



Utilidad del ultrasonido Doppler en la evaluación no invasiva de las valvulopatías. Interpretación y datos de valor práctico para el médico clínico y el cardiólogo general

HECTOR LARDANI, MARCELO HELGUERA, Srta. FRANCIS FRANK, Sra. GRACIELA MORENO

Instituto Cardiovascular "Buenos Aires"

Trabajo recibido para su publicación: 5/90. Aceptado: 9/90

Dirección para separatas: Blanco Encalada 1543, (1428) Buenos Aires, Argentina

Christian Johann Doppler (1803-1853), físico de origen austríaco, describió por primera vez el cambio de coloración de las estrellas a medida que variaba la distancia de los astros con los observadores terrestres.

Este efecto, atribuido a un cambio de frecuencia de la onda lumínica, pudo constatarse luego en una variada gama de ondas, cuando variaba la distancia entre el origen de las mismas y el observador.

Cotidianamente reconocemos el cambio de tonalidad (de frecuencia) de la onda de sonido emitida por una ambulancia o un tren que se aproxima o se aleja. Si midiéramos la magnitud de ese cambio de tonalidad y concluyéramos, por ejemplo, que alcanza un grado de la escala musical (de re a mi, de fa a sol, etc.), podríamos afirmar que la velocidad a la que se desplaza esa ambulancia o tren oscila alrededor de 70 kilómetros por hora.

Un haz de ultrasonido dirigido a un móvil que se acerca permite determinar precisamente su velocidad de marcha. Muchos veloces automovilistas pagan hoy tributo a aquella sagaz observación inicial del físico austríaco.

Cuando en medicina enviamos un haz de ultrasonido desde el hueco supraesternal hacia la raíz de la aorta, éste es reflejado por la masa globular de la corriente sanguínea, la cual, durante la sístole cardíaca, se acerca al transductor.

A semejanza del cambio de tono del sonido de la ambulancia, o el registrado por la policía escrutando al conductor desaprensivo, el cambio de frecuencia entre la onda enviada y la reflejada por la masa globular en movimiento nos permite medir la velocidad de la sangre con gran precisión.

Además, a partir del estudio del registro gráfico de la onda reflejada, podemos determinar, entre otras cosas, dirección, sentido y aceleración de la corriente investigada.

Mientras mayor sea el paralelismo entre la dirección del flujo y el haz ultrasónico, más precisa será la medida de su velocidad.

Ya en los albores de la década del 70, el envío de ultrasonidos al corazón y vasos, y el análisis de las ondas reflejadas (no ya por los tejidos de las estructuras cardíacas, eco modo M y 2D, sino por la masa globular), permitió realizar las primeras medidas no invasivas de velocidad sanguínea en la aorta.¹

A partir de estos estudios iniciales, entre los que se encuentra el trabajo meritorio de Esper,² el avance tecnológico fue incesante, pudiéndose en la actualidad realizar medidas selectivas de flujo en cualquier área del corazón por medio del Doppler pulsado y aun reconocer rápidamente pequeñas alteraciones del flujo por medio del Doppler color.

Este relativamente reciente desarrollo, debido a la calidad de imágenes que genera, ha sido descrito como "angiografía no invasiva", aunque la similitud con este método sea más aparente que real.

De todos modos, podemos actualmente visualizar por ultrasonido cámaras y válvulas cardíacas, así como el flujo sanguíneo que las recorre, acompañando a las imágenes señales de audio que contribuyen a diagnosticar la naturaleza de una variada gama de alteraciones cardiovasculares.

Se logra de esta manera estimar con precisión gradientes y calcular áreas en las estenosis valvulares y determinar la dirección y magnitud del flujo anormal en las regurgitaciones.

A esta información se agregan datos valiosos para la evaluación de la función cardíaca tales como la estimación de la presión pulmonar, la medida de intervalos sistólicos y diastólicos (período preeyectivo, tiempo de eyección, tiempo a la velocidad pico, tiempo de relajación isovolumétrica, cálculo del volumen minuto, etc.).

Cuando el flujo de sangre encuentra a su paso una reducción del calibre del vaso, de la cámara, o de las válvulas que atraviesa, al igual que cualquier líquido que fluye, aumenta su velocidad y además lo hace de manera proporcional a la magnitud del estrechamiento.

Este aumento de velocidad permite evaluar el gradiente de presión existente entre el segmento pre y postestenótico.

La mayor parte de los factores que intervienen en la determinación del gradiente a partir de la medida de la velocidad se hallan en la ecuación de Bernoulli:

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2) + \rho \int_1^2 \frac{dv}{dt} ds + R(v)$$

aceleración
convectiva

aceleración
de flujo

fricción
viscosa

En esta fórmula:

- "P1" es la presión previa a la estenosis;
- "P2" es la presión después de la misma;
- "ρ" es la densidad de la sangre;
- "V1" es la velocidad previa a la estenosis;
- "V2" es la velocidad después de la estenosis;
- "dv" es el cambio de velocidad durante la apertura de la válvula;
- "ds" es la distancia en la que se mide el decrecimiento de la presión;
- "R" es la resistencia o fricción viscosa, y
- "v" es la velocidad de flujo.

Felizmente, en la práctica clínica, la contribución de la aceleración convectiva y la de la fricción viscosa son despreciables.

Igualmente, en estas circunstancias, el cuadrado de la velocidad previa a la estenosis habitualmente es igual a 1 y por lo tanto también puede despreciarse.

Finalmente, para la sangre " $\frac{1}{2} \rho$ " es cercano a 4, por lo cual la fórmula original puede reducirse en la práctica a:

$$P_1 - P_2 = 4 (V^2)$$

Es decir que podemos calcular el gradiente de presión generado por una estenosis elevando al cuadrado la máxima velocidad del flujo postestenosis y multiplicando este resultado por 4.

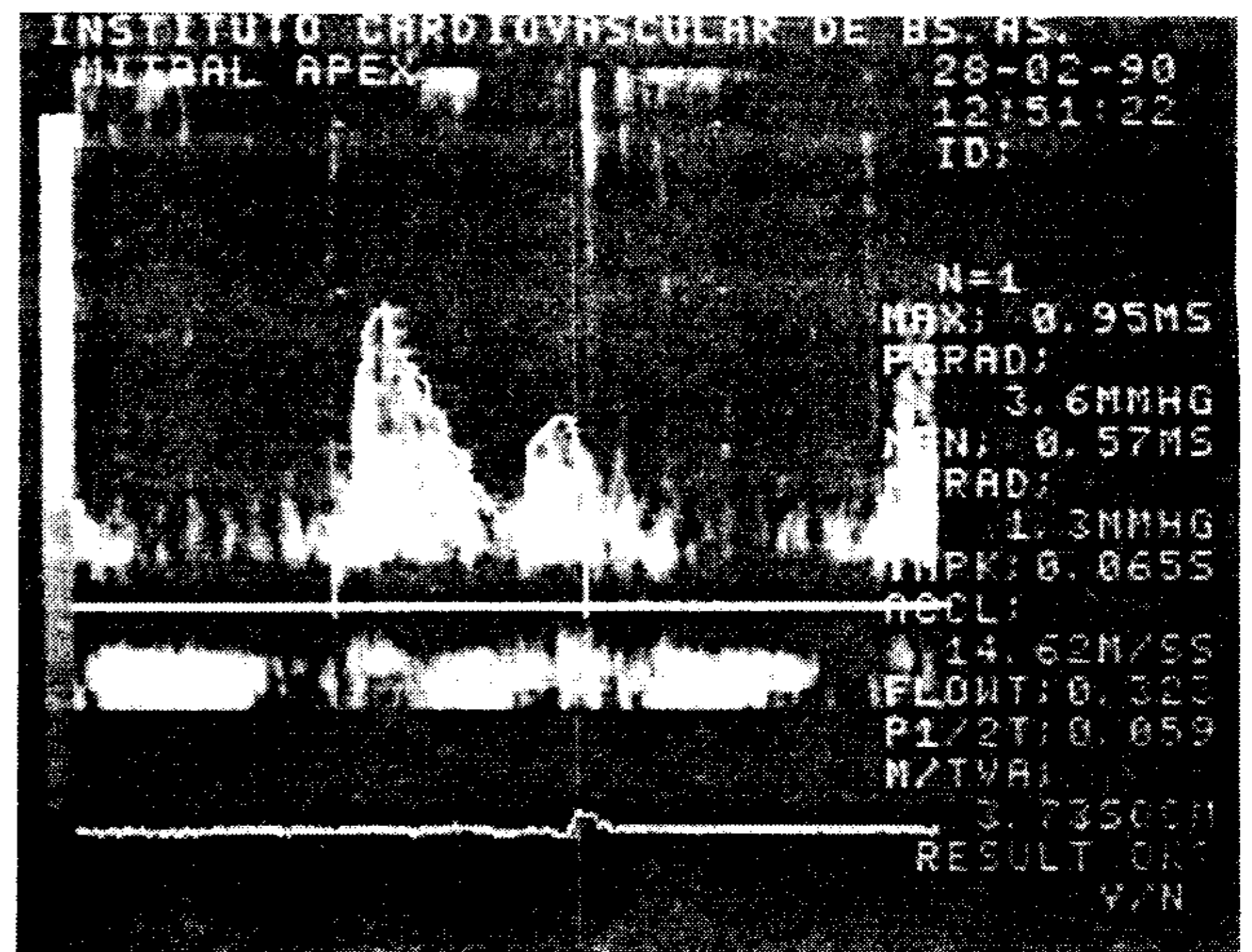


Fig. 1. Flujo mitral normal desde el ápex. Se observa la primera onda de lleno rápido, llamada onda "E", que es normalmente la más prominente, y luego la onda "A", u onda auricular o telediastólica. Cada separación entre los puntos blancos en la escala vertical corresponde a 0,5 m/seg y en la escala horizontal a 0,5 de segundo (s).

