

Valoración cuantitativa de la contractilidad cardiaca

Eustasio Sánchez F.-Villarán*
Luis Cerezo González*

RESUMEN

El estudio de la contractilidad cardiaca (9) tiene en la actualidad un interés extraordinario, pues se trata de expresar en cifras cuantitativas el estudio y la función del miocardio, tan interesante para su aplicación en clínica médica y quirúrgica cardiaca. Por otro lado, la extensa variación de fórmulas matemáticas y la corrección de las mismas, relacionadas a veces entre sí o por coeficientes, hace que ya sea signo evidente de su falta de fiabilidad. No en vano la formulación matemática no puede ser extendida a la biología en toda su amplitud. También la variedad de las mismas indica que no es fácil justificar en cada aplicación un error proporcionado y casi común para todos los cálculos, lo cual podía significar un valor intrínseco fehaciente aun con cifras erróneas en sí.

GASTO CARDIACO

Gasto cardiaco =

volumen del latido x frecuencia. En cc.

Volumen por latido =

volumen telediastólico – vol. telesistólico

Para determinar el volumen ventricular se utiliza casi con exclusión la imagen de una ventriculografía en telesístole y otra en telediástole, en proyección OAD a 30° corregida de la fórmula inicial a biplano.

Dodge (13,16,17,18,20) dispuso la fórmula con estudio del área en biplano, pero pronto se dio cuenta que el error, relativo a su primera investigación, obtenido en

un solo plano (ántero-posterior) era mínimo; a continuación vio que lo mismo era emplear la situación ántero-posterior que la oblicua anterior derecha (OAD) a 30°, como se hace actualmente en todas partes por mayor comodidad (11).

Técnica de Green (26) para un solo plano, comúnmente usada en OAD a 30°, considera el ventrículo izquierdo a la manera de una figura en revolución, con objeto de obtener el volumen ventricular, referido siempre al ventrículo izquierdo. El eje longitudinal se describe en la figura adjunta (No.1), desde la mitad del plano valvular aórtico hasta la punta del ventrículo izquierdo; el eje o diámetro transversal corresponde a una perpendicular al medio del eje anterior, el cual se eleva al cuadrado por considerarle hipotéticamente igual en magnitud al del eje no visible en esta proyección. Se trata de volúmenes, donde hay tres ejes.

Volumen del ventrículo = KLM^2

L = eje longitudinal

M = eje o diámetro transversal

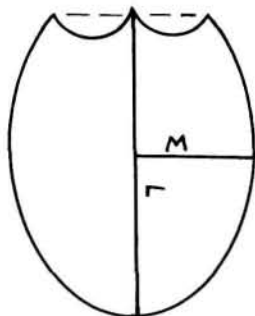
FC = factor de corrección obtenido al dividir la longitud de la rejilla obtenida entre la imagen proyectada y la real. Se eleva al cubo porque se trata de volúmenes.

K = constante obtenida mediante la fórmula siguiente,

$$K = \left(\frac{\pi}{6}\right) \left(\frac{1}{FC^3}\right)$$

*Servicio de Hemodinamia, Centro Especial Ramón y Cajal, Madrid.

Figura 1



En la práctica (5) FC equivale siempre a $\frac{\text{mm reales}}{\text{mm imagen radiológica}}$

Técnica de Sander y Dodge (20,52,53) para su uso en monopiano en OAD a 30°. El diámetro longitudinal se mide sobre la figura como en la anteriormente citada, el eje transversal mediante la fórmula $\frac{4a}{\pi L}$, cuyo valor se eleva al cuadrado por tratarse de una superficie. También en este método se considera al ventrículo como un elipsoide en revolución.

Volumen ventricular =

$$\left(\frac{4\pi}{3}\right) \left(\frac{L}{2}\right) \left(\frac{M}{2}\right)^2 \left(\frac{1}{FC^3}\right)$$

En la práctica se omite $\left(\frac{1}{FC^3}\right)$

a = área ventricular obtenida por planimetría o equivalente.

La correlación entre los valores obtenidos por ambas fórmulas precedentes, en sujetos con contracción normal, fue de 0,978 en volúmenes telediastólicos, y de 0,908 en volúmenes telesistólicos (Flores Delgado y su grupo -17-).

Actualmente se usa más bien la fórmula abreviada de Dodge (19), la cual es como sigue:

Volumen ventricular =

$$0,807 \times \frac{a^2}{DI} \times F^3 - 3$$

a = área de la imagen del ventrículo izquierdo en PA o en OAD a 30°.

DI = diámetro longitudinal en la imagen del ventrículo izquierdo en cualquiera de las posiciones dichas, aunque se use más la OAD a 30°.

F = factor de corrección de distorsión de la imagen, que en la práctica (5) es:

$$\frac{\text{diámetro externo del cáteter real}}{\text{diam. ext. cat. real en angiocardiogr.}}$$

Se traza la imagen obtenida del ventrículo izquierdo en telesístole y telediástole (dos por tanto) en un papel directamente del fotograma proyectado o de la placa de AOT. (Se pueden usar ambas posiciones, como se ha dicho). Aquí hay siempre un error en la reconstrucción del dibujo por los límites borrosos del contraste, supliendo en parte o añadiendo, lo cual supone una relatividad a lo que en sí ya encierra la fórmula de aleatorio. No hay evidencia donde conste que hay un error similar en estos cálculos, pues las añadiduras son propias de cada caso y de cada operación. Hay que pensar cómo al no haber otro medio más certero de obtener el dato cuantitativo del volumen ventricular solamente queda aceptar éste, no obstante sus grandes inexactitudes.

CIFRAS NORMALES:

Volumen telediastólico de ventr. izquierdo:
100 - 130 cc.

Volumen telesistólico de ventr. izquierdo:
40 - 60 cc.

Volumen sistólico o de expulsión del mismo (vol. telediastólico menos vol. telesistólico): 60 - 80 cc.

Con objeto de relacionar el volumen del ventrículo izquierdo con cada individuo, se ha establecido el llamado índice telediastólico del citado ventrículo

$$= \frac{\text{volumen telediastólico}}{\text{superficie corporal en m}^2}$$

Normal 55 - 90 cc/m².

Índice telediastólico de vent. izquierdo

$$= \frac{\text{vol. telesistólico}}{\text{superf. corporal}} \quad \text{N. 20 - 35 cc/m}^2.$$

Índice sistólico o de expulsión del vent. izqdo.

$$= \frac{\text{volumen sistól.}}{\text{superf. corporal}}$$

N. 40 - 60 cc/m²/lat.

Índice cardíaco

$$= \frac{\text{volumen minuto}}{\text{superf. corporal}}$$

Normal 2,5 - 5 litros/min./m².

Todavía, tratando de corregir el índice cardíaco, se ha procedido a una relación:

$$\frac{\text{índice cardíaco}}{\text{tiempo de eyección en segundos}}$$

Normal 159 ± 40 cc/seg/m².

El volumen de expulsión o eyección sistólica media se influye por aumento de la precarga, fármacos inotrópos; disminuye por aumento de la postcarga (estenosis aórtica, por ejemplo) e insuficiencia ventricular izquierda. Se eleva durante el ejercicio en el corazón normal, pero en insuficiencia cardíaca durante el ejercicio hay aumento excesivo de tensión de la pared por dilatación, así como disminución de la velocidad de acortamiento de la fibra, pero no aumenta la velocidad de expulsión sistólica media. No es fiable este concepto en sí (58), ya que depende de la frecuencia cardíaca y de la presión diastólica aórtica.

VELOCIDAD DE EYECCION SISTOLICA MEDIA

Representa la cantidad de sangre que el ventrículo izquierdo expulsa por segundo, referida a metro cuadrado de superficie corporal, para lo cual se ha establecido la correspondiente fórmula (10,58), cuyo módulo se expresa en cc/seg de eyección/m² de superficie corporal.

$$V.E.S.M. = \frac{IC}{Pes} = \frac{IVL}{pes}$$

IC = índice cardíaco (cc/min/m²).

Pes = período de eyección sistólica por minuto (seg/min).

IVL = índice del volumen del latido (cc/latido/m²).

pes = período de eyección sistólica por latido (seg/lat.).

Normal 159 ± 39 cc/seg/m² (Levine y col.). Se eleva durante el ejercicio. Aumenta al hacerlo la precarga y como respuesta a fármacos inotrópos; disminuye en la insuficiencia ventricular izquierda y cuando aumenta la postcarga (como en la estenosis aórtica). No es un parámetro que mida bien la función ventricular (58).

Expuesta su deficiencia, algunos (10) usan de un cociente corrector:

$$\frac{VESM}{VTD} \quad VTD$$

= volumen telediastólico con objeto de mejorar lo que se pueda. Normal 2.18, como cifra mínima (Calderón).

OTROS MEDIOS PARA OBTENER EL VOLUMEN MINUTO

Por dilución de colorantes.

Volumen minuto

$$= \frac{\text{Cantidad de colorante} \times 6}{\text{Area de la curva}}$$

También se puede hallar por isótopos radioactivos, o por medio de complicados aparatos presentados por la técnica. De todas formas, el hecho de haber tantos modos de obtener el débito cardíaco ha llevado muchas veces a confusión; los valores encontrados en un mismo sujeto y en similares circunstancias difieren considerablemente entre sí. En vista de tantas dificultades, se ha extendido el uso del llamado consumo de oxígeno teórico, que sirve como parámetro fundamental para aplicar unas tablas, siendo ya en su origen también erróneo.

