.846	1.199	0.880	1.485	1.643	0.843	0.881	1.739	3.869	1.272	1.547	32.029	

## 5. VARIABLES

Posterior a la realización del estudio y post procesado, se tomaran las siguientes variables para análisis:

Variable	Definición
Género	Femenino o masculino
Edad	Expresada en años
Peso y Talla	Expresada en Kg y cm, utilizadas para calcular la superficie corporal
Superficie Corporal	Estimada utilizando la fórmula de Dubois y Dubois
VD	Volumen diastólico de la AI, relacionado al volumen máximo, si es estimado por la técnica biplano, descrita previamente, llamaremos VDBI y si es calculada por la técnica volumétrica tridimensional llamaremos VD3D ,se expresa en ml.. Las siglas SC si ambos parámetros son ajustados a la superficie corporal, mostrándose en ml/m <sup>2</sup>

VS	Volumen sistólico de la AI, relacionado al volumen mínimo, si es estimado por la técnica biplano, descrita previamente, llamaremos VSBI y si es calculada por la técnica volumétrica tridimensional llamaremos VS3D, se expresa en ml. Las siglas SC si estos parámetros son ajustados a la superficie corporal, mostrándose en ml/m <sup>2</sup>
FE	Fracción de eyección, estimada en %, obtenida directamente del software, basado en la fórmula $VD - VS/VD \times 100$ y a la que llamaremos FE BI, si es estimada por la técnica biplano, descrita previamente o FE3Di es calculada por la técnica volumétrica tridimensional
VOLUMEN EYECTIVO	Obtenido de la diferencia entre el volumen máximo y mínimo de la AI.
VOLUMEN POR SEGMENTO	Cantidad de volumen atribuida a cada segmento auricular, basado en datos numéricos en ml que se obtienen a partir de las curvas de volumen regional, como fue reseñado previamente

## 5. Análisis estadístico.

Se analizaran de forma descriptiva las variables cuantitativas con medidas de tendencia central expresando la media y la desviación estándar y las variables cualitativas se expresaran en porcentaje. Se utilizó t de student cuando se compararon medias entre sí y ANOVA cuando se compararon las medias en relación a variables como género y grupo de edades.

Se compararan los resultados de los parámetros obtenidos con los dos métodos (bidimensional y tridimensional) con pruebas de correlación de Pearson. Se realizó evaluación de la variabilidad intraobservador en una muestra aleatoria de los pacientes. Se utilizó el análisis de correlación de Pearson, comparando los valores procesados inicialmente, con una segunda

medición realizada por el mismo observador, ciego a los resultados obtenidos, previamente.

Se usará el programa estadístico SPSS 13.0 para el procesado de los datos.

Los pasos son resumidos en la figura (10)

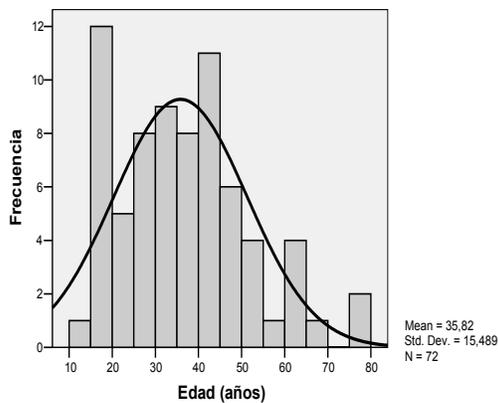
**Figura 10.** Metodología



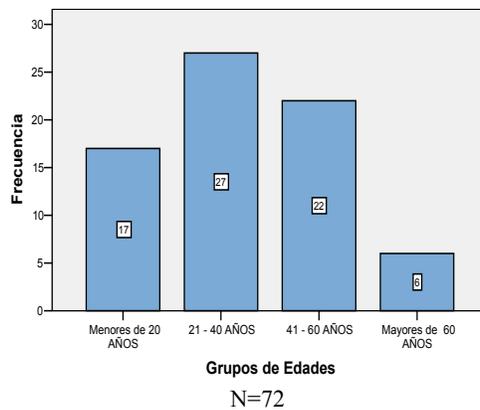
## RESULTADOS

Se evaluaron 72 individuos, que cumplieron los criterios de inclusión y fueron catalogados como sanos, el rango de edades se ubicó entre los 15 y 79 años, la edad promedio fue de 35,82 años ( $\pm 15,49$  años). (Figura 11) Se dividieron en grupos de edades (Figura 12)

**Figura 11.** Distribución de la población según la edad

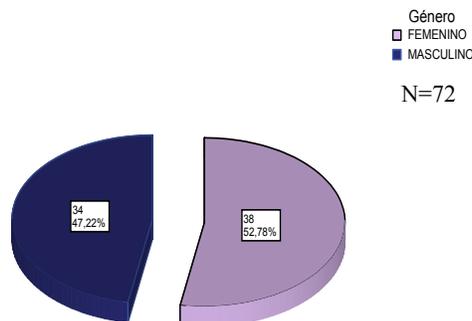


**Figura 12 .** Distribución de la población según grupos de edades



De la población 38 individuos pertenecen al género femenino y 34 al masculino (Figura 13)

**Figura 13.** Distribución de la población según el género



De los datos antropométricos registrados el peso promedio fue de  $67,91 \pm 1,73$  Kg, la estatura promedio fue de  $169 \pm 1,4$  cm, y la superficie corporal (SC) fue de  $1,76 \pm 0,02$  m<sup>2</sup>.

La media de la presión arterial sistólica fue de 110,29 ± 2,21 mm Hg y diastólica 70,74 ± 1,47 mm Hg.

- **Dimensiones de la Aurícula Izquierda**

- **Modo M**

La media del diámetro antero -posterior de la AI fue de 32,96 ± 3,88 mm.