Las correlaciones obtenidas con medidas directas de presiones han sido sorprendentemente adecuadas.³

Conviene aquí expresar, aunque sea sintéticamente, que sólo el Doppler continuo es capaz de procesar y analizar altas velocidades de flujo de varios metros por segundo.

(Las velocidades máximas registradas en el corazón normal apenas exceden 1 metro por segundo.)

El transductor de Doppler continuo consta de un cristal piezoeléctrico que genera y envía ultrasonidos y otro que los recibe y los analiza.

Ambos trabajan "continuamente", y analizan la velocidad registrada a lo largo de todo el haz ultrasónico, no teniendo prácticamente límite para identificar y cuantificar las mayores velocidades halladas en patología cardíaca.

Carece, por otra parte, de la capacidad de precisar en qué punto o segmento del haz ultrasónico se genera el flujo analizado.

El transductor de Doppler pulsado, en cambio, tiene un solo cristal que emite una señal (un pulso) y debe esperar su retorno luego de reflejarse en la masa globular de un lugar predeterminado por el operador y sólo después que este proceso se ha completado está en condiciones de emitir el pulso siguiente.

Esto permite obtener una "muestra" de la velocidad y sentido de desplazamiento del pequeño volumen de sangre elegido en el eje del haz ultrasónico. A este pequeño volumen se lo llama "volumen de muestreo".

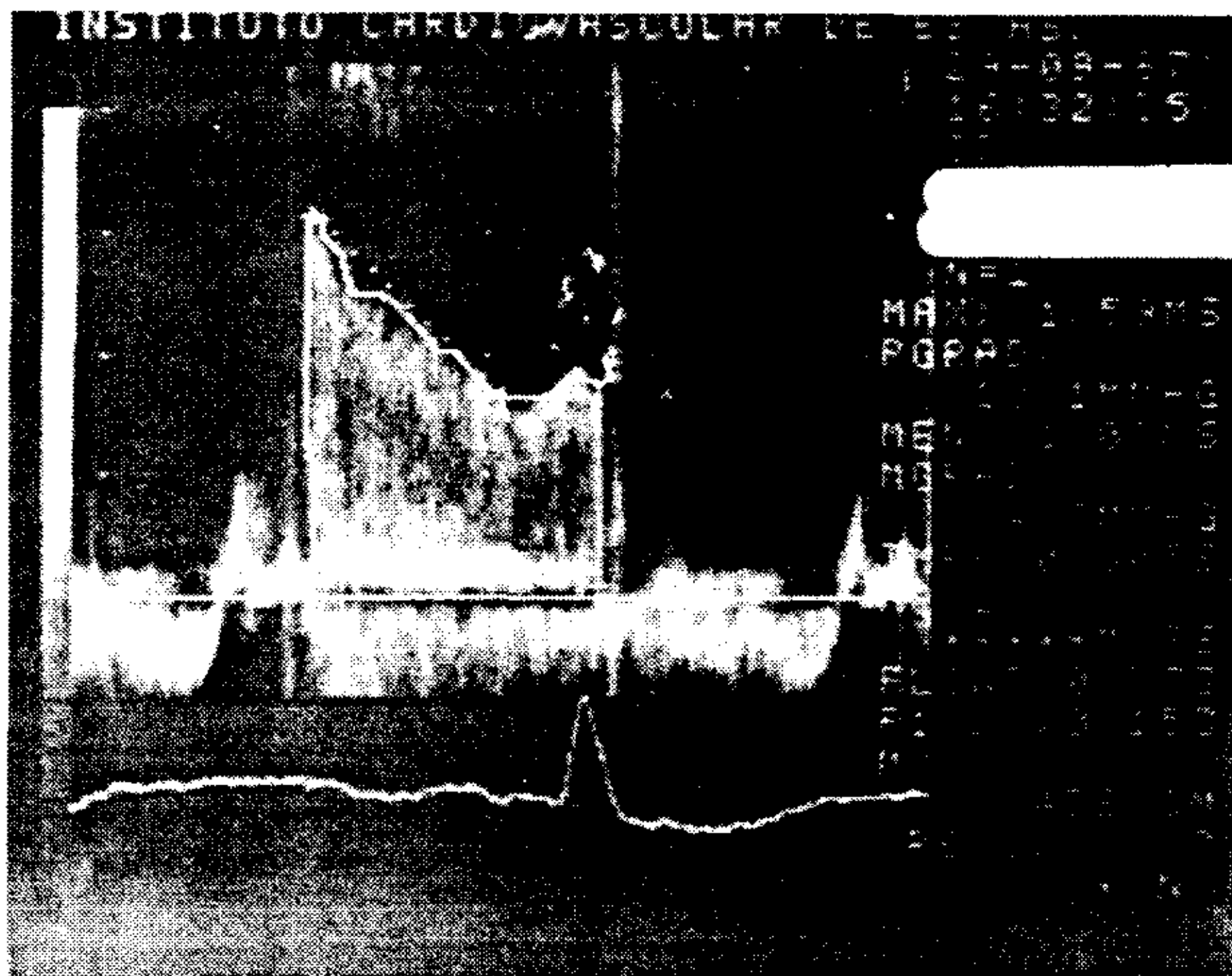


Fig. 2. Se observa un típico trazado de estenosis mitral obtenida con Doppler continuo, con un aumento importante de la velocidad inicial. En los datos numéricos, a la derecha de la figura, puede hallarse la velocidad máxima (1,50 m/seg), el gradiente pico o máximo (10,1 mmHg), el gradiente medio (4,7 mmHg) y el tiempo de hemipresión ($P 1/2T = 153$ milisegundos). El área valvular es de $1,43 \text{ cm}^2$, producto de dividir (según la fórmula de Hatle) 220 por el $P 1/2T$ de 152 milisegundos.

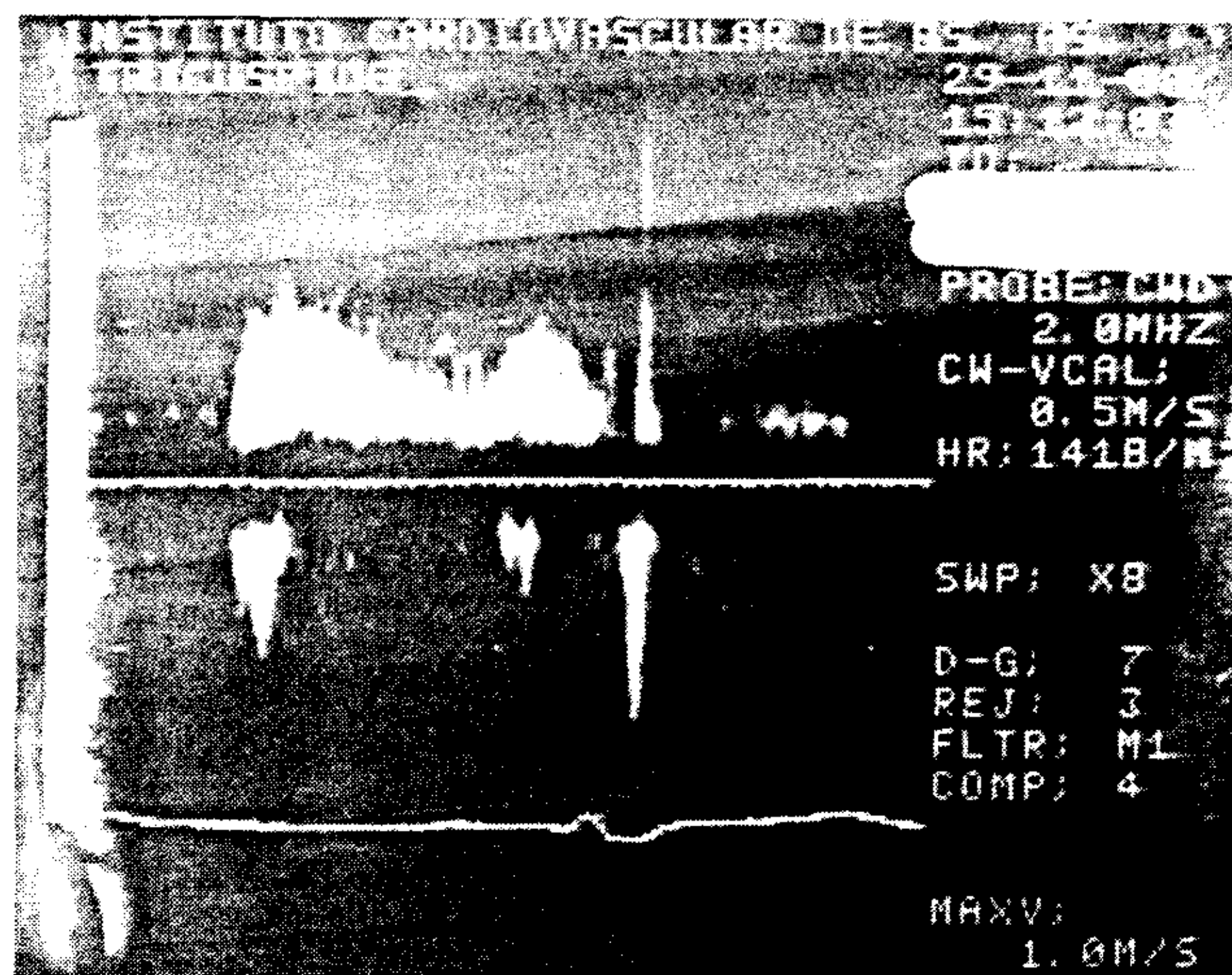


Fig. 3. El flujo tricuspídeo es similar al mitral; tiene una onda inicial de lleno rápido mayor y una onda telediastólica o auricular más pequeña. Obsérvese inmediatamente después del complejo QRS del ECG la deflexión de gran amplitud por encima y por debajo de la línea de base correspondiente al cierre tricuspídeo.