TRABAJO CARDIACO

En Física, trabajo es igual a la fuerza por la distancia realizada. Esta ley se aplica al corazón, suponiendo que la presión es constante mientras dura el flujo cardíaco o sanguíneo. Estas premisas, ya intrínsecamente, son inexactas. Se hace el estudio, como es habitual, sólo del ventrículo izquierdo (6,10,31,58).

Así pues, el trabajo neto del ventrículo izquierdo = trabajo del mismo en sístole menos trabajo del mismo en diástole. Normal 50 ± 10 gr./m² sup.cp.

Hay dos fórmulas para hallar el trabajo por latido:

a. Trabajo por latido =

índice de volumen por latido (cc/lat./m²) x presión media del ventrículo izquierdo (mm Hg) x 0,0136 (factor de conversión de mm Hg/cc a gr.m). Normal promedio 70 gr.m/latido/m² superficie corporal.

Esta fórmula se aproxima al trabajo sistólico del ventrículo izquierdo.

b. Trabajo por latido =

índice de volumen por latido x (presión media del ventr. izqdo. menos presión telediastólica del mismo, ambas en mmHg) x 0,0136. Normal promedio 45 gr.m/lat./m².

Esta fórmula se aproxima al trabajo neto del ventrículo izquierdo.

En la insuficiencia de ventrículo izquierdo

aumentan las presiones diastólicas y telediastólicas del mismo, por cuyo motivo hay entonces una gran diferencia entre los valores hallados por las fórmulas a) y b) (58).

Trabajo sistólico del ventrículo izquierdo =

gasto cardiaco (cc/lat) x pres. sistólica promediada (mm Hg) x 0,0136 (factor de conversión) x 9,8 (para convertir la gravedad a m/seg²)

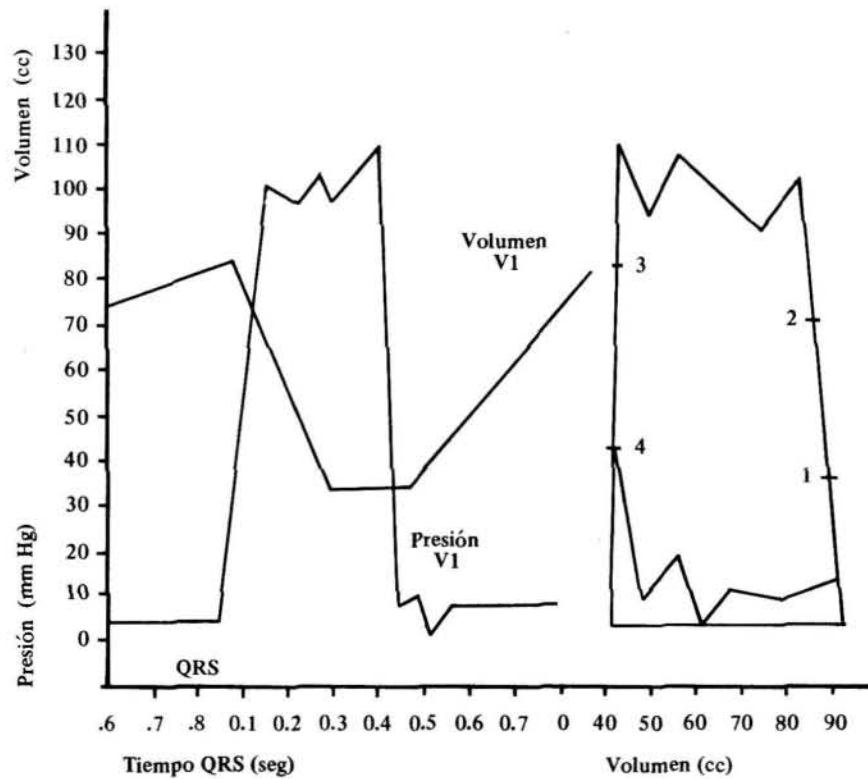
Superficie corporal en m²

Normal 470 - 833 g/m²/seg²/m² sup. corp./latido (equivalente a ergios x 10/m² sup.corporal/latido. Promedio 575.

El trabajo **diastólico** del mismo ventrículo ha de sacarse según un complicado procedimiento, que se expondrá a continuación.

Normal 1,60 x 0,7 gr.m/lat/m² sup.corp.

Figura 2
CURVA DE PRESION VOLUMEN
(17)



El trabajo externo del corazón necesario para acelerar la masa sanguínea, que expulsan los ventrículos, no se incluye generalmente por ser insignificante; por mucho que se afecte en aumento, no llega más allá del 3-4% del trabajo presión/volumen.

Curva de presión-volumen (6,10,31,58), que se utilizan para el estudio de los trabajos recién enunciados. La correlación de ambos parámetros en un eje de coordenadas constituye los diagramas conocidos como de presión-volumen, que siempre se refieren en exclusión al ventrículo izquierdo, lo usual. La presión de tal ventrículo se obtiene con un trazado del papel a 100 mm/seg, que corresponde al momento del disparo de la película con contraste para obtener el ventriculograma izquierdo, manteniéndose durante él. Para obtenerlo se ha de usar de otro catéter introducido también en el mismo ventrículo, el cual recogerá las presiones habidas en la cámara desde el momento del disparo de contraste; o bien, dicho catéter es uno de empleo habitual introducido por otra vía, o bien es uno de angiocardiógrafa con micromanómetro en la punta. Se sabe que hay un retardo en la obtención de presiones, a causa de la transmisión del movimiento a la cápsula manométrica de la columna de suero-sangre del catéter habitual; cuando se emplea el micromanómetro en la punta del catéter se influye por el golpe del chorro de contraste impulsado por la máquina directamente.

La curva adjunta (17) (Fig.2) se interpreta en sentido inverso a las manillas del reloj. La porción ascendente corresponde al periodo isovolumétrico sistólico; se ve cómo aumenta la presión, conservando idéntico volumen.

Al llegar al punto señalado como apertura aórtica se reduce el volumen, mas sigue aumentando la presión, es el periodo expulsivo o sistólico. Cuando viene el cierre de las sigmoideas aórticas, final de la sístole, comienza el periodo isovolumétrico diastólico, hay descenso de presión con el mismo volumen. En la base, marcado con trazo oscuro, se expresa el periodo de llenado ventricular, rápido y lento.

Con esta curva de presión-volumen se obtiene el trabajo total del ventrículo izquierdo y el de sus componentes, pero con complejas operaciones matemáticas (17). Como

el volumen y la presión varían constantemente durante todo el ciclo cardiaco, no queda otra solución que proceder a una integración matemática.

Se estableció una fórmula general:

$$\text{Trabajo} = \int P \, dV.$$

P = presión. dV = incremento de volumen.

Así pues, aplicado al ciclo cardiaco (4,50) (Fig.2):

Trabajo sistólico del ventrículo izqdo. =

$$\int_{vd}^{vs} P_s \, dV.$$

O sea:

$$\square + \blacksquare$$

Trabajo diastólico del citado ventrículo =

$$\int_{vs}^{vd} P_d \, dV.$$

O sea: \blacksquare

Trabajo total del ventrículo izqdo. =

$$PdV, \text{ o sea: } \square.$$

Ps = presión sistólica.

vs = volumen telesistólico.

Pd = presión diastólica.

vd = volumen telediastólico.

La diferencia entre el trabajo sistólico y el trabajo diastólico representa el trabajo neto sistólico, o sea el realizado por el ventrículo izquierdo para vaciar toda su sangre a la aorta, ya se sabe que siempre queda un residuo, y corresponde a la integración del área señalada para la sístole.

El trabajo diastólico es la integración del área señalada en la curva para la diástole y corresponde al trabajo efectuado en dicho periodo para disponer la sangre a su expulsión.

Finalmente, se sabe que el trabajo efectuado por la fibra miocárdica es proporcional a la carga habida en reposo, es decir a su longitud. El trabajo depende, entre otras cosas, de la precarga, postcarga y contracción miocárdica. El inconveniente del largo proceso para obtención de los datos y los valores inconstantes en sucesivas operaciones, hace que sea un método poco empleado.

PODER VENTRICULAR

Significa la velocidad con que el trabajo

del parámetro presión-volumen se efectúa, para ello se ha establecido una fórmula matemática (10,58):

$$P.V. = P \times \frac{dV}{dt}$$

P = presión.
dV = incremento de volumen.
dt = incremento de tiempo.