- **Biplano (BI)**

En cuanto a las medidas obtenidas a partir de las determinaciones del volumen de la AI por el método biplano a partir de la pirámide completa, la media del VD fue de 39,03 ± 11,27 ml y VS 18,49 ± 7,31 ml. Se estimaron los percentiles para los valores de estas variables (tabla 1)

**Tabla 1.** Dimensiones de la AI determinadas por método biplano

PERCENTIL	VD BI (ml)	VS BI (ml)
<b>P25</b>	29,15	13,69
<b>P50</b>	38,30	16,73
<b>P75</b>	49,37	22,04

Ajustando estos valores a la superficie corporal de cada individuo se obtuvieron el VD ajustado a la superficie corporal (VD BI SC) el cual fue de 22,33 ± 5,91 ml/m<sup>2</sup> de SC y el VS ajustado a la superficie corporal (VS BI SC) fue de 10,57 ± 4,13 ml/m<sup>2</sup> de SC. También se estimaron los percentiles para estos valores (Tabla 2).

**Tabla 2.** Dimensiones de la AI ajustadas a la superficie corporal estimadas por método biplano

PERCENTIL	VD BI SC (ml/m <sup>2</sup> )	VS BI SC (ml/m <sup>2</sup> )
<b>P25</b>	17,50	8,07
<b>P50</b>	22,43	10,26
<b>P75</b>	27,05	12,06

- **Tridimensional**

En cuanto a las medidas volumétricas tridimensionales la media del volumen diastólico (VD 3D) fue de  $31,68 \pm 10,46$  ml y sistólico (VS 3D)  $15,73 \pm 5,65$  ml. Se estimaron los percentiles para los valores de estas variables (tabla 3)

**Tabla 3.** Dimensiones de la AI determinadas por método volumétrico tridimensional

PERCENTIL	VD 3D (ml)	VS 3D (ml)
<b>P25</b>	24,4	12,15
<b>P50</b>	30,20	15,45
<b>P75</b>	37,90	18,70

Ajustando estos valores a la superficie corporal de cada individuo se obtuvieron el VD ajustado a la superficie corporal (VDSC) el cual fue de  $18,20 \pm 5,36$  ml/m<sup>2</sup> de sc y el VS ajustado a la superficie corporal (VSSC) fue de  $8,97 \pm 3,07$  ml/m<sup>2</sup> de SC. También se estimaron los percentiles para estos valores (Tabla 4).

**Tabla 4.** Dimensiones de la AI determinadas por método volumétrico tridimensional ajustados a superficie corporal

PERCENTIL	VD 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )	VS 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )
<b>P25</b>	13,58	6,70
<b>P50</b>	17,13	8,73
<b>P75</b>	21,70	10,47

- **Función global de la AI**

Se utilizó para la estimación de la función global el cálculo de la Fracción de eyección (FE), ésta se estimó tanto por el método biplano, como por el método volumétrico tridimensional.

- **FE Biplano**

La media fue de  $53,57\% \pm 10,49\%$ . Se estimaron los percentiles (Tabla 5)

**Tabla 5.** FE estimada por método biplano (distribución de la población en percentiles)

PERCENTIL	FE BI (%)
P25	45,62
P50	53,69
P75	60,83

○ **FE 3D**

La media fue de 51,55% ± 11,15%. Se estimaron los percentiles (Tabla 6)

**Tabla 6.** FE estimada por método volumétrico tridimensional (distribución de la población en percentiles)

PERCENTIL	FE BI (%)
P25	44,07
P50	50,24
P75	60,29

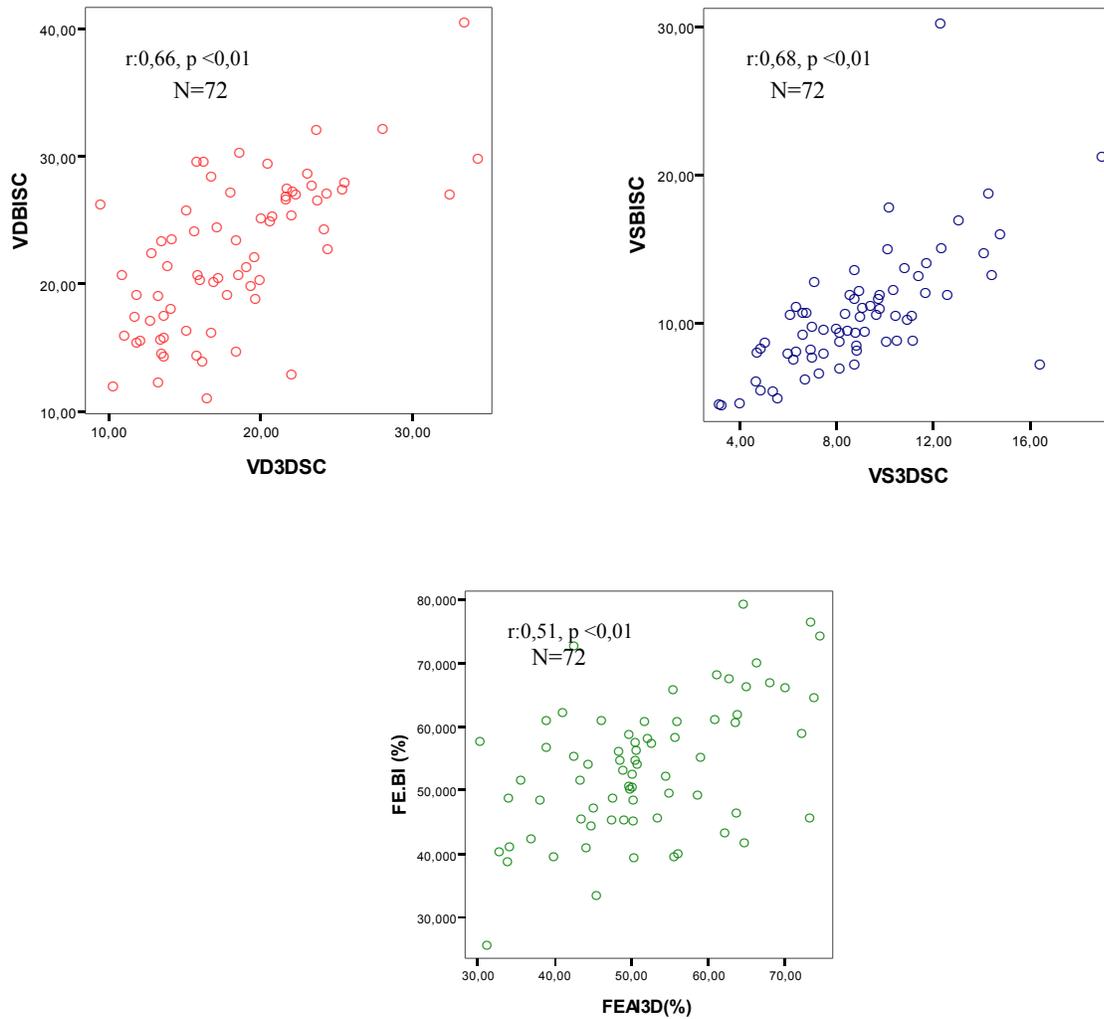
Se compararon los dos métodos utilizados para la determinación de los volúmenes (biplano y 3D) con la prueba de T pareada, se evidencia que existen diferencias en los dos métodos para la determinación de los volúmenes, no mostrando diferencia de significancia estadística en la determinación de la FE. (Tabla 7, primera fila)