Un rápido ejemplo permitirá comprender la utilidad única del Doppler pulsado:

Si decidimos analizar una muestra dentro de la aurícula izquierda, colocamos nuestro vector de ultrasonido dirigido hacia esa cavidad y sobre él deslizamos electrónicamente nuestro volumen de muestreo, guiados por la imagen de eco 2D, en un punto de esta cavidad a nuestra elección, por ejemplo muy cercano a la válvula mitral. Si allí detectamos una onda pansistólica concluimos, sin temor a equivocarnos, que existe insuficiencia mitral.

Si apenas nos alejamos de las valvas en dirección a la pared posterior esta señal se agota o desaparece, generalmente se trata de una insuficiencia leve; en cambio, si persiste hasta la pared posterior de la aurícula, seguramente la perturbación producida (y por lo tanto la insuficiencia mitral que la genera) es severa.

Una posibilidad de error en esta "semicuantificación" reside en la existencia de jets o chorros de insuficiencia estrechos pero profundos, que pueden en realidad representar volúmenes de regurgitación relativamente menores y sin embargo ser percibidos en la profundidad de aurícula izquierda e interpretados como de insuficiencia severa.

El Doppler color contribuye a delinear estos jets mostrando el área que ocupan y de este modo evitar o minimizar estos errores.

El Doppler pulsado, debido a su imposibili-

dad de enviar un nuevo pulso o ultrasonido hasta no haber procesado el anterior, tiene una limitación en cuanto al análisis de altas velocidades. Mientras más alejado se encuentre del transductor nuestro centro de interés, y por lo tanto nuestro volumen de muestreo, más tiempo tardará el pulso en ir y regresar; esto es, más

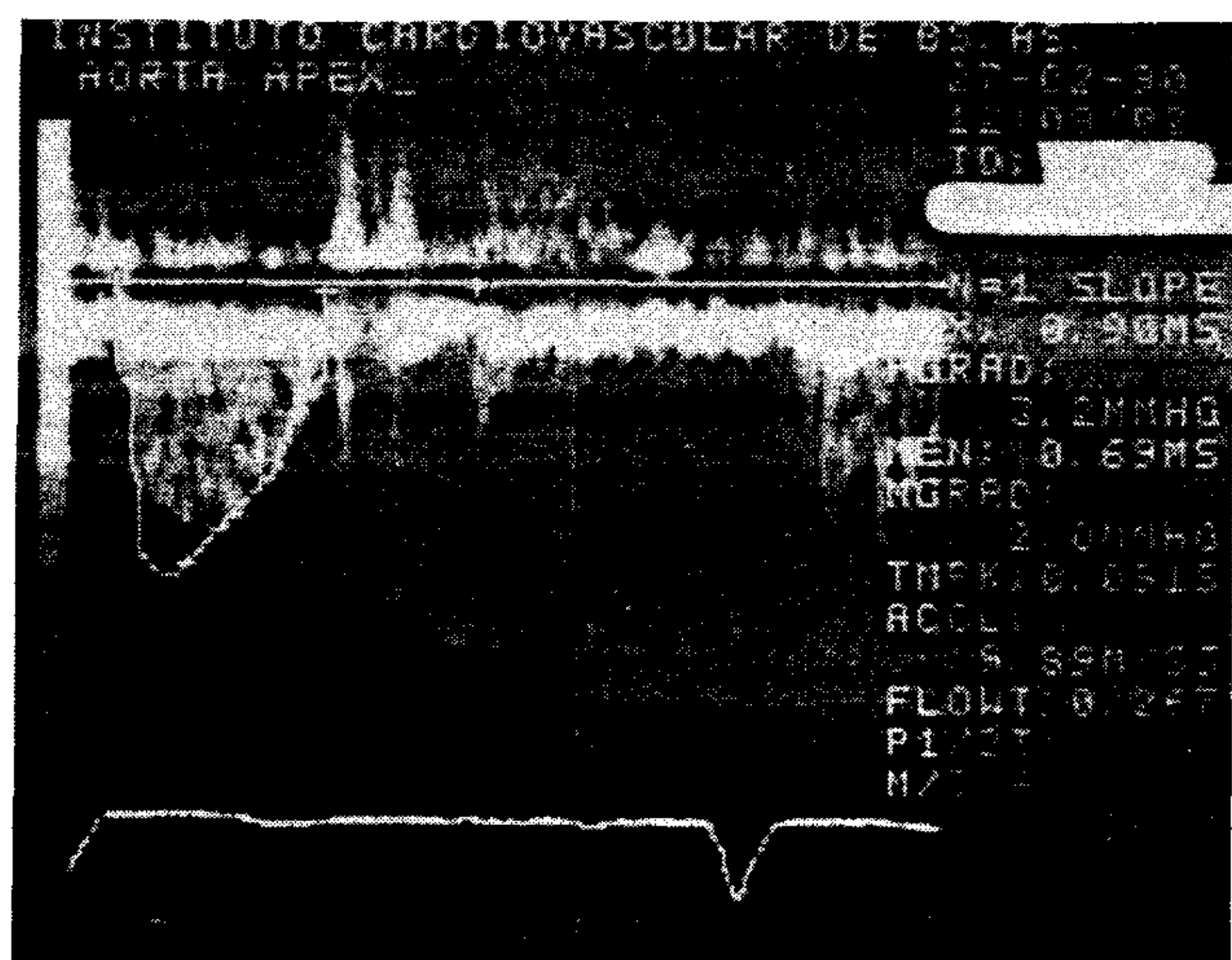


Fig. 4. Se observa el flujo aórtico obtenido desde el ápex como una deflexión negativa, debido al alejamiento de la corriente sanguínea hacia la aorta ascendente. El valor normal de la velocidad máxima fue 0,90 m/seg. Obsérvese además el rápido crecimiento característico del flujo aórtico con un tiempo al pico de velocidad (TMPK = 0,091 seg). Véase también cómo puede definirse claramente el tiempo de eyección delimitado por la anchura del flujo aórtico y cuantificado a la derecha de la figura como Flowt: 0,267 seg.

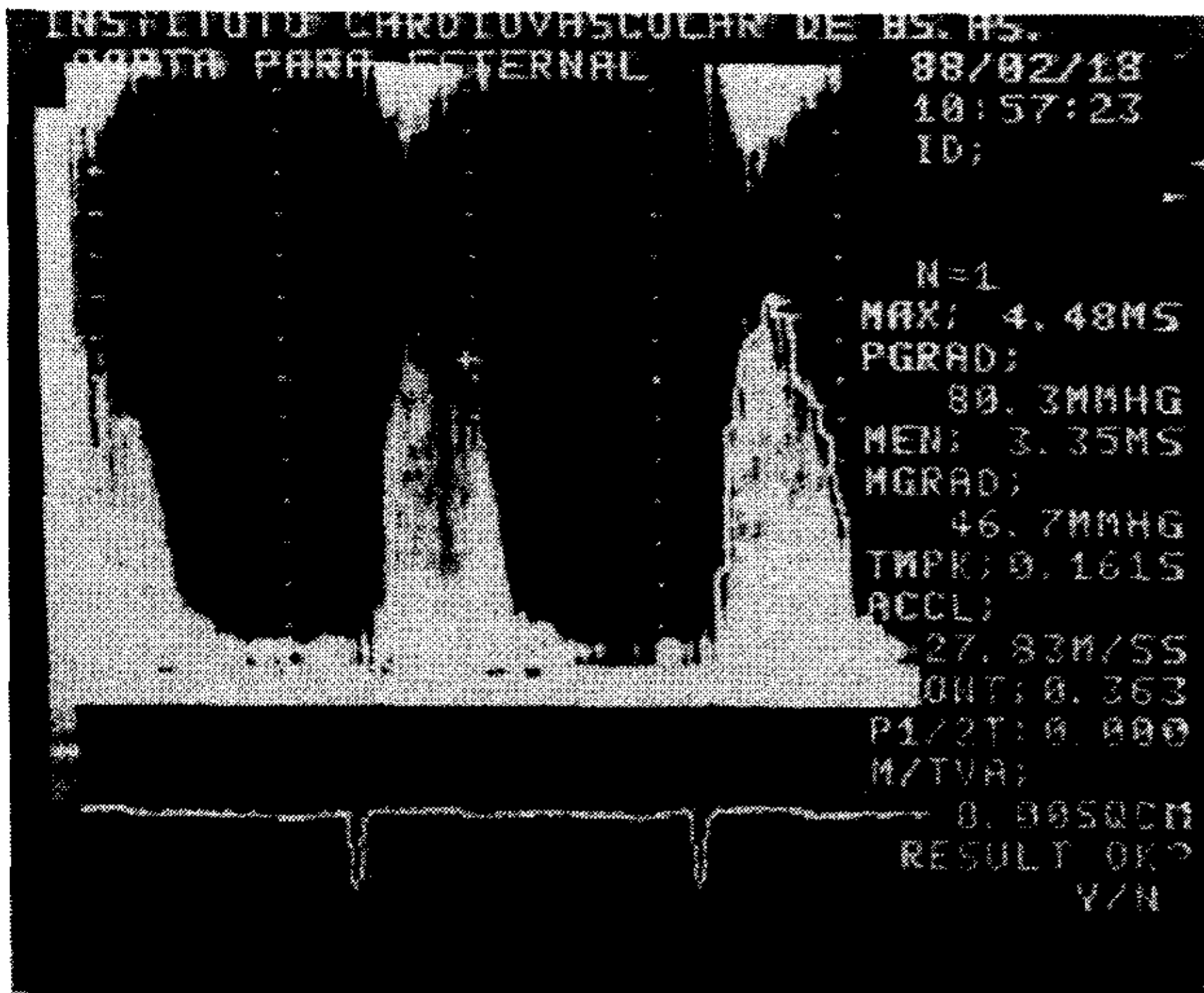


Fig. 5. Se observa el flujo aórtico registrado desde la ventana paraesternal derecha inscribiéndose como una deflexión positiva debido al acercamiento del flujo sanguíneo al transductor. La velocidad máxima es de 4,48 m/seg. Por lo tanto, el gradiente pico empleando la ecuación de Bernoulli es de 80,3 mmHg y el gradiente medio es de 46,7 mmHg, el tiempo al pico R es de 0,161 seg y el tiempo de eyección es de 0,363 seg.

tiempo le tomará a nuestro transductor estar en condiciones de enviar pulsos adicionales y más dificultades tendrá para analizar flujos que se desplacen más rápidamente.