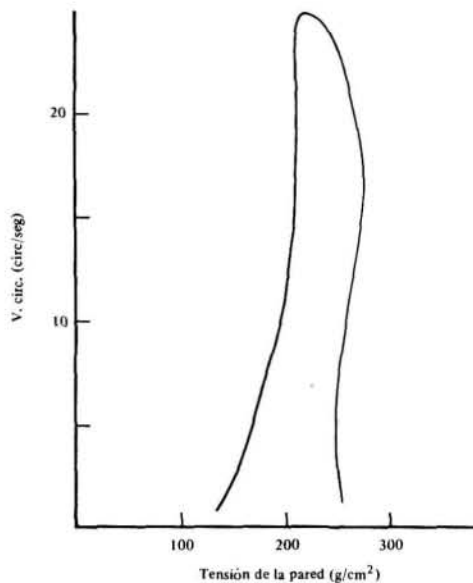
Debido a su complejidad de obtención y a que no aporta una medida buena cuantitativa, se colocó en su lugar otra fórmula de significado equivalente:

$$P.L. = \frac{TL}{pes}$$

P.L. = poder por latido (g.m/seg/m² superf. corporal).
TL = trabajo por latido (g.m/seg/m² sup. corporal).
pes = tiempo de eyección o expulsión sistólica por latido (seg/latido).

Lo mismo que en las fórmulas anteriores, además de las imprecisiones de datos fundamentales, el resultado final depende de la

Figura 3



TENSION DE LA PARED DEL VENTRICULO IZQUIERDO

Este problema es verdaderamente difícil de consignar y de plasmar de una manera objetiva, pues la pared ventricular no es uniforme, no se mueve o contrae por igual en toda su extensión, ni siquiera siempre tiene un similar comportamiento. Finalmente, la cavidad ventricular no adopta una forma geométrica constante; por todo ello se han propuesto ecuaciones matemáticas muy complicadas, pero por definición todas ellas estiman la tensión de la pared circunferencial en el ecuador de un modelo elipsoide, que se debe aceptar sea así el corazón humano (10,58). Es mejor decir que esta parte aún no ha pasado del terreno de simple experimentación. Aunque sea para expresar con claridad la poca evidencia de estos cálculos, se transcriben tres ecuaciones, las más acostumbradas a ser plasmadas, además todas ellas suponen el corazón necesariamente elipsoide en revolución.

Ecuación de Timoshenko y Woinowsky-Krieger (56), donde también se supone una pared ventricular bastante delgada:

$$\sigma = \frac{Pb}{h} \left(1 - \frac{b^2}{2a^3} \right)$$

σ = tensión de la pared (g/cm²).
P = presión intraventricular (g/cm²).
b = semieje menor (cm).
a = semieje mayor (cm).
h = grosor de la pared (cm).
1 mm Hg = 1,36 g/cm².

Es necesario recordar que a y b se obtienen por los métodos de monoplaneo o biplaneo usuales para la obtención de ejes, señalados anteriormente.

Ecuación de Sandler y Dodge (52), que también considera una pared delgada de ventrículo izquierdo:

$$\sigma = \frac{Pb}{h} \left(1 - \frac{b^3}{a^2 (2b + h)} \right)$$

Ecuación de Mirsky (43), que considera el ventrículo izquierdo con pared gruesa, más consonante con la realidad:

$$\sigma_1 = \left(\frac{Pb}{h}\right) \left(1 - \frac{h}{2b}\right) \left(1 - \frac{hb}{2a^2}\right) - \frac{Pb^3}{2a^2h} \left(1 - \frac{h}{b} + \frac{h^2}{9b^2}\right) + 4,5 + 3\left(\frac{b}{a}\right)^2 + 2,25\left(\frac{b}{a}\right)^4 + 2,5\left(\frac{b}{a}\right)^6 - 10\left(\frac{b}{a}\right)^8$$

σ_1 = Tensión a la mitad de la pared.
 a y b = son los semiejes, como antes se dijo, pero incluyen el grosor de la pared en su mitad.

Relacionando en eje de coordenadas tensión de la pared ventricular izquierda (g/cm^2) y tiempo (seg), da una curva como la figura inmediata (la normal), cuyo ápice se separa hacia la derecha en enfermedad miocárdica. Igualmente se ha relacionado la velocidad de acortamiento circunferencial de la fibra miocárdica (más adelante) (circ./seg.) y la tensión de la pared ventricular citada (g/cm^2), señalada igualmente en la figura (curva normal), cuando hay afectación miocárdica la curva empequeñece en todas sus dimensiones. Estas relaciones se deben a estudios de De Gault, Ross y Braunwald (1968). (Fig. 3).

Finalmente, se comentan dos índices de corrección a medidas anteriores:

Índice de trabajo sistólico del ventrículo izquierdo

= volumen sistólico del ventrículo izquierdo (cc/m^2) x presión sistólica del mismo (en mm Hg) x $1,36 \times 10^{-2}$ (factor de conversión de mm Hg en gr/m) x 1,055 (peso específico de la sangre) (50).

Normal $79,4 \pm 19$ gr.m/m² sup. corporal.

Para evitar la influencia del volumen telediastólico sobre el trabajo por latido, se ha propuesto el *índice de contractilidad*:

$$= \frac{\text{índice de trabajo sistólico del ventrículo izquierdo (gr.m/m}^2 \text{ sup.corpor.)}}{\text{volumen telediastólico (cc/m}^2 \text{ sup.corporal)}}$$

Normal $0,98 \pm 0,16$ gr.m/cc/latido.

No es un método fiable (30,58); se afecta por cambios de precarga, postcarga y contractilidad intrínseca del miocardio.

Finalmente, se propuso también el *trabajo cardiaco*:

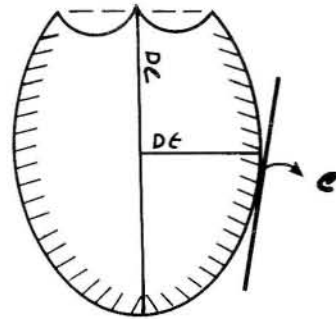
= volumen de eyección x presión media de la aorta. Para ello se multiplica el volumen de eyección x 1,055 (densidad de la sangre) x presión media de aorta x 0,0136 (factor de conversión ya citado).

Normal 60 - 113 gr.m. Promedio 90.

MASA VENTRICULAR

Se trata de obtener, de una manera cuantitativa, la musculatura del ventrículo izquierdo, unas veces referido en peso, otras en espesor. Como se puede comprender, a partir de los puntos de referencia o arranque para la obtención de sus cálculos, todo dato obtenido está lejos de la realidad y lejos de asegurar un error común para todos ellos; por tanto encierra un escaso valor intrínseco (7,49,58).

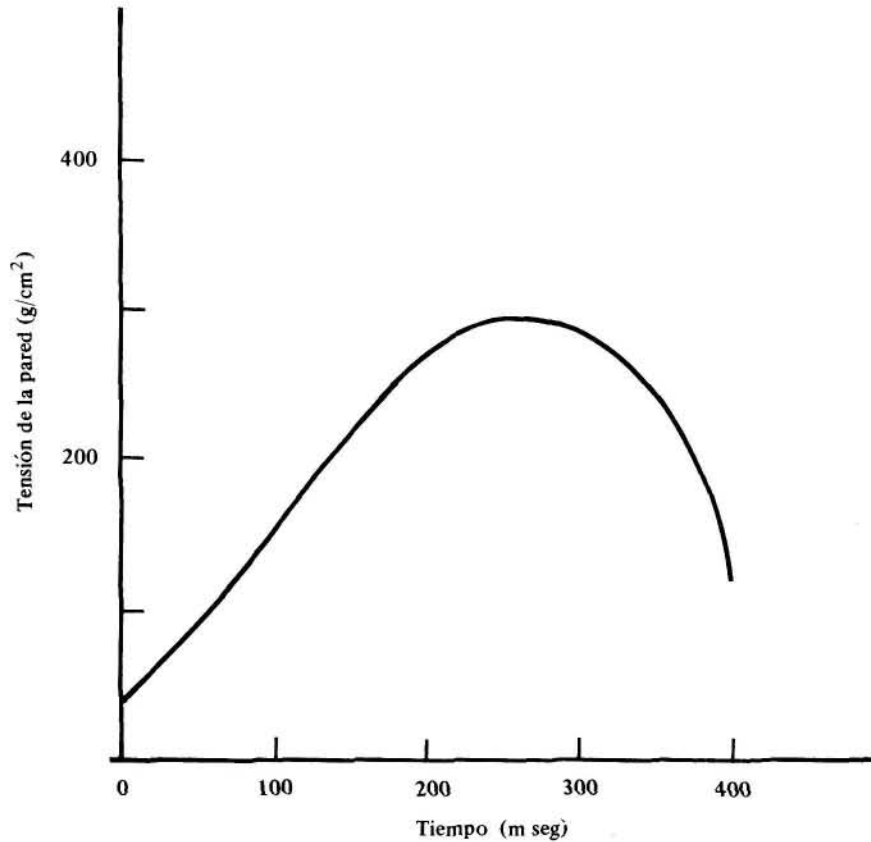
Figura 4



DI es el lado más largo, según se ve en la figura adjunta (Fig.4); va desde el plano aórtico a la punta. Dt es la perpendicular al

plano medio del eje anterior. La perpendicular a la tangente, como indica la figura, y que se une al lado Dt se llama e, pues corresponde al espesor del ventrículo izquierdo.

El volumen de la cavidad, referida a un



solo plano, se obtiene según técnica ya referida en las páginas anteriores, o sea, como sigue

$$= \left(\frac{4\pi}{3}\right) \left(\frac{Dl}{2}\right) \left(\frac{Dt}{2}\right)^2.$$

Corrección del volumen (V')

= volumen obtenido por fórmula anterior x 0,882 = 6,6.