Se realizó análisis de correlación entre las variables, y se mostró que existe correlación con significancia estadística entre las mismas. (tabla 7, 2da y 3ra. fila)(Figura 14)

**Tabla 7. Correlación entre las determinaciones de volúmenes ajustados a superficie corporal determinados por el método biplano y volumétrico tridimensional.**

	VD SC	VS SC	FE
P	0,000	0,000	0,114
COEFICIENTE DE CORRELACION DE PEARSON	0,66	0,68	0,51
P (CORRELACION)	0,000	0,000	0,000

**Figura 14. Correlación entre VD3DSC y VDBISC (izquierda) ; VS3DSC y VSBISC (derecha) y FE3D con FEBI (abajo)**

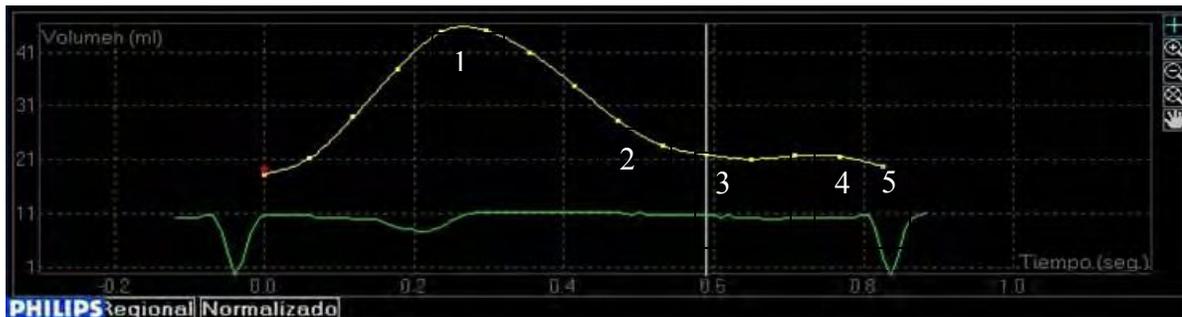


▪ **ANÁLISIS DEL VOLUMEN GLOBAL SEGÚN EL CICLO CARDIACO**

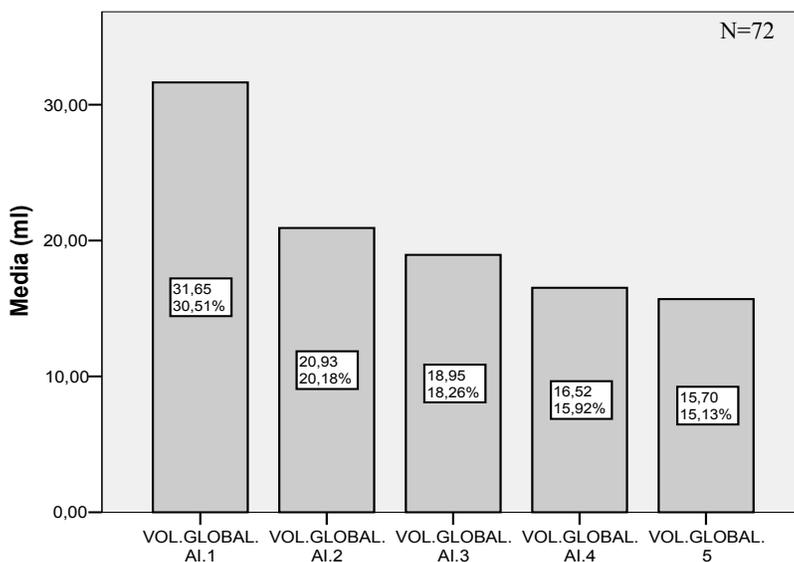
Se realizaron determinaciones de volumen según el momento del ciclo cardiaco, utilizando el análisis avanzado del QLab. Se tomaron los valores del volumen en correlación con el trazo electrocardiográfico y la curva de volumen auricular en el tiempo (Figura 15) en base a estos parámetros se registraron los valores de: (Figura 16)

1. Diástole auricular (sístole ventricular, onda T), máximo volumen
2. Diastásis (aplanamiento de la curva de volumen)
3. Previo a la contracción de la aurícula (pre onda P)
4. Posterior a la contracción (post onda P)
5. Volumen mínimo.