El límite de velocidad de flujo que puede cuantificar el Doppler pulsado se llama "límite de Nyquist" y está relacionado con la cantidad de pulsos por segundo que el transductor es capaz de emitir y la lejanía del punto motivo de nuestro interés.

Cuando se excede este límite, si bien se registra una señal, su interpretación es equívoca, ya que se inscribe tanto hacia arriba como hacia abajo de la línea de base y su morfología, por lo tanto, es difícilmente analizable.

Este fenómeno, que podría asemejarse a una saturación del transductor, se menciona en la literatura sajona como *aliasing*.

Los equipos que cuentan con alta repetición de frecuencia de pulsos tienen mayor límite de Nyquist y por lo tanto pueden analizar con Doppler pulsado velocidades mayores a distancias también mayores del volumen de muestreo.

ESTUDIO DE LAS ESTENOSIS VALVULARES

Válvula mitral

El análisis del flujo mitral se realiza preferentemente visualizando esta estructura desde el ápex en la clásica posición de cuatro cámaras de eco 2D.

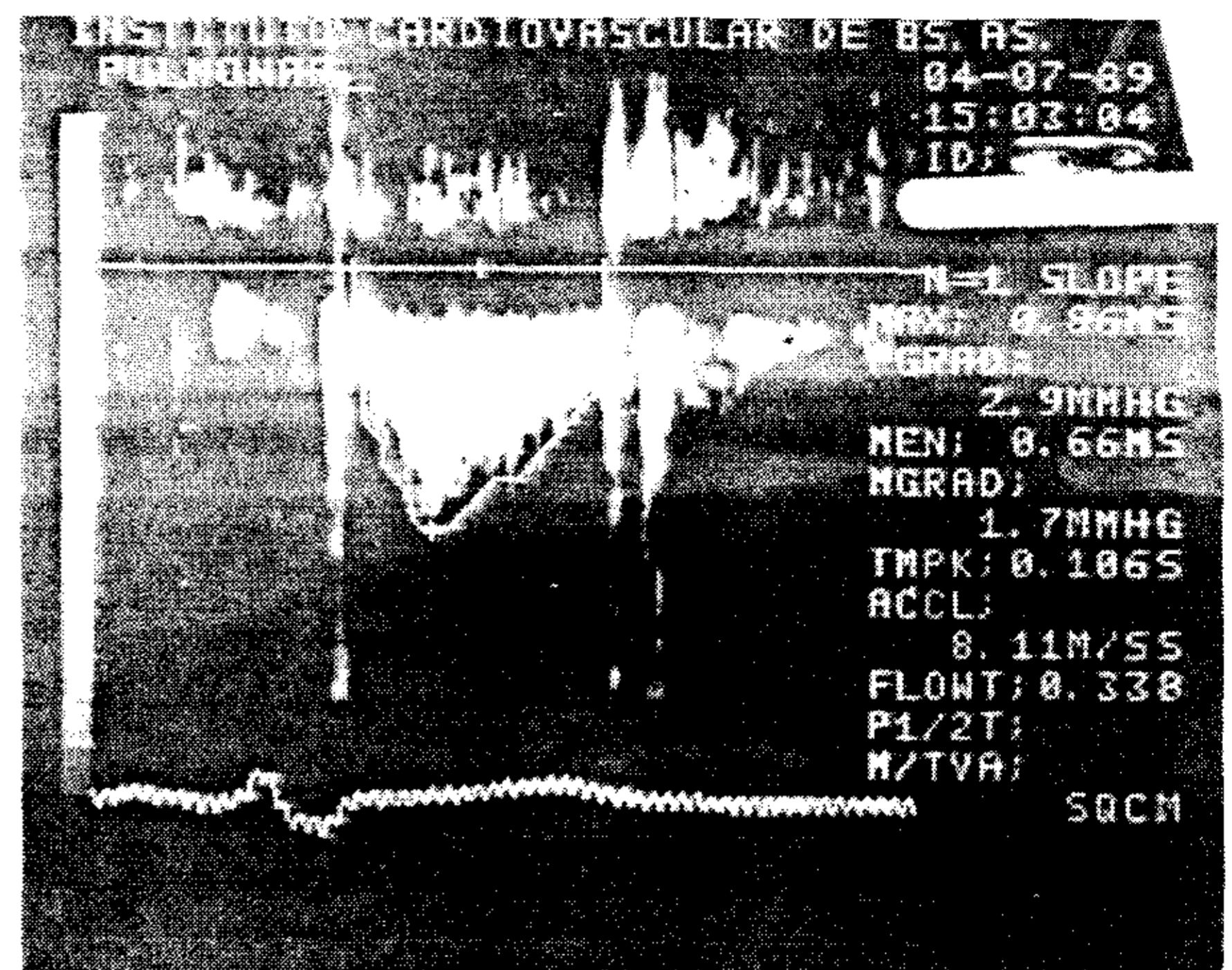


Fig. 6. El flujo pulmonar se inscribe por debajo de la línea de base, ya que se aleja del transductor y está claramente enmarcado entre el primero y segundo ruidos pulmonares. Si se compara con la Figura 4 del flujo aórtico, podrán verse las similitudes y las diferencias; las velocidades máximas son similares, aunque la morfología del flujo pulmonar muestra un crecimiento más lento hasta el pico de la velocidad comparado con el flujo aórtico.

Al "interrogar" la válvula mitral con el haz de ultrasonido recibiremos en diástole las señales de una corriente que al abrirse la válvula se dirige hacia el ápex, y se acerca por lo tanto al transductor.

De acuerdo con una convención tecnológica, toda onda que se acerque al transductor se inscribe como una deflexión positiva en relación a la línea de base.

En sístole no existen señales de flujo en los sujetos con válvula mitral normal.

Nos adelantamos a mencionar que, cuando existe insuficiencia, la corriente sistólica anormal que se desplaza desde ventrículo a aurícula izquierda, es decir, se aleja del ápex y por lo tanto de nuestro transductor, se inscribe como una deflexión negativa.

Desde el ápex el flujo mitral normal consiste en señales diastólicas positivas.

Son registros de velocidad en metros por segundo con respecto al tiempo y se componen de una onda "E" de lleno rápido que alcanza alrededor de 0,9 m/seg, tiene un descenso rápido, llegando casi a la línea de base, seguido por una onda telediastólica "A" relacionada con la contracción auricular y que normalmente no supera 0,3 m/seg (Fig. 1).

En presencia de estenosis mitral se observa un aumento en la velocidad de la onda "E", reflejo de la presencia de un gradiente de presión diastólico entre aurícula y ventrículo. La per-