Volumen total del ventrículo izquierdo (V'')

$$= \left(\frac{4\pi}{3}\right) \left(\frac{Dl}{2} + e\right) \left(\frac{Dt}{2} + e\right)^2.$$

Falsetti y col. (21) dan otra fórmula para corregir los volúmenes calculados por angiocardigrafía:

Volumen corregido en cc

= 0,848 x volumen obtenido por angiocardigrafía = 10,24.

El espesor de la pared del citado ventrículo puede medirse sobre el plano,

pero hay que referirlo a la realidad con el factor de corrección citado anteriormente, o bien calculada.

Masa ventricular calculada

$$= (V'' - V') \times 1,05.$$

Los volúmenes se expresan en cc. El coeficiente 1,05 es el peso específico del miocardio. La masa se da en gramos.

Masa real

$$= \text{masa calculada} \times 1,05 = 6,5.$$

En las fórmulas precedentes, Dl y e se miden sobre la figura. El diámetro transversal puede medirse sobre la misma o calcularse, en cuyo caso se dirá Dt calculado = $4a / \pi Dl$. Donde a es el área del ventrículo izquierdo.

Con objeto de evitar errores se ha propuesto el índice de dilatación, que es la masa hallada con el índice telediastólico medio (en esto no hay constancia de aproximación según autores), por ejemplo, puede estimarse $66 \text{ cc/m}^2 \text{ sup. corporal}$.

Índice de dilatación

$$= \frac{\text{valor hallado}}{66}$$

Igual sucede con el llamado índice de hipertrofia, pero aquí se considera el mismo índice anterior en su cifra máxima, que puede estimarse en 90.

Índice de hipertrofia

$$= \frac{\text{valor hallado}}{90}$$

Valores normales:

$$\begin{aligned} \text{Masa } & 167 \pm 42 \text{ gr.} \\ & 92 \pm 16 \text{ gr/m}^2 \text{ sup.corporal.} \\ & 2,5 \pm 0,4 \text{ gr/Kg del peso total del} \\ & \text{individuo.} \end{aligned}$$

Otras fórmulas propuestas como correctores de errores:

$$\begin{aligned} & \frac{\text{Trabajo sistólico}}{\text{Masa del vent.izqdo.}} \\ & = \text{Normal } 1 \text{ gr m./g/latido.} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \frac{\text{Masa ventricular izqda.}}{\text{Vol.telediast.vent.izqdo/m}^2 \text{ sup.corp.}} \\ & \text{N. } 1,33 \pm 0,33 \text{ gr./cc/m}^2 \text{ sup.corp.} \end{aligned}$$

VOLUMEN VENTRICULAR

Se puede expresar en cc. como forma absoluta, o bien relacionarle a la superficie corporal del individuo; de todas formas, al obtenerse cifras según las fórmulas anteriormente descritas y convencionales se deduce con facilidad que hay error significativo, por cuyo motivo se ha establecido, como corrección, la llamada fracción de eyección (9,36, 58).

Fracción de eyección

$$\begin{aligned} & = \frac{\text{Vol. expulsión}}{\text{Vol. telediastólico}} \\ & = \frac{\text{vol. telediast.} - \text{vol.telesist.}}{\text{vol.telediastólico}} \end{aligned}$$

Se puede expresar en números decimales o multiplicados por cien en % :

Cohn y col. (12), que propusieron este módulo, daban como cifras normales 0,62 (62%). Calderón da normal 0,67 (67%), con un mínimo de normalidad de 0,52 (52%).

Otra fórmula similar, pero más complicada:

Fracción de eyección

$$= \frac{\text{Ld} \times \text{Dd}^2 - \text{Ls} \times \text{Ds}}{\text{Ld} \times \text{Dd}^2}$$

Ld = eje longitudinal en diástole.

Ls = eje longitudinal en sístole.

Dd = eje transversal en diástole.

Ds = eje transversal en sístole.

La fracción de eyección es inversamente proporcional a la postcarga (no sirve, por tanto, para casos de estenosis aórtica). La hipervolemia la aumenta; la hipovolemia y la taquicardia la disminuye. Tras administrar propanolol permanece sin alterarse, aunque la contractilidad miocárdica esté reducida. La regurgitación valvular grave, la insuficiencia de miocardio y el gasto anterógrado efectivo disminuido pueden dar una fracción de eyección normal. O sea que principalmente depende de la postcarga, limitándose así su uso, nunca con valor universal. Cuando el espesor de la pared es pequeño la fracción de eyección desciende, es bajo (10).

Velocidad normalizada de la frac. de eyección

$$= \frac{\text{vol.telediastól.} - \text{vol.teledist.}}{\text{vol.telediastól.} - \text{tiempo eyecc.}}$$

$$= \frac{\text{fracción eyecc.}}{\text{tiempo eyecc. ven.}}$$

Normal $1,9 \text{ seg}^{-1}$.

Para reducir la precarga (disminución del aporte venoso al corazón) se procede a ocluir la vena cava inferior con un catéter-balón. Entonces el comportamiento normal es que descienda la presión telediastólica y disminuya el volumen de expulsión, mas cuando hay disminución de la capacidad contráctil del miocardio no se dan estos cambios de una manera tan manifiesta.

Ahora bien, para aumentar las resistencias, o sea, la postcarga, basta aumentar la tensión arterial con fármacos que carezcan de acción central (metoxamina). Entonces normalmente debe presentarse una mínima elevación de la presión telediastólica y un aumento del volumen de eyección marcado; cuando la contracción miocárdica está afectada

aumenta la telediastólica, pero se influye poco el volumen de eyección.

INTERVALOS DE LA SISTOLE

La duración de la sístole ventricular izquierda tiene variaciones importantes, que dependen de la frecuencia cardiaca, incremento de volumen por latido, presión aórtica, efecto inótropro de substancias, insuficiencia cardiaca, etc. (58).

Una de las fórmulas propuestas es la ecuación de Jones y Foster (32):

Periodo de expulsión ventricular izquierda (seg/latido)

$$= 0,00108 + \text{frecuencia cardiaca (lat/min)} - 0,00036 \times \text{presión aórtica en diástole (mm Hg)} + 0,00076 \times \text{volumen por latido (cc/lat/m}^2\text{sup. corp.)}$$

Como los datos obtenidos no son fiables, Weissler y su grupo (57) introdujeron el siguiente índice

$$= \frac{\text{periodo isovolumétrico}}{\text{periodo expulsivo}},$$

tratando de corregir errores. Normal $0,345 \pm 0,036$.

La insuficiencia miocárdica eleva este índice. Nada se ha conseguido con esa relación, aunque haya más independencia de la frecuencia y del sexo. Sucesivamente se han propuesto nuevos cocientes con la misma pretensión, corregir los periodos sistólicos o expulsivos, pero sin llegar a conseguir nada efectivo.

Cociente sistólico de Blunberger (1)

$$= \frac{\text{periodo expulsivo de vent. izqdo.}}{\text{periodo isovolumétrico de idem}}$$

Normal 2,5 - 5.

Aumenta cuando hay gasto sistémico aumentado (insuficiencia aórtica, ductus apertus) y en estenosis aórtica compensada; disminuye cuando hay gasto sistólico disminuido (insuficiencia cardiaca) y en estenosis mitral. Tampoco encierra en sí fiabilidad.

DERIVADA DE LA PRESION RESPECTO A LA DERIVADA TIEMPO (DP/DT)

Interesa solamente la parte ascendente de

la curva, porción positiva, cuyo pico debe corresponder al instante de la apertura, aunque si la presión diastólica aórtica está muy elevada puede ocurrir antes de la citada apertura (9,39,58).

Los valores normales desde el origen de la curva en su rama ascendente o positiva hasta el pico referido es de 250 mm Hg/seg para el ventrículo derecho y alrededor de 1.500 para el izquierdo. Actualmente los valores se obtienen por una integración electrónica en los aparatos de registro habituales.

Cuando aumenta la precarga, por elevarse la presión y el volumen telediastólico, el pico también se eleva. Una elevación de la presión arterial diastólica también hace subir el valor de la dp/dt . El retraso en la eyección ventricular (en estenosis aórtica, hipertensión sistémica, estenosis pulmonar e hipertensión pulmonar) la aumenta igualmente. Se eleva en taquicardias, cuando la despolarización ventricular tiene lugar por vías anómalas, aberrantes, como el bloqueo de rama izquierda; el pico de referencia baja. O sea que depende de la pre y de la postcarga. También aumenta por acción de la digital e isoproterenol. Su utilidad es muy aleatoria. La elevación obtenida por hipertrofia ventricular se relaciona en parte por el incremento de la masa muscular. En los cortocircuitos el aumento no es tan elevado como en los casos de sobrecarga de presión. Una apertura prematura de las sigmoideas puede impedir que un incremento de la contractilidad sea expresado como incremento del piso de la dp/dt . Ordinariamente se habla sin más de dp/dt , pero su significado exacto es dp/dt máxima.

Como en casos anteriores, con el ánimo de hallar cifras más exactas o menos erróneas, se ha tratado de corregir la dp/dt máxima relacionándola con otras circunstancias, algunas de ellas han obtenido una mayor consideración, aunque no hayan conseguido su objetivo.