**Figura 15.** Curva de volumen auricular en relación al ciclo cardiaco obtenido a través del análisis tridimensional volumétrico (los números se correlacionan a la enumeración previamente descrita en el texto)



**Figura 16.** Distribución del volumen global de la AI en cada momento del ciclo cardiaco. Vol. Global 1:Diástole auricular (sístole ventricular, onda T), máximo volumen, Vol. Global 2: Diastásis (aplanamiento de la curva de volumen), Vol. Global 3. Previo a la contracción de la aurícula (pre onda P).Vol. Global 4: Posterior a la contracción (post onda P) , Vol. Global 5:Volumen mínimo.



En base a los resultados de esta curva se calculan los siguientes parámetros:

- Volumen de Vaciado Pasivo: 12,7 ml, estimado en base a la diferencia entre la media del máximo volumen auricular (identificado en el gráfico como "1" y la media del volumen que precede a la contracción auricular (identificado en el gráfico como "3") que se relaciona a un 40% del volumen auricular.
- Volumen de vaciado activo: 3,25 ml, determinado como la diferencia entre el momento previo a la contracción atrial (identificado en el gráfico como "3") y el volumen mínimo (identificado en el gráfico como "5"), correspondiendo a un 10% del volumen máximo de la diástole auricular

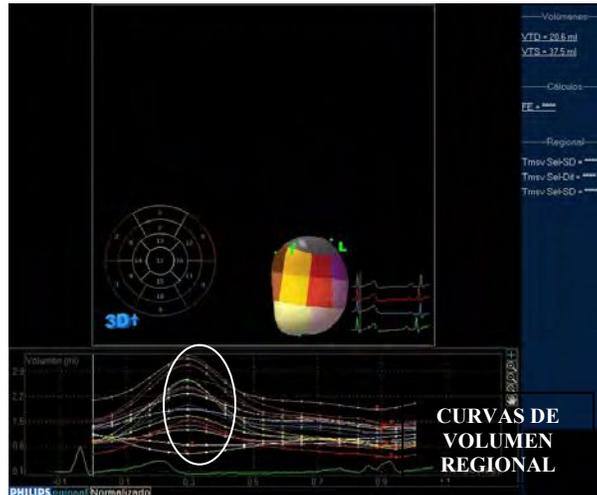
Se estimó la media del volumen eyectivo (VE) global en 16,57 ml ( $\pm$  6,92 ml).

Si se toma la media del volumen eyectivo total de la AI, y a ese total se estima la fracción de contribución del llenado pasivo se obtiene que este contribuye con 80% y el resto queda para la contribución de la contracción auricular.

#### ▪ **ANALISIS DEL VOLUMEN SEGMENTARIO**

A partir de las curvas de volumen por segmento (Figura 17) se obtiene la cantidad de volumen atribuida a cada segmento durante las fases del ciclo cardiaco, tomando el volumen que se corresponde con la diástole auricular (onda T del ECG) sustrayéndole el volumen post contracción auricular (pre complejo QRS, post onda P), se obtuvo el volumen eyectivo por segmento y a partir de esto sumando los segmentos según la distribución se obtuvo la cantidad que eyecta en cada ciclo la AI en sus porciones basales, medias y techo de AI (tabla 7), se realizó comparación entre la media de los volúmenes eyectivos, con T de student, no mostrando diferencia significativa entre los segmentos basales y medios, pero si en relación a los segmentos del techo de la AI. (Figura 18)

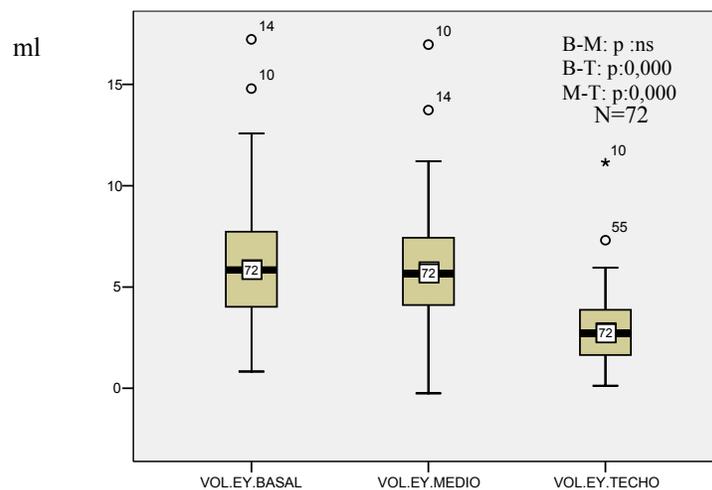
**Figura 17.** Curvas de volumen auricular por segmento durante el ciclo cardiaco obtenidas a partir del análisis volumétrico tridimensional