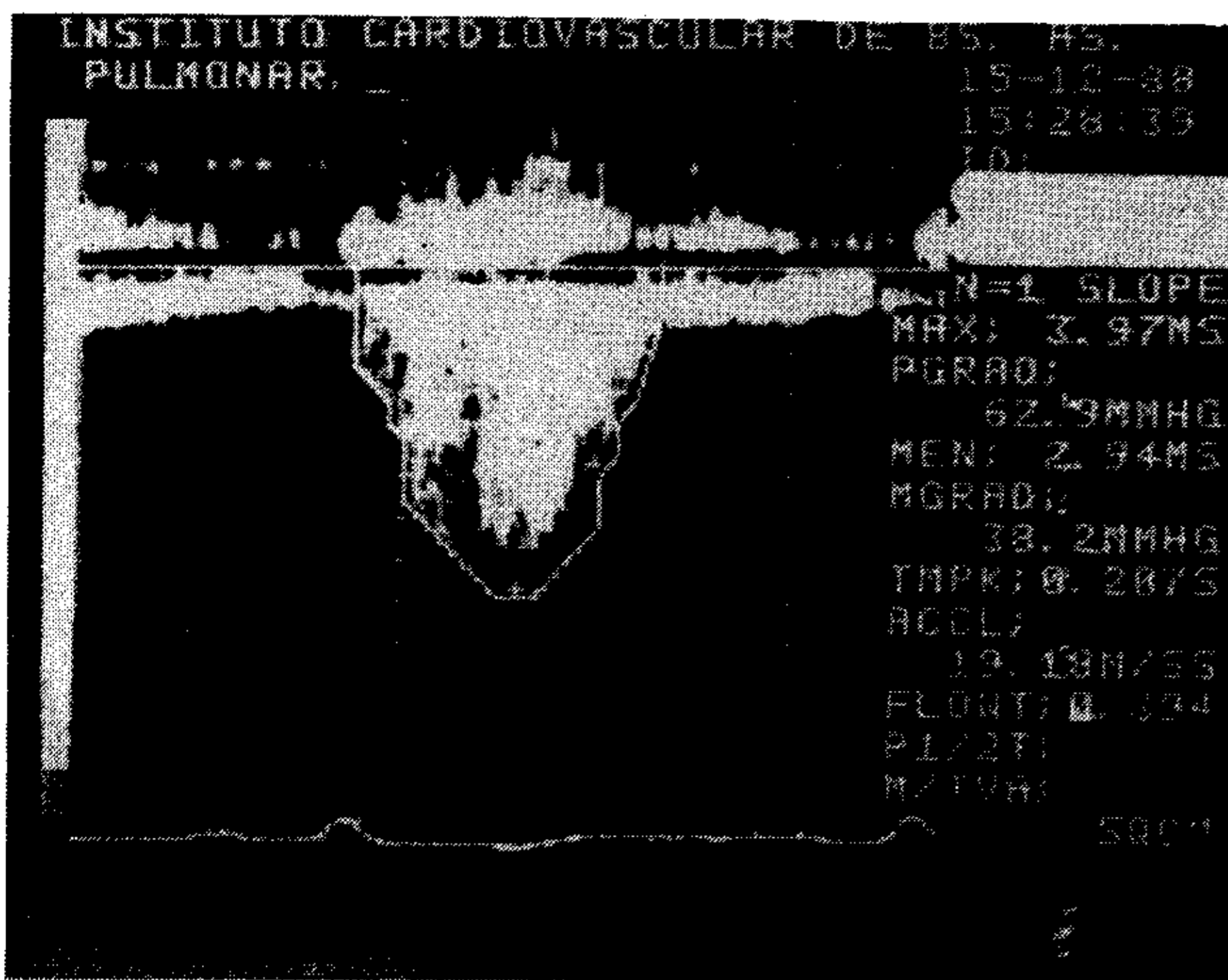


Fig. 7. Se observa un flujo pulmonar patológico debido a la presencia de una velocidad máxima de 3,97 m/seg, lo que implica un gradiente pico de 62,9 mmHg. Se trata de una estenosis pulmonar severa.

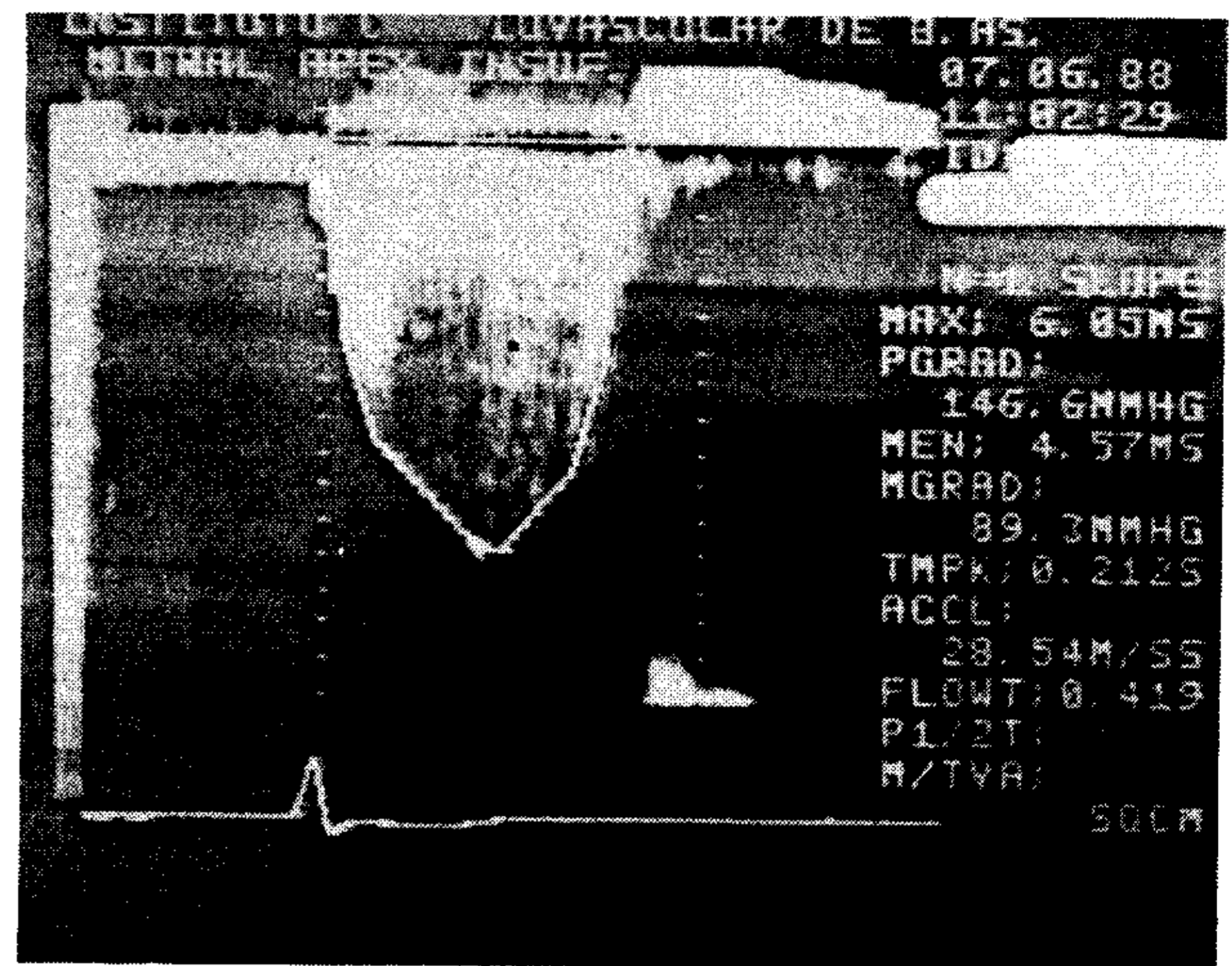


Fig. 8. Amplia y densa señal sistólica negativa registrada desde el ápex con Doppler continuo e indicativa de la presencia de insuficiencia mitral significativa. El carácter pansistólico está indicado por su comienzo coincidente con el pico de la onda R del ECG, característico de la ausencia del período preeyectivo, el prolongado tiempo de flujo Flowt (0,419 seg) y la ausencia de período isovolúmico diastólico observable por la continuación sin solución de continuidad del final del flujo sistólico con el comienzo del flujo diastólico mitral inscripto por encima de la línea de base.

sistencia de este gradiente durante la mayor parte de la diástole se evidencia por un mantenimiento de velocidades altas, observándose una lenta pendiente a partir del pico de velocidad inicial protodiastólica (Fig. 2).

La utilización de la fórmula de Bernoulli simplificada permite la estimación del gradiente mitral.

La máxima velocidad protodiastólica en la Figura 2 es de 1,59 m/seg. Luego:

$$4 (1,59^2) = 10,1 \text{ mmHg.}$$

Esta estimación no invasiva de gradientes a partir de la velocidad ha sido también convalidada con la medida directa de presiones intracavitarias.^{3,4}

Los equipos modernos permiten realizar el trazado del perímetro de la curva y obtener el cálculo del gradiente medio y del *pressure half time*, medición de gran utilidad, como veremos a continuación (Fig. 2).

La Dra. Liv Hatle³ demostró que el tiempo que tarda el gradiente máximo en caer a la mitad (*pressure half time*, "P 1/2 T", en la misma Figura), traducido no muy felizmente como "tiempo de hemipresión", varía muy poco con cambios de volumen minuto y permite, por medio de una simple fórmula, calcular el área mitral:

$$\text{Area mitral en cm}^2 = 220 / \text{pressure half time en milisegundos.}$$

El "P 1/2 T" normal es de aproximadamente 60 milisegundos (0,059 seg en la Figura 1) y

alcanza o supera 200 milisegundos en la estenosis mitral severa.

El "P 1/2 T" es de 0,153 seg en la Figura 2, lo que implica un área de 1,4 cm², obtenida a partir de: $220/153 = 1,4$.

Este cálculo de área mitral, a pesar de algunas limitaciones, ha confirmado su valor en la práctica diaria por su repetitividad, simplicidad y carácter no invasivo, y se ha comparado favorablemente con el clásico cálculo de área obtenido en hemodinamia a partir de la fórmula de Gorlin.⁴⁻⁹

Válvula tricúspide

El examen de esta válvula se realiza de una forma muy similar al de la válvula mitral, pudiendo visualizarse desde el ápex o desde el eje menor dirigiendo el vector ultrasónico hacia esa estructura.

El flujo tricuspídeo diastólico normal tiene una onda "E" de 0,50 m/seg y una onda "A" de 0,10 m/seg aproximadamente (Fig. 3).

Estas velocidades varían notablemente con los ciclos respiratorios, a diferencia de las correspondientes al flujo mitral.

El diagnóstico y la cuantificación de la estenosis tricuspídea, poco frecuente entre nosotros, sigue los mismos lineamientos que los del flujo mitral, incluyendo el cálculo del área.