Para el cálculo de *velocidad de acortamiento* del elemento contráctil, se entiende en corazón entero (9,39,58), se han tenido en cuenta los modelos del músculo usados en fisiología (de dos elementos, de Maxwell y Voigt, éstos últimos son de tres elementos), ninguno de ellos explica la realidad como puede deducirse de su pluralidad; terminaron por referirse al de dos elementos, que abrevia

los cálculos. En tal supuesto, hay un elemento contractil (E_c) y otro elástico en serie (E_s). Entonces, la velocidad del elemento contractil (V_{ec}) es la suma de la velocidad de acortamiento de la fibra (V_{af}) y de la velocidad de elongación del elemento elástico en serie (V_{es}). $V_{ec} = V_{af} + V_{es}$. El cálculo de V_{af} es muy complicado, por ello se ha considerado que en la fase isovolumétrica del ciclo cardiaco V_{af} se convierte en 0, se anula; por lo cual y en tales circunstancias $V_{ec} = V_{es}$. Cuando por el motivo que fuere en la fase citada hubiera escape o aumento del volumen, ello significa que no es verdadera fase isovolumétrica, no queda otra solución que acudir a la fórmula general $V_{ec} = V_{af} + V_{es}$.

La ley que Hill (29) dio para el músculo esquelético, Sonnenblick (54) la extendió (1962) para el miocardio. *Ley de Hill*: la velocidad de acortamiento del músculo es inversamente proporcional a la carga a que se somete (es lo mismo que decir a la fuerza del músculo). Ahora bien, si se lleva a un eje de coordenadas la carga y la velocidad de acortamiento, como se expresa en la figura inmediata (Fig.5) (58), se ve cómo el músculo desarrolla con una carga 0 la velocidad máxima ($V_{m\acute{a}x}$). Sonnenblick en sus estudios empleó para la explicación teórica el modelo muscular de los tres elementos de Maxwell.

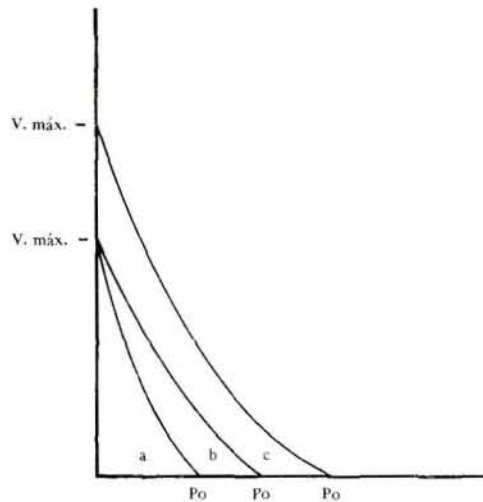
Por la existencia de una precarga la fibra miocárdica desarrolla alguna fuerza durante el acortamiento del músculo, aunque no haya postcarga, así la $V_{m\acute{a}x}$ no se obtiene para ninguna de las longitudes fisiológicas en reposo, debiendo ser calculada por extrapolación. El aumento de la longitud inicial de la fibra muscular eleva la fuerza máxima desarrollada (P_0) sin afectar la $V_{m\acute{a}x}$; no así bajo el efecto de inotropos positivos (digital, catecoláminas) que motivan aumento de $V_{m\acute{a}x}$ y a la vez de la fuerza isométrica máxima.

Experimentalmente se comprueba que para cualquier postcarga, la velocidad de contracción del músculo es mayor mientras mayor sea la longitud diastólica.

Los estudios se hicieron en el periodo isovolumétrico, pues la fuerza y longitud instantánea de la fibra son prácticamente constantes. De ahí dedujo Sonnenblick que la velocidad máxima es única para el músculo

cardiaco en cualquier momento de la contracción, independiente de la pre y de la postcarga. El aumento inicial de la longitud inicial de la fibra muscular eleva la fuerza isométrica máxima (P_0 de la figura, curvas a y b) sin afectar la $V_{m\acute{a}x}$, pero tras una intervención con fármacos inotropos positivos (digital, catecoláminas, calcio) hay aumento de la $V_{m\acute{a}x}$ y de la fuerza isométrica (fig.6; curva o de la fig.5). De estos conceptos sacó el referido autor su interés por esta medida ($V_{m\acute{a}x}$).

Figura 5



Trabajos experimentales realizados en la fase de expulsión han enseñado que la velocidad de acortamiento del elemento contractil (V_{ec}) es menor en enfermos con insuficiencia de ventrículo izquierdo, respecto a ciertos niveles de tensión de la pared; a pesar de todo se ha elegido la fase isovolumétrica, pues resulta la más libre de complicaciones circunstanciales.

Para el cálculo de la velocidad de acortamiento circunferencial del elemento elástico (V_{es}) se emplea la fórmula siguiente:

$$V_{es} = \frac{d\sigma/dt}{K\sigma}$$

en circunferencias/segundos.

$K = 31$, obtenido con fórmula especial ultimamente; antes Hugenholtz (30) usó la cifra 28, y Mason (39,40) la de 32.

$d\sigma/dt$ = velocidad de cambio de tensión del elemento contráctil en serie ($\text{gr/cm}^2/\text{seg}$), obtenido de la gráfica de σ .

σ = tensión del elemento elástico en serie (o sea la tensión de la pared ecuatorial); su cálculo es muy complicado. (En gr/cm^2).

Cuando el ventrículo se considera como una esfera $\sigma = Pb/2h$.

Cuando se le considera como elipsoide

$$\sigma = \frac{Pb}{h} \left(1 - \frac{b^3}{a^2 (2b + h)} \right)$$

P = Presión telediastólica (g/cm^2).

b = semidiámetro transversal calculado por la fórmula ya conocida:

$$\frac{4a}{\pi Dl}$$

a = semidiámetro longitudinal.

h = espesor de la pared ventricular en el punto medio del diámetro longitudinal.

Fórmula para calcular considerando el ventrículo izquierdo un elipsoide:

$$V_{ec} = V_{es}$$

$$= \frac{b}{h} \left(1 - \frac{b^3}{a^2 (2b + h)} \right) \frac{dp}{dt}$$

$$= \frac{K \frac{b}{h} \left(1 - \frac{b^3}{a^2 (2b + h)} \right) P}{Kp}$$

$$= \frac{dp/dt}{Kp}$$

= presión total menos presión diastólica. Normal (para cálculo elipsoide): 25×10^3 .

La complicación que encierran las fórmulas anteriores ha dado paso a una formulación más sencilla, donde los errores de diferencia no entrañan significación práctica.

Así ha quedado la fórmula como antes se expuso:

$$V_{ec} = V_{es}$$

$$= \frac{dp/dt}{K P_i}$$

K = 31 (véase arriba).

P_i = presión instantánea, o sea, en cada momento de la fase isovolumétrica.

A pesar de todo, la construcción de una curva velocidad/carga con esta fórmula es también una tarea muy pesada; se deben hacer los trazados con registro a una velocidad del papel de 200 mm/seg. No sirve para casos de escape o regurgitación durante la fase isovolumétrica, como se ha dicho, ni para valores de P_i menores de 10 mm Hg, ya que se distorsiona entonces demasiado la curva.

Con la fórmula anterior se construye una curva como se consigna en la figura adjunta, (fig.6), tomada de Mason y col. (40) modificada, la cual ha resultado ya clásica.

Los valores de V máx con extrapolación o carga a presión diastólica se obtienen como se dice bien por extrapolación de la curva. Mason (40) y otros dan igual valor a la extrapolación lineal, mientras otros prefieren, como más ajustada, una extrapolación geométrica de la curva, mostrándose opuestos, en cierto modo, a lo anterior (Calderón -9-); de todas formas la diferencia no tiene mucho interés práctico. Ahora bien, una misma curva puede proporcionar cifras diferentes de V máx y hasta de V' máx, según sea la presión telediastólica usada (58). Todo ello hace que no sean ambas de utilidad como expresión de la contractilidad miocárdica. En realidad hay que establecer estos parámetros sobre otros inciertos (58); como ya lo hizo Hugenholtz (58): fracción de eyección, volumen telediastólico, forma geométrica supuesta al ventrículo izquierdo, orientaciones de las fibras en la pared ventricular, distribución de fuerza en las mismas, etc. El valor de K se obtuvo en animales. No es un parámetro fundamentado en la certeza, pero hoy su uso se considera como de los más sólidos (9). Sin embargo, todos los autores no se manifiestan del mismo modo, algunos son abiertamente escépticos (22,42,44,48,49, 58).

La velocidad máxima del elemento contráctil (V_{pm}) se presenta con mejores apariencias que las dos anteriores (9,58), pero no se ha podido aún establecer la cifra mínima verdaderamente normal. Sus factores precisan este parámetro corrector de la fracción de eyección, cuando ésta da erróneamente cifras normales.