**Tabla 7.** Volumen eyectivo distribución por segmentos

	VOL. EY. BASAL	VOL.EY.MEDIO	VOL. EY. TECHO
Media (ml)	6,21	6,12	2,9
DE	3,09	2,93	1,80

**Figura 18.** Distribución del volumen eyectivo de la AI por segmentos (B: basal, M: medio, T: techo)

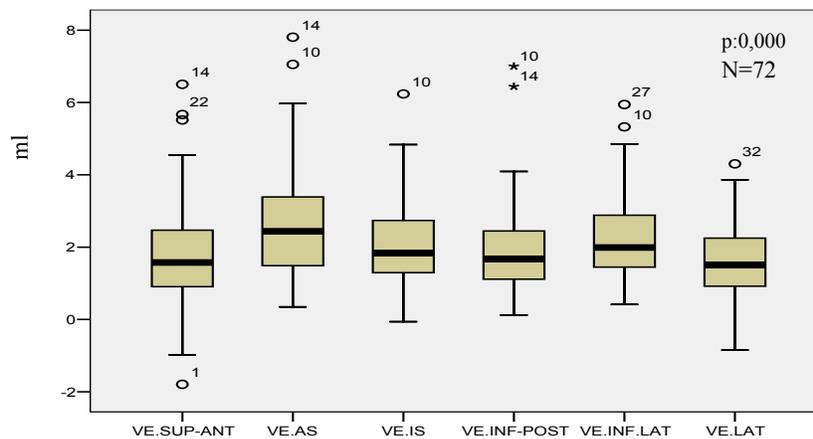


También se obtuvo los volúmenes eyectivos por pared, mostrados en la Tabla 8, Figura 19. Mostrando diferencia entre los miamos,  $p= 0,000$  .

**Tabla 8.** Distribución de los volúmenes eyectivos por cada pared

	<b>Media (ml)</b>	<b>Desvío estándar (ml)</b>
<b>Antero-superior</b>	1,81	1,39
<b>Antero - septal</b>	2,66	1,52
<b>Infero- septal</b>	2,04	1,11
<b>Infero - posterior</b>	1,95	1,22
<b>Infero -lateral</b>	2,29	1,22
<b>Antero - lateral</b>	1,58	1,07

**Figura 19.** Distribución de los volúmenes eyectivos (VE) en ml por cada pared. Pared supero-anterior (SUP-ANT), antero-septal (AS), infero-septal (IS), infero-posterior (IP), infero-lateral (INF.LAT), lateral (LAT)



## INTERACCION DE VARIABLES

### ▪ DIMENSIONES

Se realizó un análisis de los volúmenes ajustados a superficie corporal en relación al género, registrándose VD 3D SC y VS 3D SC discretamente mayores en el género femenino (Tabla 9 , Figura 20)

**Tabla 9.** Distribución por género de los volúmenes sistólicos y diastólicos ajustados a superficie corporal

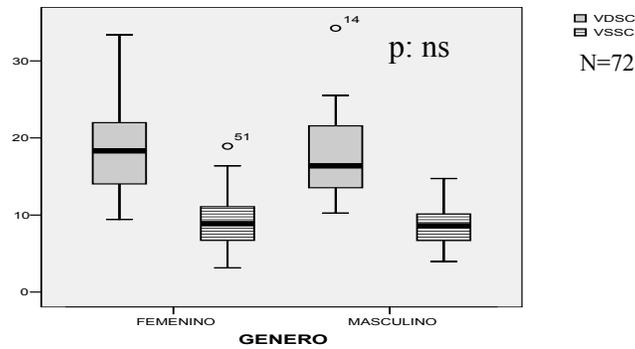
	VD 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )		VS 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )	
	FEM.	MASC.	FEM.	MASC.
<b>MEDIA</b>	18,69	17,67	9,13	8,59
<b>D.E.</b>	5,69	5,01	5,01	2,65
<b>P25</b>	14,04	13,54	6,72	6,70
<b>P50</b>	18,32	16,37	8,88	8,61
<b>P75</b>	22	21,58	11,10	10,13

Se realizó análisis estadístico, no evidenciando diferencias significativas en cuanto al género y las dimensiones de la AI, así como de la FE.(tabla 10)

**Tabla 10.** Relación entre el género y las dimensiones ajustadas a la SC

	VARIABLE	P	PRUEBA ESTADISTICA
<b>GENERO</b>	VD SC 3D	0,425	ANOVA
	VS SC 3D	0,461	ANOVA

**Figura 20.** Distribución por género del volumen sistólico y diastólico ajustados a superficie corporal

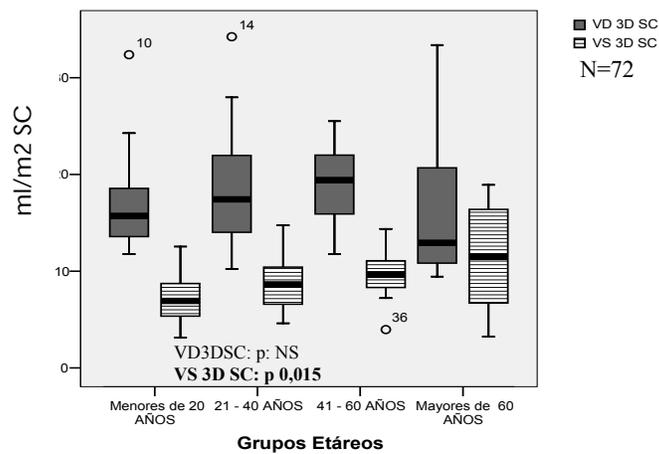


También se estratificó a la población según grupos de edades y se analizó las medias del VD 3D SC y VS 3D SC, evidenciando una tendencia al aumento de los valores del VS a mayor edad.(Tabla 11 y figura 21). También se realizaron cruce de estas variables y los grupos de edades, evidenciando que existe diferencia significativa, en cuanto al VS SC 3D (Tabla 11)

Tabla 11. Distribución por grupos de edades de los volúmenes sistólicos y diastólicos ajustados a superficie corporal

	VD 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )		VS 3D SC (ml/m <sup>2</sup> )	
	MEDIA	D.E.	MEDIA	D.E.
< 20 años	17,62	5,29	7,32	2,55
21 – 40 años	18,31	5,46	8,60	2,63
41 – 60 años	18,92	4,25	9,7	2,23
> 60 años	16,71	9,06	11,37	6,09
<b>P (ANOVA)</b>	0,789		<b>0,015</b>	