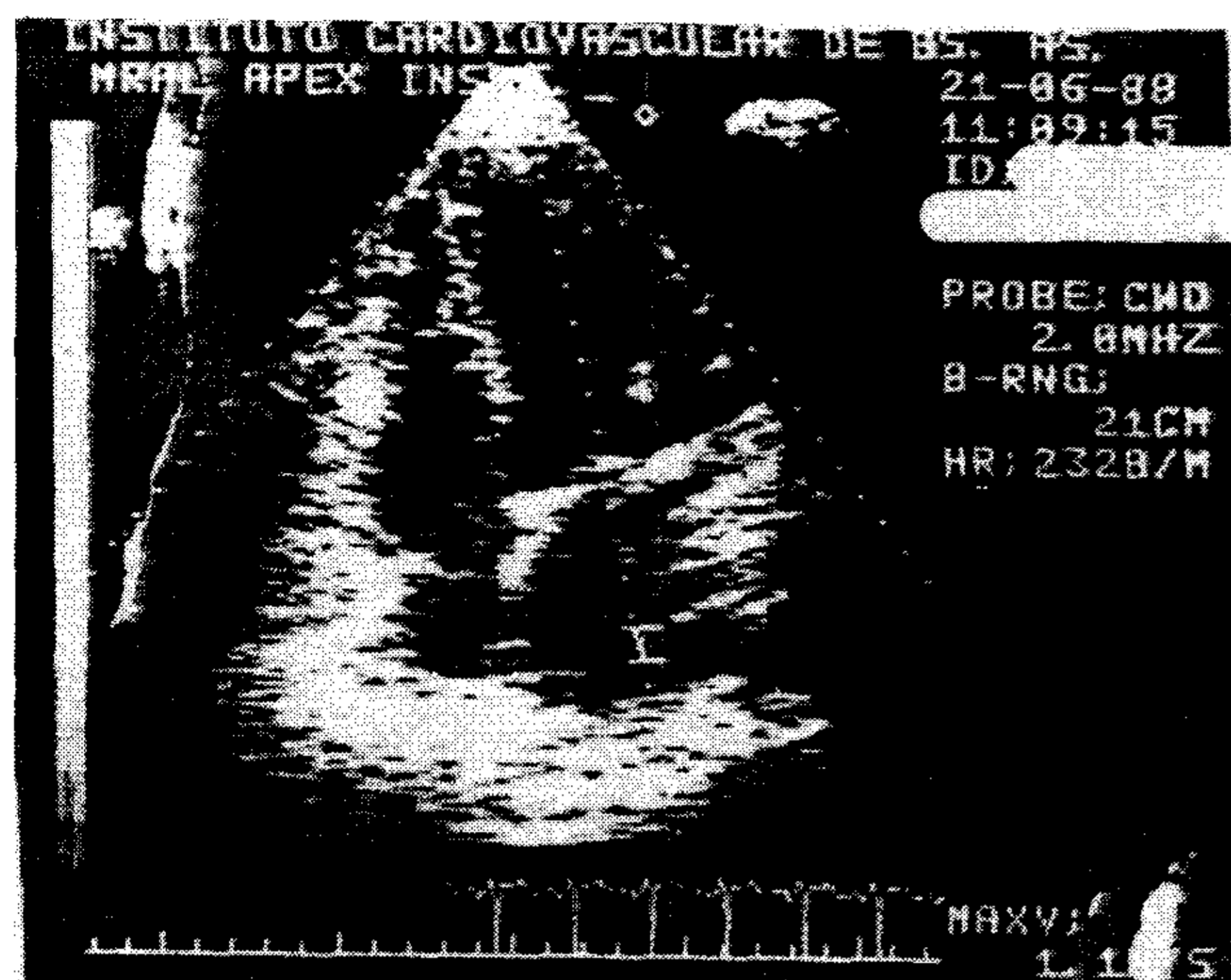


Fig. 9. Nos muestra una imagen de eco 2D en cuatro cámaras con el haz de ultrasonido atravesando el centro de la válvula mitral y el volumen de muestreo de Doppler pulsado cercano a la pared posterior de aurícula izquierda. Cuando en ese lugar se continúa registrando la señal de regurgitación, puede afirmarse casi con seguridad la presencia de insuficiencia mitral severa. Existen equipos que permiten visualizar la imagen de eco 2D y las de Doppler simultáneamente.



Fig. 10. Muestra la inscripción de una onda de regurgitación con el transductor enfocando su ultrasonido hacia la válvula tricúspide desde el ápex. El alejamiento del flujo sistólico hacia la aurícula derecha motiva la deflexión negativa. Obsérvese la similitud con la regurgitación mitral, y el carácter pansistólico de la misma, por las mismas razones expuestas en referencia a la Figura 8. La medición de la velocidad máxima, que en este caso alcanza 5 m/seg, indica un gradiente de 100 mmHg entre ventrículo y aurícula derecha, testimonio de una hipertensión pulmonar severa.

Válvula aórtica

La evaluación de la válvula aórtica se realiza por lo general desde el ápex en posición de cinco cámaras, desde el tercer espacio paraesternal derecho, orientando el transductor hacia el ápex y desde la ventana supraesternal dirigiendo el ultrasonido en forma caudal y levemente a la derecha.

En las ventanas para y supraesternal el trazado de flujo es positivo. En cambio, desde el ápex recibiremos la señal negativa del flujo que se aleja por el tracto de salida hacia la aorta (Fig. 4).

Esta señal tiene en los sujetos normales una velocidad máxima de 1,35 m/seg y un acmé precoz.

Si la válvula aórtica es competente no existe señal diastólica.

El comienzo y el fin del flujo nos permiten medir con exactitud el tiempo de eyección.

Cuando existe estenosis aórtica registramos velocidades que superan los valores normales, alcanzando en casos severos 4, 5, 6 o más m/seg, lo cual es índice de gradientes muy significativos (Fig. 5).

También en éste caso el trazado del perímetro de la curva nos permite calcular el gradiente medio, el cual tiene una estrecha correlación con el gradiente medio medido en hemodinamia. El gradiente pico obtenido por Doppler se correlaciona muy bien con el gradiente que se obtiene en hemodinamia superponiendo las curvas de

ventrículo izquierdo y aorta y midiendo el gradiente pico, es decir, en el momento en el que ambas curvas están más separadas.

Para poder procesar estas altas velocidades se usa el Doppler continuo, al cual se accede mediante la simple presión de una tecla.

Las correlaciones con los gradientes medidos en forma invasiva han sido también excelentes.^{10, 11}

Sin embargo son conocidas las limitaciones de usar sólo el gradiente para evaluar la severidad de la estenosis aórtica.¹²

La medición del área aórtica por eco 2D no ha sido hasta ahora satisfactoria.¹³

Basados en la factibilidad de la medición por eco 2D + Doppler del volumen/latido se puede calcular el área valvular por medio de la llamada "ecuación de continuidad".

El volumen/latido en el tracto de salida es igual al volumen/latido en la aorta (en continuidad con aquél, pero separado por la válvula objeto de nuestro estudio).

Ahora bien, el primero puede medirse como el producto de la integral del flujo Doppler y el área del tracto de salida.

El volumen/latido en la aorta equivale teóricamente al producto de la integral del flujo en la aorta y el área aórtica. Como esta última es nuestra incógnita, por un siple pasaje de térmi-

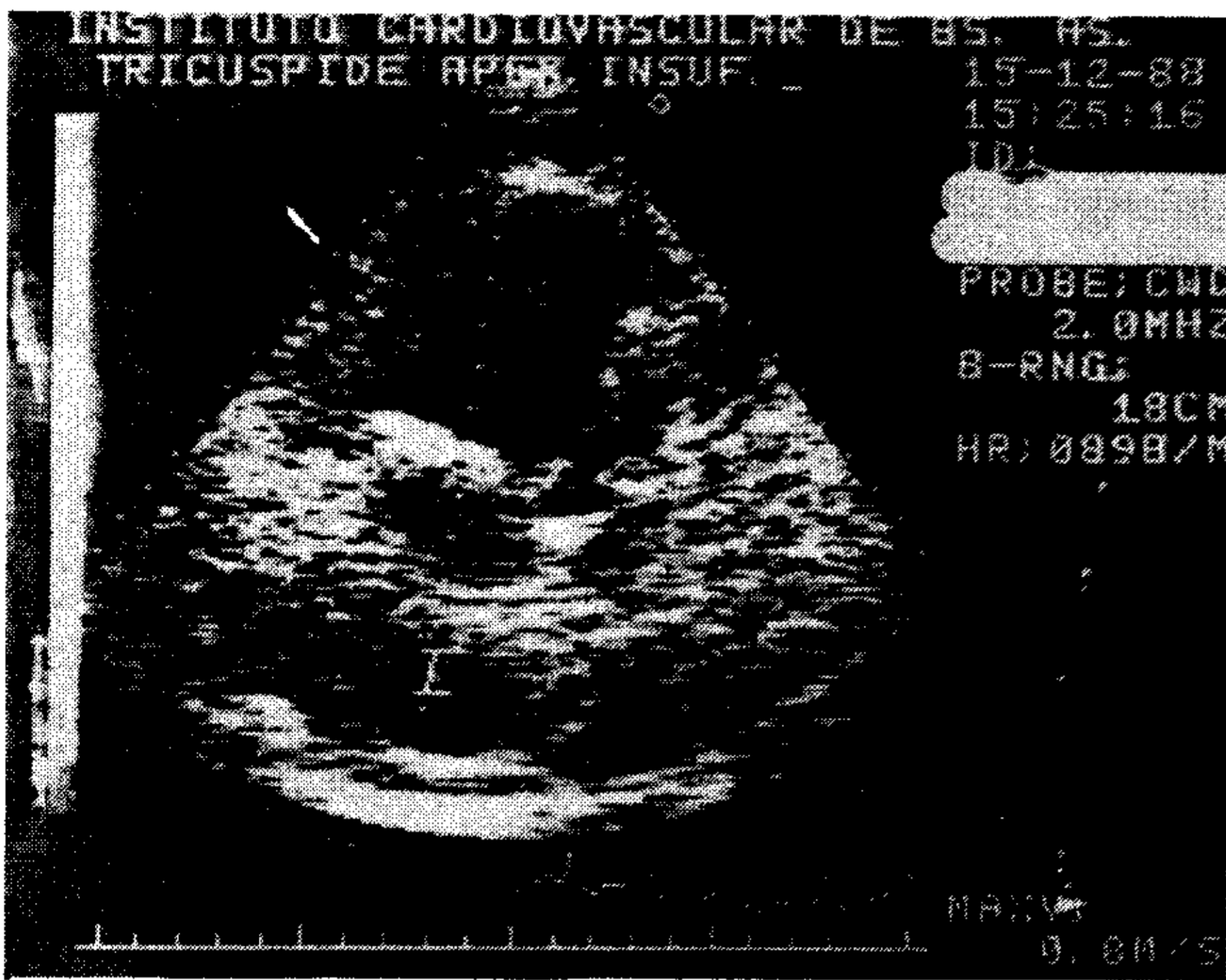


Fig. 11. Se aprecia el haz de ultrasonido atravesando la válvula tricúspide y el volumen de muestreo de Doppler pulsado cerca de la pared posterior de aurícula derecha. Si existe señal de regurgitación tricuspídea a este nivel se puede concluir que existe una insuficiencia valvular severa.