CIFRAS NORMALES:

V máx con extrapolación a carga 0. .	2,60 + 0,46 circunferencias/segundo
V' máx con extrapolación a presión telediastólica	2 + 0,48 circunferencias/segundo
Velocidad máxima del elemento contráctil (V _{pm})	1,94 + 0,46 circunferencias/segundo

El cálculo de la velocidad máxima de acortamiento del elemento contráctil del ventrículo izquierdo hallados por el método expuesto da cifras más bajas que las obtenidas por el complicadísimo método de Hugenholtz (30), el cual obligatoriamente lleva el camino de la extrapolación exponencial, como se ha dicho. El método estudiado es una extrapolación lineal y entre ambos hay una estrecha correlación del 92% (coeficiente 0,92), suponiendo la plenitud de datos al de Hugenholtz; por ello se usa ampliamente para fines clínicos el primero.

También se intentó corregir la deficiencia del valor de la dp/dt obteniendo una nueva relación (58):

$$\frac{dp/dt \text{ máxima}}{\text{Presión isovolumétrica}}$$

Presión isovolumétrica = Presión en apertura de sigmoideas aórticas menos presión telediastólica de ventrículo izquierdo. Normal 20 - 30 seg⁻¹ (algunos autores prescinden de las unidades, dan sólo cifras.

Su fidelidad dista mucho de ser buen criterio (58).

VELOCIDAD MEDIA DE ACORTAMIENTO DE LAS FIBRAS ENDOCARDIACAS (V_{cf}) (2,9,46)

Para la medición de los diámetros requeridos se usa la figura habitual con contraste del ventrículo izquierdo en situación OAD y a 30° (Fig.1).

$$V_{cf} = \frac{C_d - C_s}{C_d/t}$$

En circunferencias diastólicas/segundo.

Pero puede simplificarse como sigue:

$$C = 2\pi \frac{D}{2} = \pi D.$$

C_d = circunferencia del ventrículo izqdo. en diástole = π D_d.

C_s = circunferencia del ventrículo izqdo. en sístole = π D_s.

$$V_{cf} = \frac{\pi D_d - \pi D_s}{\pi D_d / t} = \frac{D_d - D_s}{D_d / t}$$

D_d = diámetro transversal en telediástole.

D_s = diámetro transversal en telesístole.

t = periodo de eyección en segundos.

El diámetro transversal se mide directamente, trazando una perpendicular en el punto medio del diámetro longitudinal (Karliger -33-), como se ha dicho repetidas veces con anterioridad. También puede hallarse por la fórmula ya citada en páginas anteriores $D_t = 4a/\pi D_l$, donde a = área ventricular; D_l = diámetro longitudinal.

Peterson y col. (46) dan como cifras normales 1,1 - 3,15 circ/seg ó seg⁻¹.

Cuando el diámetro se obtiene midiendo sobre la figura se habla de V_{cf} medida; cuando es por la fórmula anterior, V_{cf} calculada.

Para Calderón (comunicación personal -10-) los valores normales son:

$$V_{cf} \text{ med. } 1,49 \pm 0,31 \text{ circ./seg.}$$

$$V_{cf} \text{ calc. } 1,37 \pm 0,33 \text{ circ./seg.}$$

Promedio mínimo: 0,72 - 0,88 circ./seg.

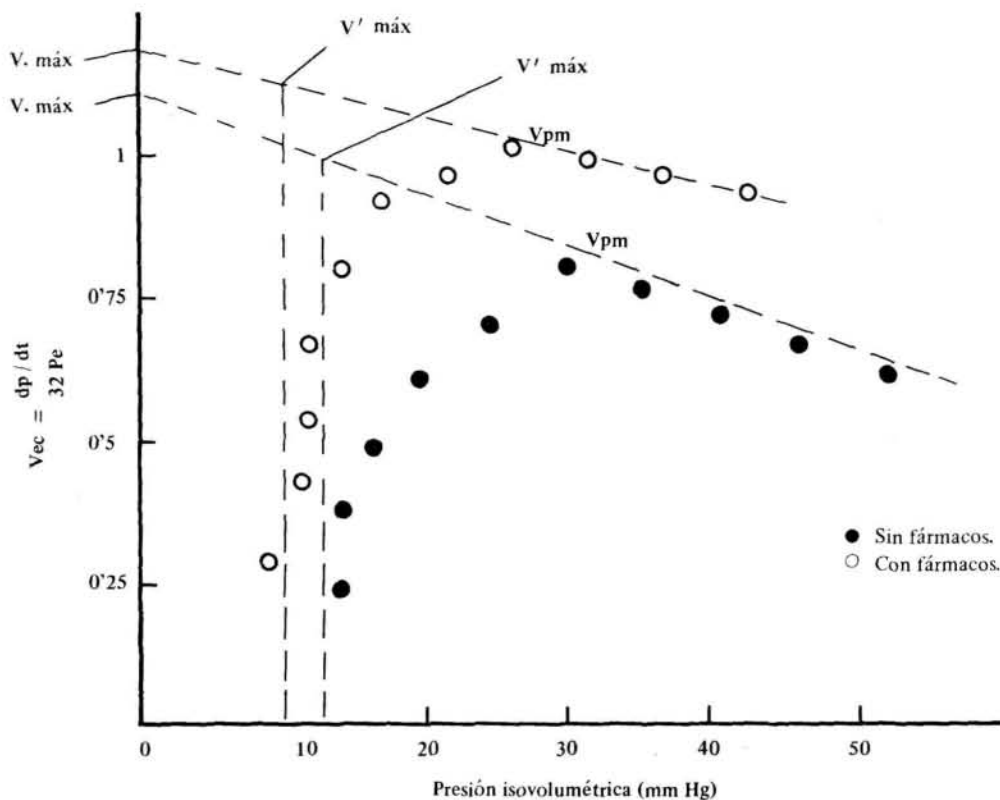
Se modifica con los cambios de la precarga (46). Las dos fórmulas citadas son similares, ya que una deduce de la otra, como se ha señalado.

ESTUDIO SEGMENTARIO DE LA CONTRACTILIDAD VENTRICULAR IZQUIERDA (36)

Acortamiento del diámetro longitudinal.

Se parte de la figura habitual del ventrículo izquierdo en OAD a 30°, de donde se deduce la formulación siguiente:

Figura 6
MODIFICACIONES DE MASON Y COL. (40)



$$\text{Acortamiento \%} = \frac{Dld - Dls}{Dld} \times 100$$

Dld = diámetro longitudinal en diástole.
Dls = diámetro longitudinal en sístole.
Normal $24 \pm 5\%$.

Acortamiento del diámetro transversal.

Se utiliza la figura de referencia y la fórmula siguiente:

$$\text{Acortamiento \%} = \frac{Dtmd - Dtms}{Dtmd} \times 100$$

Dtmd = diámetro transversal medido sobre la figura en diástole.
Dtms = diámetro transversal medido sobre la figura en sístole.
Normal $40,5 \pm 7\%$.

O bien, acortamiento del diámetro transversal calculado:

$$\% = \frac{Dtcd - Dtcs}{Dtcd} \times 100$$

Dtcd = diámetro transversal calculado en diástole por la fórmula habitual más arriba citada.

Dtcs = diámetro transversal calculado en sístole por la misma fórmula.
Normal $36,7 \pm 8,6\%$.

La relatividad de las medidas anteriores viene dada por la fiabilidad de las mismas, por ello se ha tratado nuevamente de disminuir el error con la relación siguiente:
% diámetro transversal calc. / % diámetro longitudinal. Normal 1,53.

DISTENSIBILIDAD, RELAJACION VENTRICULAR O

RIGIDEZ VENTRICULAR (compliance)

Se define como la magnitud de la defor-

mación del ventrículo izquierdo tras haberle aplicado una fuerza. En el funcionamiento del ventrículo entra en función la contractilidad de las fibras miocárdicas (sístole) y la capacidad de distenderse (diástole), lo cual equivale a decir que depende de ambas actividades, opuestas entre sí, pero una es continuación de la otra. Las sobrecargas de volumen crónicas aumentan la distensibilidad ventricular, pero no caerá en insuficiencia cardiaca hasta que no falle la contractilidad. En la miocardiopatía congestiva hay fracaso de la contractilidad, no de la distensibilidad. En las miocardiopatías con/sin obstrucción hipertrófica y en la hipertrofia cardiaca por sobrecarga de presión hay disminución, en ambas, de la distensibilidad (volumen ventricular), no de la contractilidad. Por último, en las cardiopatías isquémicas hay fallo de las dos, distensibilidad y contractilidad. El aumento brusco de la frecuencia cardiaca produce un incremento progresivo de la fuerza de contracción (efecto en escalera) hasta alcanzar un nivel más elevado, sin cambios en la precarga ni en la postcarga. El efecto en escalera también se observa en extrasístoles (6,58). De forma exclusiva se hace el estudio en ventrículo izquierdo.

Por la clínica no es posible obtener datos directamente, así de manera obligada se ha propuesto su estudio a través de la relación presión-volumen diastólicos ($\Delta p/\Delta v$), o al revés, pero siempre reconociendo graves dificultades en el cálculo y fiabilidad de este parámetro (14,15,24,25,28,35,37,45,55). También se utiliza, a veces, la dp/dt máxima en su parte negativa (51).

La obtención de las curvas fuerza-velocidad, partiendo de los trazados habituales es tremendamente complicada, pero Grossman y col. (27) han conseguido una forma de obtenerlas electrónicamente. De esta manera se consigue la V_{pm} de manera sencilla y con rapidez; se le considera como cierta garantía de medida de la contractilidad del miocardio (9,17,40).