Figura 21. Distribución por género del volumen sistólico y diastólico ajustados a superficie corporal



▪ **FUNCION**

Se analizó la FE 3D según el género y se evidenció valores mayores en el género femenino (tabla 12)

**Tabla 12.** Distribución de la FE 3D según el género

	FE 3D (%)	
	FEM.	MASC.
<b>MEDIA</b>	52,25	50,78
<b>D.E.</b>	11,89	10,38
<b>P25</b>	43,31	44,31
<b>P50</b>	50,22	50,26
<b>P75</b>	61	58,50

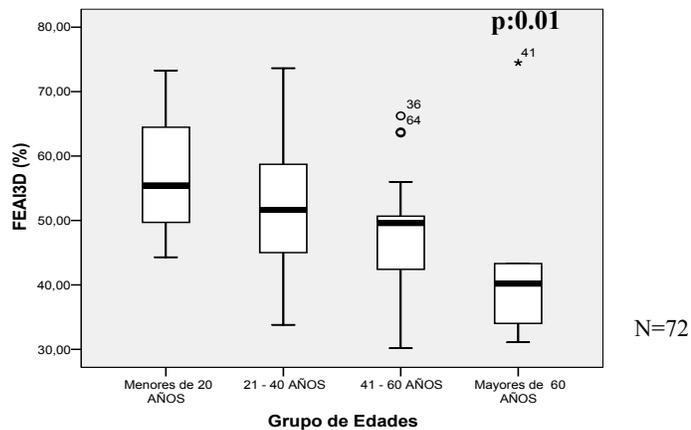
Y en relación a la edad se observó menores valores de FE a mayores edades (tabla 13). Al realizar análisis estadístico de la FE y el género no mostró diferencia significativa ( $p: 0,581$ )

**Tabla 13.** Distribución de la FE según grupos de edades

GRUPOS DE EDADES	FE 3D (%)	
	MEDIA	D.E
<b>&lt; 20 años</b>	58,05	9,88
<b>21 – 40 años</b>	52,05	10,40
<b>41 – 60 años</b>	48,02	9,42
<b>&gt; 60 años</b>	43,88	15,71

Al realizar análisis estadístico se registra diferencia estadísticamente significativa en relación al grupo etáreo y la FE ( $p= 0,01$ ) (Figura 22)

**Figura 22.** Distribución de la FE según grupos de edades



### VARIABILIDAD INTRA OBSERVADOR

Se realizaron segundas determinaciones de los parámetros de VDAI3D, VSAI3D y FE3D a 21 pacientes al azar, por el mismo observador, se compararon las medias y se realizó análisis de correlación de Pearson, estableciendo la significancia de la correlación (tabla 14)

**TABLA 14.** Determinación de la Variabilidad intraobservador. Análisis de correlación de Pearson.  $\bar{x}_1$  : media de la primera determinación,  $\bar{x}_2$  : media de la segunda determinación.

PARÁMETRO	$\bar{x}_1$ (DE)	$\bar{x}_2$ (DE)	DIFERENCIA DE $\bar{x}$	r	p
VS3D (ml)	15,59 (6,04)	14,82 (5,42)	0,77	0,76	0,000
VD3D (ml)	32,82 (13,21)	32,97 (11,44)	0,15	0,86	0,000
FE (%)	53,59 (12,66)	53,55 (7,45)	0,04	0,53	0,01

Se evidencia que hay correlación entre las variables, con poca diferencia de los valores de la media del VS3D, VD3D y FE3D, lo que sugiere baja variabilidad intraobservador.

## DISCUSION

Este estudio mostró que es posible la determinación de las dimensiones de la AI, así como el cálculo de la FE a partir de estos, utilizando la ecocardiografía tridimensional. Además, se demuestran los cambios de estas dimensiones relacionados al ciclo cardiaco, y el análisis de la cantidad de volumen eyectado por cada segmento durante la sístole auricular.

Sin embargo la contribución más importante, parece ser la de mostrar valores normales de la morfología y función de la AI, para esta técnica, hasta ahora no existentes en la literatura, que permitirán la estratificación de los pacientes y la clasificación de acuerdo a sus parámetros en normales o no.

Estudios como el de Anwar y col, publicado en enero 2008<sup>14</sup>, realizan análisis de la AI por eco 3D, sin embargo incluyen una población diversa (pacientes hipertensos, con enfermedad coronaria, normales y con miocardiopatía), de ellos 25 de pacientes son catalogados como normales, y establecen dos grupos, según tengan valores máximos de volumen superiores o inferiores a 50 ml( basados en literatura previa) concluyen que el eco 3D permitió estos análisis con baja variabilidad intraobservador y buena repetibilidad. En esos pacientes, en los que el volumen de la AI fue menor a 50 ml, la media del volumen diastólico fue de 37,1 ml ,aproximadamente, 6 ml de diferencia con nuestros resultados, y con relación al volumen sistólico la diferencia fue menor de solo 0,1 ml, datos muy interesantes al evaluar la variabilidad interobservador del método.

También Jenkins y colaboradores en el 2005<sup>15</sup>, publican en un estudio donde buscan comparar el eco 3D y 2D en la determinación de las dimensiones de la AI, no utilizan la misma metodología de postprocesado offline, ya que ellos usan análisis Tomtec y no la plataforma del Q lab, siendo el análisis basado en la planimetría endocárdica de 12 cortes, con posterior detección semiautomática de los bordes, reclutaron 106 pacientes, de los cuales 19 fueron reportados como normales y el resto incluía en su mayoría pacientes con alteraciones de la motilidad regional, enfermedad valvular,

pacientes con enfermedad renal o hepática), reportan un valor medio que agrupa este amplio grupo de patologías y no discriminan por diagnóstico, por lo que sus resultados no son comparables al nuestro, sin embargo su conclusión muestra buena correlación entre los métodos 2D y 3D.