Fig. 12. Observamos, en el extremo izquierdo de la figura y por debajo de la línea de base, el flujo aórtico, que es aquí de pequeña dimensión debido a la expansión de la escala para poder registrar en su totalidad la densa y amplia señal de regurgitación aórtica por encima de la línea de base. La medida de la deceleración es utilizada también para estimar la magnitud del volumen regurgitado. A más rápida deceleración, más veloz la reducción del gradiente entre aorta y ventrículo izquierdo en diástole, implicando generalmente un descenso significativo de la presión diastólica aórtica y un crecimiento importante de la presión diastólica de ventrículo izquierdo, ambos fenómenos presentes en la insuficiencia aórtica severa.

nos aritméticos tendremos:

$$IFTS \cdot ATS = IFA \cdot AA. \quad Y:$$

$$AA = IFTS \cdot ATS/IFA. \quad \text{Donde:}$$

IFTS = Integral del flujo del tracto de salida.

ATS = Area del tracto de salida.

Puede obtenerse por eco 2D en eje largo a partir de la medida del diámetro inmediatamente por debajo de la válvula aórtica y aplicando la fórmula:

$$ATS = \text{Pi por radio al cuadrado} \\ 3,14 \cdot (D/2^2).$$

La ecuación de continuidad demostró confiabilidad cuando fue comparada con la fórmula de Gorlin de uso habitual en hemodinamia, extendiéndose recientemente su utilidad en la evaluación de los pacientes antes y después de valvuloplastia aórtica.^{14, 15}

Puede eventualmente ser utilizada para los mismos fines y con leves modificaciones en válvula pulmonar, mitral o tricúspide.

Válvula pulmonar

Esta válvula puede ser evaluada desde la ventana paraesternal izquierda en eje menor a nivel aórtico.

Las ondas de eco Doppler son reflejadas por la corriente que fluye alejándose del transductor e inscribiéndose como una deflexión negativa, similar a la del flujo aórtico desde ápex, aunque la morfología de la curva es más redondeada y con un acmé más tardío (Fig. 6).

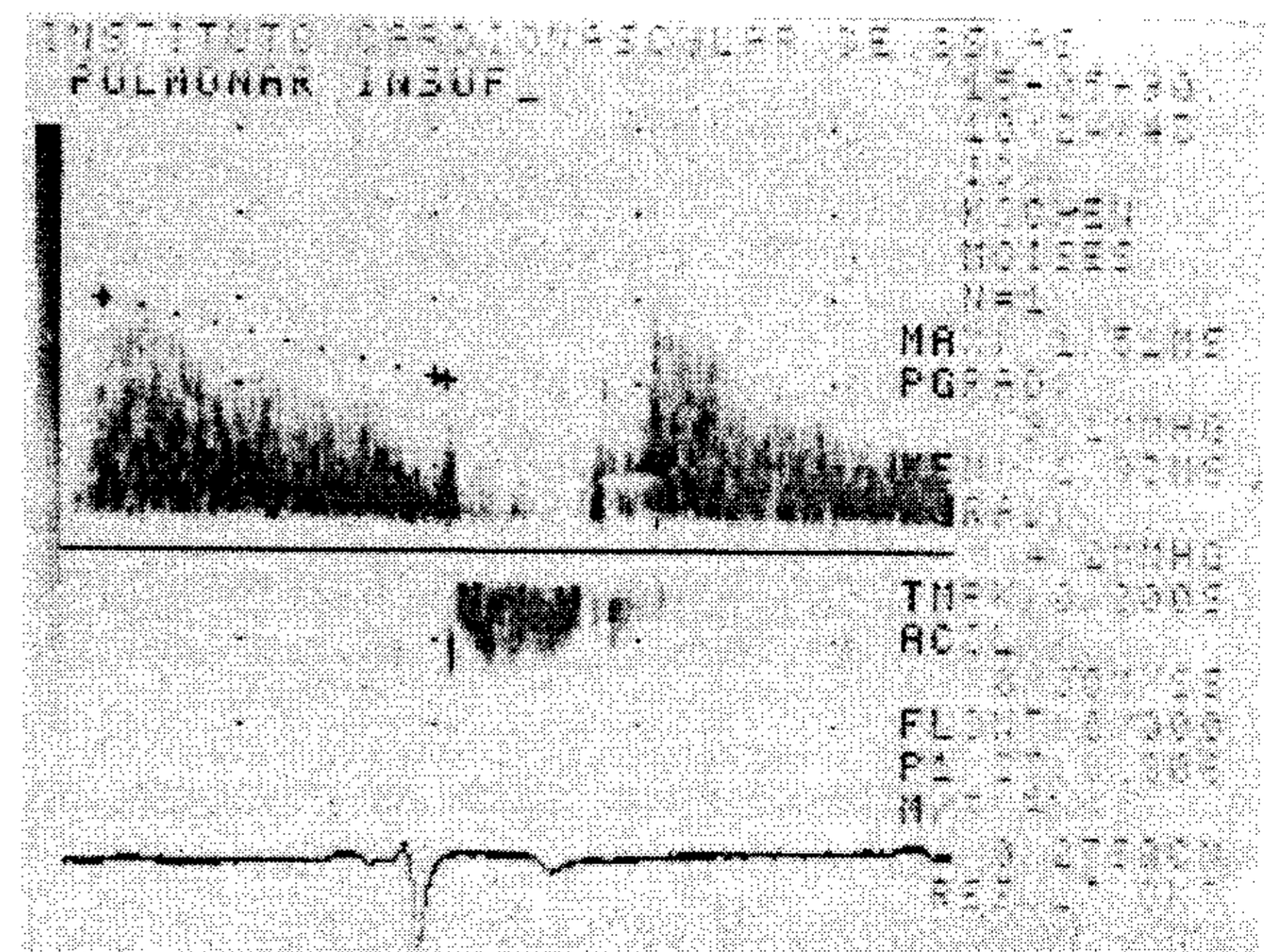


Fig. 13. El transductor se ha colocado en el tercer espacio intercostal izquierdo, dirigido hacia la válvula pulmonar. Se observa una deflexión positiva diastólica indicando la aproximación de una columna sanguínea, testimonio de insuficiencia pulmonar.

cálculo del gradiente se realiza también aplicando la ecuación de Bernoulli (Fig. 7).

Por medio de estudios hemodinámicos se comprobó igualmente su confiabilidad.¹⁶

DETECCION Y CUANTIFICACION DE INSUFICIENCIAS VALVULARES

Válvula mitral

La presencia de insuficiencia mitral puede ser estudiada desde las ventanas apicales, buscando señales sistólicas al dirigir nuestro vector de ultrasonido hacia la válvula mitral.

Si existe insuficiencia, el audio detectará una señal sistólica de alta frecuencia y el análisis espectral registrará una onda pansistólica negativa (Fig. 8).

Como se trata de una señal de alta velocidad, tenemos que utilizar Doppler continuo.

A partir de su velocidad pico y de la pendiente de descenso se puede estimar la presión sistólica y la distensibilidad de aurícula izquierda.

Para intentar cuantificar esta regurgitación utilizamos Doppler pulsado, alejando paso a paso nuestro volumen de muestreo desde la proximidad de las valvas hacia la pared posterior de aurícula izquierda.

Si las señales auditiva y espectral desaparecen muy cerca de las valvas, se considera que la insuficiencia es leve.

Si se escucha y se registra hasta la mitad de la aurícula, la insuficiencia es moderada, y si las señales persisten aun cerca de la pared posterior, se trata de una insuficiencia severa (Fig. 9).

Generalmente una señal muy bien definida, de alta densidad, fácilmente registrable y con un audio de gran intensidad, es sugestiva de insuficiencia mitral significativa.

Esta descripción es esquemática, dados los objetivos de este trabajo, aunque de indudable valor práctico.

Deben sin embargo extremarse las precauciones en cada paciente durante los estudios, recordando que frecuentemente los jets de regurgitación son excéntricos y pueden orientarse en cualquiera de los infinitos planos del espacio.

Debido a esta característica, la desaparición de la señal en el mapeo con Doppler pulsado puede deberse, no al agotamiento del jet, sino a habernos apartado del eje real de la regurgitación.

El advenimiento del Doppler color provee información adicional que ayuda significativa-

mente en la evaluación de la severidad de la insuficiencia mitral.

Más recientemente, con la miniaturización de los transductores, se perfeccionó la técnica transesofágica, la cual, gracias a la posibilidad de avanzar el transductor por el esófago hasta casi contactarse con la aurícula izquierda, permite una excelente calidad de imágenes y un diagnóstico muy preciso en los casos de pobre definición con registros convencionales y en los cada vez más frecuentes problemas de cuantificación de insuficiencia en prótesis valvulares en posición mitral.