Es un hecho demostrado la relación directa entre velocidad de acortamiento de las fibras miocárdicas y su grado de contractilidad.

La velocidad máxima de relajación de la fibra miocárdica (DV_{pm}) no es estimada como índice fiable de la distensibilidad del miocardio. Cifra normal $1,44 \pm 0,11$ LM/seg.

En la insuficiencia miocárdica disminuye.

Esta velocidad tiene lugar al comienzo de la diástole, según se desprende experimentalmente.

La velocidad de acortamiento de la fibra miocárdica (CV_{pm}) tiene valores normales de $1,33 \pm 0,05$ LM/seg, disminuyendo en la insuficiencia del miocardio.

Como los parámetros anteriores no representan una fiabilidad suficiente, se han relacionado, tratando de hallar un cociente mejor:

$$\frac{CV_{pm}}{DV_{pm}}$$

Normal $0,8 \pm 0,03$ LM/seg, que aumenta ante la insuficiencia miocárdica.

El sistema electrónico citado da unos trazados directos:

- a. Electrocardiograma.
Velocidad del elemento contráctil (LM/seg).
 Dp/dt .
El logaritmo de la presión del ventrículo izquierdo.
Presión del ventrículo izquierdo.
- b. Una figura, donde arriba se obtiene el registro de la curva fuerza-velocidad miocárdica con determinación de la CV_{pm} ; abajo determinación de la DV_{pm} . Los ápices dan el valor de cada una.

OTRA FORMULACION:

Distensibilidad del ventr.izqdo.

$$= \frac{\text{Volumen vent. izqdo.}}{\text{Pres.telediast.de él.}}$$

$$= \frac{\text{Vol. por latido}}{\text{Pres.telediast. del vent.izqdo.} - \text{menos pres.protodiast. de idem.}}$$

Normal 3.

En un mismo individuo, enfermo o no, varía la presión-volumen si se hace su estudio en dos momentos diferentes. La presión diastólica ventricular izquierda depende de (38):

- a. Grado de repleción del ventrículo.
- b. Propiedades viscosas del mismo.
- c. Succión ventricular.
- d. Propiedades de inercia.
- e. Rigidez-distensibilidad del ventrículo.

En a) a veces no se completa la interacción Ca^{++}/ATP , pero se interfiere provocando taquicardias. Esto viene estudiado por la porción negativa de la dp/dt , pero no es posible conseguir una buena medida, ya que no ha podido ser estudiada en un corazón humano in situ, fácil comprensión.

La viscosidad, b), es una fuerza que retrasa, impide, el deslizamiento entre dos capas; primero actúan las porciones endocárdicas, luego las más superiores. Para explicar racionalmente ésto, se procede con esquemas muy complicados, convencionalismos a veces difíciles de aceptar y finalmente con aplicaciones físicas sin adaptar a la biología.

Las consideraciones c) y d) son poco importantes y muy mal conocidas.

Respecto a e) hay que decir que la teoría de Laplace no es aplicable a un cuerpo sólido con paredes gruesas según la constitución de los ventrículos. La rigidez puede variar modificando o no la distensibilidad, sin embargo, todo ello permanece muy oscuro. Lo cierto es que la distensibilidad varía a lo largo del ciclo cardiaco.

Gaasch y col. (1972) (24) propusieron un índice de distensibilidad:

$$= \frac{\Delta v}{\Delta p} = \frac{1}{Kp}$$

Δp = derivada del volumen instantáneo.

Δv = derivada de la presión instantánea.

K = constante.

p = presión instantánea.

Se mide en cc/m^2 superficie corporal/mm Hg.

Distensibilidad normalizada para volumen $\Delta v/\Delta p$. $v = 1/K.p.v$

v = volumen instantáneo. Se mide en $mm Hg^{-1}$.

No es un parámetro exacto (38), ya que se parte de presupuestos inexactos (no se conoce el espesor del músculo ventricular, ni las propiedades de las fibras elásticas, el ventrículo izquierdo no es un elipsoide, ni sus paredes son homogéneas. . .).

La ley física de Hookiand, método de Young, para estudio de la elasticidad no es aplicable en biología por las razones de sobra comentadas y conocidas. No ha faltado quien haya pretendido obtener un módulo elástico biológico, basado en constantes con largas y difíciles fórmulas matemáticas. Esta parte de la fisiología cardiaca (la distensibilidad) continúa en estudio y nada más (38).

FORMULAS MAS UTILIZADAS PARA EXPRESAR CUANTITATIVAMENTE LA CONTRACTILIDAD MIOCARDICA, FUNDAMENTADAS EN SU SENCILLA OBTENCION (10)

Fracción de eyección.

Velocidad media de acortamiento circunferencial (V_{cf}).

Velocidad de eyección sistólica media.

Idem normalizada.

Este oportuno estudio señala una discordancia del valor cuantitativo de los métodos más simples, qué será de los muy complicados. En general, se va aceptando insensiblemente más un sentido cualitativo de los cálculos matemáticos que cuantitativo. Es muy usual hallar cocientes entre ellos, con la buena intención de evitar tanta irregularidad.

COMENTARIO

No obstante la relatividad comentada en

COMPARACION DE DATOS OBTENIDOS EN SESENTA CASOS ELEGIDOS AL AZAR (10)

	Normales	Anormales
Fracción de eyección	37 (61,7%)	23 (38,3%)
V_{cf}	51 (85 %)	9 (15 %)
VESM VTD (vel. eyec. normalizada)	30 (50 %)	30 (50 %)

las fórmulas precedentes, la extensión de las mismas es de uso amplio. Sin que se dé palabra final sobre todo lo anterior, nosotros preferimos referir la contractilidad ventricular a aspectos cualitativos: la telediastólica del ventrículo, su comportamiento tras el esfuerzo (cifras anormales representan disminución de la contractilidad) y el comportamiento del ventrículo durante la ventriculografía, donde se expresa la realidad de su contracción. Nuestra experiencia ha sido comprobada en el estudio ulterior a expensas de años en los enfermos y el comportamiento de los ventrículos ante el acto operatorio y postoperatorio en los casos de discordancia con cifras cuantitativas.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- KJ. Blunberger. Arch. Kreislaufforsch 6: 203, 1940.
- 2.- S. Borges, V.W. Cunha, P.C. Almeida, H.J. Victor e J.S. Saud. Estudo sobre o emprego da velocidade media de encurtamento circunferencial (V Mec) na avaliação da contractilidade ventricular. Arq. Bras. Cardiol. 27: 489, 1974.
- 3.- J.D. Bristow, O.E. van Zee and N.P. Jundkins. Systolic and diastolic abnormalities of the left ventricle in coronary disease. Circulation 42: 219, 1970.
- 4.- I.L. Bunnell, C. Grant and D.G. Greene. Left ventricular function derived from the pressure-volume diagram. Am.J.Med. 39: 881, 1965.
- 5.- J. Calderón Montero, J. Márquez Blasco, L. Cerezo González y E. Sánchez F.-Villarán. Determinación del volumen de expulsión por cineangiografía en proyección ántero-posterior. Correlación con el método de Fich. Arch. Inst. Cardiol. Méx. 38: 214, 1968.
- 6.- J. Calderón Montero, P. Yuste Pescador y J.A. Peleteiro. Tensión y trabajo del ventrículo izquierdo en condiciones normales y patológicas. Arch. Inst. Cardiol. Méx. 40: 164, 1970.
- 7.- J. Calderón Montero, J. Márquez Montes, L. Novo Valledor, J. Piñeiro Zabaleta, A. Muela de Lara y J. Eizaguirre Pérez. Determinación del volumen y de la masa del ventrículo izquierdo por cineangiografía en un solo plano. Arch.Inst.Cardiol. Méx. 42: 93, 1972.
- 8.- J. Calderón Montero, J.L. López Sendón, J. Carrillo Kábana, A. Fuertes García y J. Pey Illera. Estudio segmentario de la contracción ventricular izquierda en condiciones normales y patológicas. Rev. Esp. Cardiol. 29: 161, 1976.
- 9.- J. Calderón Montero. Estado actual de la valoración de la función miocárdica en la exploración hemodinámica. Rev. Esp. Cardiol. 29: 275, 1976.
- 10.- J. Calderón Montero. Conceptos generales sobre función ventricular. Curso internacional de angio-hemodinámica en las cardiopatías congénitas. Centro Especial Ramón y Cajal, 23-25 Enero 1980. Madrid.
- 11.- I. Carmelo, A. Loma-Osorio, J. Martínez, J. Barba, L.F. Arcos y D. Martínez Caro. Influencia de la posición radiológica en la determinación del volumen ventricular izquierdo mediante angiografía en un solo plano. XVI Congreso de la Soc. Española de Cardiología. (No.40 de las comunicaciones). Granada 1979.
- 13a.- J.H. De Gault, J. Ross Jr. and E. Braunwald. The contractile state of the left ventricle in man: Instantaneous tension-velocity length relations in patients with and without disease of the ventricular myocardium. Circ. Res. 22: 451, 1968.
- 14.- G. Diamond, J.S. Forrester, J. Hargis, W.W. Parmley, R. Danzig and H.J.C. Swan. Diastolic pressure-volumen relationship in the canine left ventricle. Circ. Res. 29: 267, 1971.
- 12.- P.F. Cohn, J.A. Levine, S.A. Bergeron and R. Gorlin. Reproducibility of the angiographic left ventricular ejection fraction. Circulation 48: (Supp. IV), 86, 1973.
- 13.- C.B. Chapman, O. Baker, J. Reynolds and F.J. Bonte. Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular volume. Circulation 18: 1105, 1958.
- 15.- G. Diamond and J.S. Forrester. Effect of coronary disease and acute myocardial infarction on left ventricular compliance in man. Circulation 45: 11, 1972.
- 16.- H.T. Dodge, H. Sandler, D.H. Bellew and J.D. Lord. The use of biplane angiography for measurement of left ventricular volumen in man. Am. Heart J. 60: 762, 1960.
- 17.- H.T. Dodge, H. Sandler, W.A. Baxley and R.R. Hawley. Usefulness and limitations of radiographic methods for determining left ventricular volume. Am. J. Cardiol. 18: 10, 1966.