En este trabajo se plantea el uso de percentiles y no un valor único de corte, para clasificar a los pacientes, además se establecen valores de referencia para el género femenino y masculino, así como para grupos etáreos, útiles a la hora de el estudio de las características de la AI, de nuestros pacientes, y que nos permitirán establecer parámetros para compararlos con individuos con diversas patologías cardiacas.

Se establecen conclusiones, basadas en estos resultados, demostrando que la FE AI es menor a edades avanzadas. El aumento significativo y progresivo del volumen de fin de sístole auricular es la razón por la cual decae significativamente la FE.

Esta afirmación es novedosa, cuando se relaciona habitualmente la dilatación de la AI con el aumento de la edad , sin discriminar los volúmenes auriculares como se hace en este trabajo. Conclusión no establecida con estudios en eco 3D hasta el momento.

Hasta ahora ninguna de estas publicaciones, realizan análisis ajustados a la superficie corporal, muy importantes, porque se saben que son influyentes al respecto. Por lo que se aportan parámetros de utilidad y aplicación clínica.

Con respecto al análisis con la técnica biplano, mostró buena correlación con el método volumétrico, aporta resultados que son interesantes, pues tampoco se expresan en la literatura comparación de estos métodos en la cuantificación de las dimensiones y FE en la AI.

En cuanto al análisis del cambio del volumen por momento del ciclo cardiaco, el trabajo de Anwar <sup>14</sup>, citado previamente, hace una comparación de los cambios cíclicos del volumen auricular, similar al realizado en este estudio, como mencionamos en el texto precedente, no referido como este exclusivamente a individuos normales, reporta el volumen máximo, mínimo, pre onda A del electrocardiograma y la FE activa

(contracción atrial) y pasiva, antes de la contracción atrial y aportan datos interesantes, con valores similares de la contribución auricular al llenado pasivo ventricular y con valores mayores en cuarto al aporte de la contracción auricular, en los pacientes con Volúmenes máximos de AI menores al 50ml, probablemente en relación a que se trata de una población con una media de edad mayor que en este estudio. Lo que podría explicar valores mayores en cuanto al volumen relacionado a la contracción atrial.

Este trabajo, realiza análisis de la contracción regional, estudios realizados con esta técnica en el VI<sup>13</sup> pero no hasta ahora en la AI, se reporta que los segmentos basales y medios eyectan medias de volúmenes similares, durante el ciclo cardiaco auricular, con valores menores, con significancia estadística para los valores del techo auricular.

Si se hace referencia a la mioarquitectura de la AI descrita por Sánchez Quintana y col<sup>3</sup>, referida en la introducción, podría decirse que el fascículo interatrial o de Bachman, reportado como el más fuerte de la musculatura atrial lleva sus fibras a lo largo de los segmentos catalogados como basales (cerca del anillo mitral) y medios de la AI, correlacionándose con los de mayor volumen de eyección.

En este contexto, también se realizó el análisis por segmento, encontrando que el segmento anteroseptal, fue el de mayor eyección, si se compara con la anatomía de las fibras musculares, encontramos que el anillo de la fosa oval sirve como sitio de inserción a diversos fascículos musculares atriales, siendo referido en la literatura como el soporte mecánico al movimiento de las paredes atriales<sup>5</sup>. Quizás, esta correlación ameritaría estudios subsiguientes que demuestren esta teoría de contracción, sin embargo permite a este momento justificar los hallazgos mostrados en este estudio.

Otra posible explicación a estos hallazgos, se encuentra en la publicación de Quintana y col<sup>16</sup> del año 2005, un estudio de evaluación de la función global y regional auricular con Doppler tisular, donde se concluye que el movimiento de la aurícula basado en el análisis de variables

electromecánicas, es de abajo hacia arriba de las paredes cercanas al anillo mitral (basal a techo, para nuestro estudio) con una continua reducción de este movimiento hacia los segmentos superiores de la AI. Ellos intentan explicar este resultado basado en las fibras longitudinales de la AI.

Otro trabajo en relación a la contractilidad segmentaria de la AI, también con el uso del Doppler tisular, muestra mayores velocidades de contracción atrial para los segmentos septales y laterales, siendo en este estudio los segmentos con mayor volumen eyectivo.

## CONCLUSIONES

La ecocardiografía tridimensional en tiempo real, permitió la estimación de los volúmenes auriculares y de la FE, en una población de individuos normales, sin utilizar fórmulas que se basen en asunciones geométricas, a partir de un conjunto de datos de una pirámide completa obtenida desde la vista apical.

Se estimaron los valores medios de volumen diastólico (VD) y sistólico (VS), por esta técnica, así como los mismos parámetros ajustados a superficie corporal para población normal, aportándose parámetros de referencia, que permiten ubicar las dimensiones de los pacientes en percentil 25, 50 ó 75.

Se estima la FE de la AI promedio, y también se estratifica en percentiles. Se proporcionan los mismos datos antes referidos, en relación al género y por grupos de edades.

Se concluyó que no existen diferencias significativas en estos parámetros en relación al género. Sin embargo, si se observaron, en relación al VS ajustado a superficie corporal que fue mayor a mayor edad lo que impacta en el cálculo de la FE que fue menor a mayor edad.

Se evaluó la función regional de la AI, basado en los volúmenes eyectivos por segmento, los segmentos basales y medios eyectan mayor cantidad de volumen (sin diferencia estadística significativa entre ellos) que los segmentos del techo de la AI. Así como, los segmentos relacionados al septum y pared lateral de la misma.