Válvula tricúspide

La insuficiencia tricuspídea se reconoce en forma similar a la mitral tanto desde el ápex como desde la ventana paraesternal en eje menor, nivel aórtico.

Más frecuentemente que en la válvula mitral, se han observado señales de regurgitación tricuspídea cuya existencia no fue sospechada clínicamente. Estas señales breves, protosistólicas de baja intensidad no están en general relacionadas con patología tricuspídea significativa.

La cuantificación de la insuficiencia tricuspídea se realiza en forma similar a la descrita para la insuficiencia mitral por medio del mapeo de aurícula derecha con Doppler pulsado (Figs. 11 y 12).

Varios estudios demostraron la sensibilidad y especificidad del método para evaluar esta anomalía.^{17, 18}

La velocidad pico del jet de regurgitación, obtenida por Doppler continuo, nos permite, mediante la aplicación de nuestra ya familiar ecuación de Bernoulli, calcular el gradiente de presión entre ventrículo y aurícula derecha, y sumando a este valor la presión estimada de aurícula derecha (usualmente 10 mmHg) se obtiene la presión sistólica de ventrículo derecho, que en ausencia de estenosis pulmonar es igual, obviamente, a la presión sistólica pulmonar.

Asombrosamente, este simple cálculo tiene una excelente correlación con las presiones registradas manométricamente.¹⁹

El eco Doppler color transesofágico ha aportado invalorable cantidad y calidad de información en la evaluación de la patología de las válvulas auriculoventriculares, tanto nativas como protésicas, reconociendo y cuantificando las alteraciones y objetivando la presencia de trombos o vegetaciones no detectados con las técnicas transtorácicas o de superficie.²⁰

Regurgitación aórtica

Esta anomalía puede investigarse desde la ventana apical visualizando el tracto de salida de ventrículo izquierdo, desde el eje largo, y menos frecuentemente desde las ventanas supra y paraesternal derecha.

Desde el ápex, y dirigiendo el ultrasonido a la válvula aórtica, no se registra normalmente señal diastólica alguna.

La presencia de insuficiencia aórtica es claramente anunciada por una señal de audio de muy alta frecuencia, muy característica, acompañada por un registro positivo de alta velocidad, de 2, 3, 4 o más m/seg, y cuyo pico sólo es medible con Doppler continuo.

De esta manera, podemos analizar la morfología de esta señal. Generalmente tiene un rápido crecimiento hacia la velocidad máxima y la pendiente de deceleración tiene una relación proporcional con la magnitud de la regurgitación (Fig. 12).

El mapeo de esta señal, alejándonos paso a paso hacia el ápex, nos permitirá determinar la persistencia o el agotamiento de la señal y así cuantificar el volumen regurgitado.

Definiremos a una regurgitación como leve, cuando la señal del Doppler pulsado está limitada a la altura de la valva anterior de la mitral visualizada por eco 2D; moderada si persiste hasta el tercio medio de la cavidad ventricular, y severa si la perturbación persiste aun cerca del ápex de ventrículo izquierdo.

Cuando se cuenta con Doppler es posible además precisar la dirección, la anchura y la penetración del reflujo en la cavidad de ventrículo izquierdo, estimando con más precisión su severidad.

Las correlaciones del Doppler con métodos de cuantificación más tradicionales fueron muy aceptables.²⁰⁻²²

Válvula pulmonar

Ya nos hemos referido a la ventana paraesternal izquierda como la más adecuada para el estudio de la válvula pulmonar.

La detección en el audio y en el registro espectral de señales diastólicas que se inscriben por encima de la línea de base nos indica la presencia de regurgitación pulmonar.

Las características, tanto del audio como del registro, son muy similares a las de la insuficiencia aórtica (Fig. 13).

La cuantificación se realiza siguiendo los mismos pasos que describiéramos para regurgitaciones de otras válvulas, es decir, realizando el mapeo con Doppler pulsado y alejando nues-

tro volumen de muestreo paulatinamente desde la válvula pulmonar hacia el tracto de salida y luego hacia el cuerpo de ventrículo derecho.

Insuficiencia pulmonar y tricuspídea de grado leve han sido halladas, aisladas o conjuntamente, en individuos normales sin ninguna sospecha de enfermedad o hallazgo patológico adicional.

Debe por lo tanto evitarse diagnosticar regurgitación pulmonar o tricuspídea, aunque sea de grado leve, si esto es producto de un hallazgo casual y aislado.

En resumen, la ecocardiografía Doppler ofrece una posibilidad única para el estudio exhaustivo de las valvulopatías de manera no invasiva.

Además del reconocimiento de su presencia y evaluación de su severidad, provee información importante acerca de la repercusión sobre la función global del corazón, evaluación de la función ventricular izquierda sistólica y diastólica, cálculo del volumen minuto, etc., cuyo desarrollo en detalle excede el propósito de este trabajo.

Es sin duda un aporte invaluable que contribuye al diagnóstico objetivo de estas alteraciones y a la determinación más precisa de la necesidad y la oportunidad de intentar la corrección quirúrgica de las mismas.

BIBLIOGRAFIA

1. Colocousis EA, Huntsman LL, Curreri PW: Estimation of stroke volume changes by ultrasonic Doppler. *Circulation* 56: 914, 1977.
2. Esper RJ: Detection of mild aortic regurgitation by range gated pulsed Doppler echocardiography. *Amer J Cardiol* 50: 1037, 1982.
3. Hatle L, Brubak A, Tromsdal A, Angelsen BA: Non invasive assessment of pressure drop in mitral stenosis in Doppler ultrasound. *Br Heart J* 40: 131, 1978.
4. Kalmanson D, Veyrat C, Bouchareine F, Degroote A: Noninvasive recording of mitral valve flow velocity patterns using pulsed Doppler echocardiography: application to diagnosis and evaluation of mitral valve disease. *Br Heart J* 39: 517, 1977.
5. Holen J, Simonsen S: Determination of pressure gradient in mitral stenosis with Doppler echocardiography. *Br Heart J* 41: 529, 1979.
6. Segal J, Lerner D, Miller DC, Mitchel RS, Alderman EA, Popp RL: When should Doppler-determined valve area be Better than the Gorlin formula? *J Am Coll Cardiol* 9: 1294, 1987.
7. Fredman CS, Pearson AC, Labovitz AJ, Kern MJ: Comparison of hemodynamic pressure half-time method and Gorlin formula with Doppler and echocardiographic determination of mitral valve area in patients with combined mitral stenosis and regurgitation. *Am Heart J* 119: 121, 1980.
8. Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T: Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 77: 78, 1988.

9. González MA, Child JS, Krivokapich J: Comparison of two-dimensional Doppler echocardiography and intracardiac hemodynamics for quantification of mitral stenosis. *Am J Cardiol* 60: 327, 1987.
10. Hatle L, Angelsen BA, Tromsdal A: Non-invasive assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 43: 284, 1980.
11. Young JB, Quiñones MA, Waggoner AD, Miller RR: Diagnosis and quantification of aortic stenosis with pulsed Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 45: 987, 1980.
12. Griffith MJ, Carey C, Coltart DJ, Jenkins BS, Webb MM: Inaccuracies in using aortic gradients alone to grade severity of aortic stenosis. *Br Heart J* 62: 327, 1989.
13. Demaria AN, Bommer W, Joye J: Value and limitations of cross-sectional echocardiography of the aortic valve in the diagnosis and quantification of valvular aortic stenosis. *Circulation* 82: 304, 1980.
14. Come PC, Riley MF, Safian RD, Ferguson JF, Diver DD, McKay RG: Usefulness of noninvasive assessment of aortic stenosis before and after percutaneous valvuloplasty. *Am J Cardiol* 61: 1300, 1988.
15. Come PC, Riley MF, Ferguson JF, Morgan JP, McKay RG: Prediction of severity of aortic stenosis: accuracy of multiple noninvasive parameters. *Am J Med* 85: 29, 1988.
16. Lima CO, Shan DJ, Valdés-Cruz LM, Goldberg SJ, Barron JV, Allen HD, Grenadler E: Non-invasive prediction of transvalvular pressure gradient in patients with pulmonary stenosis by quantitative two dimensional echocardiographic Doppler studies. *Circulation* 67: 866, 1983.
17. Miyatake K, Okamoto M, Kinoshita N, Ohta M, Ozuka T, Sakakibara H, Nimura Y: Evaluation of tricuspid regurgitation by pulsed Doppler and two-dimensional echocardiography. *Circulation* 66: 777, 1982.
18. Waggoner AD, Quiñones MA, Young JB, Brandon TA, Shah AA, Verani MS, Miller RR: Pulsed Doppler echocardiography detection of right sided valve regurgitation: experimental results and clinical significance. *Am J Cardiol* 47: 279, 1981.
19. Currie P, Seward J, Chan KL, Hagler D, Mair D, Reeder G, Nishimura R, Tajik A: Continuous wave Doppler determination of right ventricular pressure: a simultaneous Doppler catheterisation study in 127 patients. *J Am Coll Cardiol* 6: 750, 1985.
20. Kisslo J, Adams D, Mark DB: Doppler color flow imaging. Churchill Livingstone, New York, 1988.
21. Boughner DR: Assessment of aortic insufficiency by transcutaneous Doppler ultrasound. *Circulation* 52: 874, 1975.
22. Diebold B, Peronneau O, Blanchard D, Colonna G, Guermonez JL, Forman J, Sellier P, Maurice P: Non invasive quantification of aortic regurgitation by Doppler echocardiography. *Br Heart J* 49: 167, 1983.