- 18.- H.T. Dodge and W.A. Baxley. Left ventricular volume and mass and their significance in heart disease. *Am. J. Cardiol.* 23: 528, 1969.
- 19.- H.T. Dodge. Determination of left ventricle volume and mass. *Radiol. Clin. of N. Amer.* 9: 459, 1971.
- 20.- H.T. Dodge, J.W. Kennedy and J.L. Petersen. Quantitative angiographic methods in the evaluation of valvular heart disease. *Prag. Cardiovasc. Dis.* 16: 1, 1971.
- 21.- H.L. Falsetti, A.R. Geraci, I.L. Bunnell, D.G. Greene and C. Grant. Stimulation of left ventricular volume and function by one-plane cineangiography in coronary artery disease. (Abstrac.). *Circulation (Supp.III)* 40: 78, 1969.
- 22.- H.L. Falsetti, E.E. Mâtes, D.G. Greene and I.L. Bunnell. V max as an index of contractil state in man. *Circulation* 43: 467, 1971.
- 23.- I. Flores Delgado, E. Olvera Sarabia y M.A. Martínez Ríos. Cuantificación de los volúmenes ventriculares: Estudio comparativo de 2 métodos angiográficos. *Arch. Inst. Cardiol. Méx.* 49: 561, 1979.
- 24.- W.H. Gaasch, W.E. Battle, A.A. Obeler, J.S. Banes and H.J. Levine. Left ventricular stress and compliance in man. *Circulation* 45: 746, 1972.
- 25.- W.H. Gaasch, H.J. Levine, M.A. Quiñones and J.K. Alexander. Left ventricular compliance: mechanism and clinical implication. *Am. J. Cardiol.* 38: 645, 1976.
- 26.- D.G. Green, R. Carlisle, C. Grant and I.L. Bunnell. Estimation of left ventricular volume by one plane cineangiography. *Circulation* 35: 61, 1967.
- 27.- W. Grossman, H. Brook, S. Neister, H. Sherman and L. Dexter. New technique for determining instantaneous myocardial force-velocity relations in the intact heart. *Circulation Res.* 28: 290, 1971.
- 28.- W. Grossman, M.A. Stephadouros, L.P. McLaurin, E.L. Rolett and D.T. Young. Quantitative assesment of left ventricular diastolic stiffness in man. *Circulation* 47: 567, 1973.
- 29.- A.V. Hill. Heart of shortening and dynamic constans of muscle. *Proc. Roy. Soc. London (Biol)* 126: 136, 1938.
- 30.- P. Hugenholtz, R.C. Ellison, C.W. Urschel, I. Mirsky and E. H. Sonnenblick. Myocardial force-velocity relationships in clinical heart disease. *Circulation* 41: 191, 1970.
- 31.- M. Iriarte Ezcudia, J. Froufe, J.I. Azcuna Urreta, F. Gárate, A. Calderón Sanz y J. Negueruela Ugarte. El cálculo del volumen ventricular izquierdo mediante la cineangiografía. Su utilidad en la valoración de la función miocárdica. *Rev. Esp. Cardiol.* XXII, 415, 1969.
- 32.- W.B. Jones and G.L. Foster. Determinants of duration of left ventricular ejection in normal young men. *J. Appl. Physiol.* 19: 279, 1964.
- 33.- S. Karliner, J.H. Gault, D. Eckberg, C.B. Mullins and J. Ross. Mean velocity of fiber shortening. A simplified measure of left ventricular contractility. *Circulation* 44: 323, 1971.
- 34.- H.P. Krayenbuehl, W. Rutishauser, P. Wirz, I. Amende and H. Mehmel. High fidelity left ventricular pressure measurement for a assesment of cardiac contractility in man. *Am. J. Cardiol.* 31: 415, 1973.
- 35.- H.I. Levine. Compliance of the left ventricle. *Circulation* 41: 191, 1970
- 36.- J.L. Sendón, J. Carrillo Kábana, J. Silvestre García y J. Calderón Montero. Relación entre fracción de eyección y el acortamiento del diámetro transverso del ventrículo izquierdo. *Rev. Esp. Cardiol.* 29: 251, 1976.
- 37.- W.H. McCullagh, J.W. Covell and J. Ross. Left ventricular dilatation and diastolic compliance changes during chronic volume overloading. *Circulation* 45: 943, 1972.
- 38.- V. Martín Júdez. Conceptos fundamentales para la valoración de la distensibilidad miocárdica. Curso internacional de angiohemodinámica en cardiopatías congénitas. Centro Especial Ramón y Cajal, Madrid. 23 - 25 enero 1980.
- 39.- D.T. Mason Usefulness and limitations of the rate of rise intraventricular pressure (dp/dt) in the evaluation of myocardial contractility in man. *Am. J. Cardiol.* 2: 516, 1969.
- 40.- D.T. Mason, J.F. Sapun and R. Zelis. Quantification of the contractile state of the human heart. *Am. J. Cardiol.* 26: 248, 1970.
- 41.- G.A. Miller, J.W. Kirklin and H.J.C. Swan. Myocardial function and left ventricular volumes in adquired valvular insufficiency. *Circulation* 31: 374, 1965.
- 42.- I. Mirsky. A critical review of cardiac function parameters (abstrac) *Circulation* 39, 40, Supp. III, 147. 1969.

- 43.- I. Mirsky. Left ventricular stress in the intact human heart. *Biophys. J.* 9: 189, 1969.
- 44.- M.I. Noble. Problems concerning the applications of concepts of muscle mechanics of the contractile state of the heart. *Circulation* 45: 252, 1972.
- 45.- M.I. Noble, E.N.C. Milve, R.J. Guerke, E. Carlsson, R.J. Domenech, K.B. Saunders and J.I.E. Hoffman. Left ventricular filling and diastolic pressure-volume relations in the conscious dog. *Circ. Res.* 24: 269, 1969.
- 46.- K.L. Peterson, D. Skloven, Ph. Ludbrook, J.B. Uther and J. Ross Jr. Comparison of isovolumic and ejection phase. Indices of myocardial performance in man. *Circulation* 49: 1088, 1974.
- 47.- G.H. Pollack. Maximum velocity as an index of contractility in cardiac muscle. A critical evaluation. *Cir. Res.* 26: 111, 1970.
- 48.- G.H. Pollack. Is V max a valid contractile index? *Am. Heart J.* 81: 572, 1971.
- 49.- C.E. Rackley, H.T. Dodge and Y.D. Coble. A method for determining left ventricular mass in man. *Circulation* 29: 666, 1964.
- 50.- C.E. Rackley, V.S. Behar, R. Whalen and H.D. McIntosh. Biplane cineangiographic determinations of left ventricular function: pressure-volume relationships. *Am. Heart J.* 74: 766, 1967.
- 51.- A. Reale, P.A. Gioffre, A. Nigri and M. Motelese. Maximum rate of pressure decline in the normal, hypertrofied and dilated left ventricle in man. *Am. J. Cardiol. abs.* 29: 286, 1972.
- 52.- H. Sander and H.T. Dodge. Left ventricular tension and stress in man. *Cir. Res.* 13: 91, 1963.
- 53.- H. Sander and H.T. Dodge. The use of plane angiocardiograms for the calculation of left ventricular volume in man. *Am. Heart J.* 75: 325, 1968.
- 54.- E.H. Sonnenblick. Force-velocity relations in mammalian heart muscle. *Am. J. Physiol.* 202: 931, 1962.
- 55.- M. Swith, R.O. Russel, B.J. Feild and Ch. E. Rackley. Left ventricular compliance and abnormally contracting segments in post-myocardial infarction patients. *Chest* 65: 368, 1974.
- 56.- S.P. Timoshenko and S. Woinowsky-Krieger. *Theory of plates and shells.* Ed. III. McGraw-Hill Book Co. New York 1959.
- 57.- A.M. Weissler, W.S. Harris and C.D. Schoenfeld. Bedside thecnics for the evaluation of ventricular function in man. *Am. J. Cardiol.* 23: 577, 1969.
- 58.- S.S. Yang, L.B. Bentivoglio, V. Maranhão and H. Goldberg. From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters. Ed. II, F.A. Davis Co., Philadelphia, (Pen). 1978.