Se definen los cambios del volumen de la AI a lo largo del ciclo cardiaco, estableciendo los parámetros de la media del volumen de vaciado pasivo y del volumen de vaciado activo.

Además se definen para la población normal los VD, VS y FE con eco 3D, biplano de 4 y 2 cámaras, en analogía al Simpson biplano, agregando los parámetros de referencia para esta técnica que tiene buena correlación con el 3D.

La variabilidad intraobservador, es adecuada para eco 3D.

Se puede delinear la fisiología de la contracción auricular, pudiendo establecer, parámetros de referencia en la población normal, en cuanto a las dimensiones , a la función global y regional en base a el aporte para la eyección de cada uno de los segmentos auriculares y su relación con el ciclo cardiaco.

## BIBLIOGRAFIA

---

<sup>1</sup> Rossi A, Vassanelli C. Left atrium: no longer neglected. *Ital Heart J* 2005; 6 (11): 881-885

<sup>2</sup> Rebollo R. The unfolding of the blood circulation doctrine: the correspondence between William Harvey and Caspar Hofmann in May 1636'. *História, Ciências, Saúde* 2002; 9(3): 479-513.

<sup>3</sup> Yen Ho S, Sanchez-Quintana D, Cabrera J, Anderson R. Anatomy of the left atrium: Implications for radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1990; 10: 1525 - 1533

<sup>4</sup> Wang K, Yen Ho S, Gibson D, Anderson R. Architecture of atrial musculature in humans. *Br Heart J* 1995; 73: 559 – 565.

<sup>5</sup> Yen Ho S., Anderson R., Sánchez- Quintana D. Atrial structure and fibres: morphologic bases of atrial conduction. *Cardiovascular research* 2002; 54: 325 – 326.

<sup>6</sup> Lang R, Bierig M, Devereux R, Flachskampf F, Foster E, Pellikka P, et al. Recommendations for Chamber Quantification: A Report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, Developed in Conjunction with the European Association of Echocardiography, a Branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-1463

<sup>7</sup> Maddukuri P, Vieira M, DeCastro S, Maron M, Kuvin J, Patel A, Pandian N. What Is the Best Approach for the Assessment of Left Atrial Size? Comparison of Various Unidimensional and Two-dimensional Parameters with Three-dimensional Echocardiographically Determined Left Atrial Volume. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:1026-1032.

<sup>8</sup> Tsang T, Abhayaratna W, Barnes M, Miyasaka Y, Gersh B, Bailey K, et al. Prediction of Cardiovascular Outcomes With Left Atrial Size. Is Volume Superior to Area or Diameter? *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1018 –23

<sup>9</sup> Møller J, Hillis G, Oh J, Seward J, Reeder G, Wright S et al .Left Atrial Volume A Powerful Predictor of Survival After Acute Myocardial Infarction. *Circulation* 2003;107:2207-2212

<sup>10</sup> Beinart R, Boyko V, Schwammenthal E, Kuperstein R, Sagie A, Hod H. Long-Term Prognostic Significance of Left Atrial Volume in Acute Myocardial Infarction. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:327–34

<sup>11</sup> Olshansky B, Heller E, Mitchell L, Chandler M, Slater M, Green M, et al and the AFFIRM Investigators. Are Transthoracic Echocardiographic Parameters

---

Associated With Atrial Fibrillation Recurrence or Stroke? Results From the Atrial Fibrillation Follow-Up Investigation of Rhythm Management (AFFIRM) Study. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45:2026 –33.

<sup>12</sup> Leunga J, Bellowsb W, Schillerc N. Impairment of left atrial function predicts post-operative atrial fibrillation after coronary artery bypass graft surgery. *European Heart Journal* 2004; 25, 1836–1844.

<sup>13</sup> Corsi C, Lang R, Veronesi F, Weinert L, Caiaini E, Lamberti M, Mor-Avi V. Volumetric Quantification of global and regional left ventricular function from Real – time three dimensional echocardiographic images. *Circulation* 2005; 112: 1161 – 1170.

<sup>14</sup> Anwar A, Soliman O, Geleijnse M, Nemes A, Vletter W, Cate F. Assesment of left atrial volume and function by real time three dimensional echocardiography. *International Journal of Cardiology* 2008; 123: 155-161

<sup>15</sup> Jenkins C, Bricknell K, Marwick T. Use of Real-time three dimensional echocardiography to measure left atrial volume: Comparision with other echocardiographic techniques. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18: 991 – 997.

<sup>16</sup> Quintana M, Lindell P, Saha S, del Furia F, Lind B, Govind S, Brodin L. Assessment of atrial regional and global electromechanical function by tissue velocity echocardiography: a feasibility study on healthy individuals. *Cardiovascular Ultrasound* 2005, 3:4

---

## INDICE

	<b>Página</b>
▪ Agradecimientos	2
▪ Introducción	3
▪ Problema	9
▪ Hipótesis	9
▪ Objetivos General y Específicos	10
▪ Diseño metodológico	10
○ Población	10
○ Material y métodos	10
○ Variables	16
○ Análisis estadístico	17
▪ Resultados	19
○ Dimensiones Aurícula izquierda	20
○ Función global Aurícula Izquierda	21
○ Correlación método Biplano y tridimensional.	22
○ Análisis del volumen global según el ciclo cardiaco.	23
○ Análisis del volumen segmentario	25
○ Interacción de variables	27
▪ Dimensiones	22
▪ Función	29
○ Variabilidad intraobservador	31
▪ Discusión	<b>32</b>
▪ Conclusiones	<b>36</b>
▪ Referencias Bibliográficas	<b>38</b>