

**PROCESAMIENTO PARALELO EN ESTIMACION
ESPECTRAL DE SEÑALES DOPPLER ULTRASONICAS
EN INSTRUMENTACION MEDICA**

DR. D.F. GARCIA NOCETTI¹ DR. E.R. MORENO HERNANDEZ²
ING. M. FUENTES CRUZ¹ ING. A.A. JIMENEZ CAÑAS²

¹DEA, IIMAS, Universidad Nacional Autónoma de México
A.Postal 20-726, Del. A. Obregón, México D.F., 01000, MEXICO.
²DA, ICIMAF, Ministerio de Ciencia Tecnología y Medio Ambiente
Calle 15, No. 551 Vedado, La Habana, 10400, CUBA.

RESUMEN. Técnicas de ultrasonido Doppler son utilizadas para detección de padecimientos cardiovasculares. Instrumentos típicos hacen uso de FFT para calcular el espectro de la señal Doppler generada por un detector de flujo sanguíneo. Moderados y severos padecimientos pueden ser detectados de esta manera; sin embargo, es difícil distinguir problemas en estado inicial, debido a limitantes de las técnicas basadas únicamente en la FFT. Este trabajo presenta la implantación de un método alternativo de estimación espectral basado en un modelo paramétrico. Debido a que este método es computacionalmente intensivo y se requiere que opere en tiempo real, técnicas de procesamiento paralelo han sido utilizadas y evaluadas para su implantación en una arquitectura basada en transputers.

1. INTRODUCCION

Este trabajo es parte de un proyecto tendiente a incrementar la sensibilidad en la detección de problemas cardiovasculares, mediante el uso de técnicas de estimación espectral tanto para la medición de la velocidad del flujo sanguíneo como para el monitoreo de turbulencias en el mismo. Un instrumento útil para el diagnóstico y monitoreo de padecimientos cardiovasculares es el detector pulsátil de flujo sanguíneo Doppler. Este instrumento determina la velocidad del torrente sanguíneo y detecta además turbulencias en su flujo. Un incremento en el rango de frecuencias Doppler, como resultado de algún tipo de turbulencia, es usado para detectar lesiones escleróticas. Debido a que la velocidad de la sangre dentro de las arterias es periódica, la señal Doppler tratada es ciclo-estacionaria. Por tal razón, el espectro Doppler varía en la frecuencia media y en la forma a través del ciclo cardiaco. Esto hace necesario el tener que realizar el análisis espectral de la señal en intervalos de tiempo pequeños (5-10 ms) [1], en los que puede

considerarse que la señal Doppler es estacionaria. Los instrumentos hasta ahora disponibles hacen uso del algoritmo FFT para calcular el espectro de la señal Doppler generada por un detector de flujo sanguíneo, extrayendo de este modo la información diagnóstica cuantitativa. Moderados y severos padecimientos pueden ser detectados de esta manera; sin embargo, con esta técnica es difícil distinguir problemas de estenosis en estado inicial, debido a las limitantes de la FFT asociadas a resolución y segmentación.

Trabajo de investigación reciente ha conducido a la realización de que los métodos paramétricos de estimación espectral ofrecen una importante mejora en la resolución de frecuencia [2][3][4]. Estudios previos realizados para investigar el desempeño de un número de estimadores espectrales, han identificado al método paramétrico AutoRegresivo denominado Método de Covarianza Modificada como costo-efectivo. El costo está asociado a su complejidad computacional: procesos que incluyen cálculos matriciales y solución de ecuaciones lineales previos a la FFT que finalmente es realizada para

obtener las componentes espectrales de la señal. La efectividad del algoritmo está asociada a que es susceptible de paralelización [5].

El objetivo del trabajo presentado aquí es la implantación con transputers de la versión paralelizada del algoritmo del Método de Covariacia Modificada, para poder ejecutarlo en tiempo real. Dos técnicas para la paralelización del algoritmo son presentadas: la primera considera la paralelización y distribución de los procesos componentes del algoritmo, procesando en paralelo un segmento de la señal Doppler; la segunda, considera el procesamiento de un número de segmentos consecutivos de la señal en forma paralela, mediante el uso de varios procesadores, uno por cada segmento, ejecutando cada uno de éstos el algoritmo en su totalidad. Ambas técnicas son evaluadas con respecto a su tiempo de ejecución, velocidad y eficiencia, en un tipo de señal Doppler ultrasónica generada por un detector de flujo sanguíneo, con segmentos que van de N=64 a N=512, los cuales están determinados en función del producto de la frecuencia de muestreo por la duración de la secuencia de los datos.

Usando estas técnicas, un analizador de espectros en tiempo real fué implementado, usando una plataforma de procesamiento paralelo integrada por procesadores de tipo **transputer**. Este sistema es usado para calcular y desplegar, en tiempo real, el contenido de frecuencias de la señal Doppler generada por un instrumento detector de flujo pulsado, el cual ha sido implantado en base a la experiencia previa en detección de latidos fetales [6].

2. ALGORITMO DE COVARIANCIA MODIFICADA

La estimación de la densidad de potencia espectral (PSD) de una señal modelada como un sistema AutoRegresivo (AR), envuelve el cálculo de los coeficientes **p** (orden del modelo) que minimizan los errores entre la información estimada y la información verdadera, así como la substitución de estos parámetros estimados en la expresión teórica de PSD. El Método de

Covariancia Modificada incluye un número de procesos secuenciales tales como cálculos matriciales, solución de ecuaciones lineales y PSD.

2.1 Descripción del Algoritmo

El Método de Covariancia Modificada [2] calcula los parámetros requeridos mediante un proceso de minimización del promedio (ρ) de las potencias de error de predicción adelante y atrás, utilizando la información disponible de datos de entrada ($x[0], \dots, x[N]$).

$$\rho = \frac{1}{2} \cdot \left(\rho^f + \rho^b \right) \tag{A}$$

donde (f) y (b) están dadas por

$$\rho^f = \frac{1}{N-p} \cdot \sum_{n=p}^{N-1} |x[n] + \sum_{k=1}^p a[k] \cdot x[n-k]|^2 \tag{B}$$

$$\rho^b = \frac{1}{N-p} \cdot \sum_{n=0}^{N-1-p} |x[n] + \sum_{k=1}^p a[k] \cdot x[n+k]|^2 \tag{C}$$

Los valores óptimos estimados \min son obtenidos mediante la solución de:

$$\begin{bmatrix} c_{xx}[1,1] & c_{xx}[1,2] & \dots & c_{xx}[1,p] \\ c_{xx}[2,1] & c_{xx}[2,2] & \dots & c_{xx}[2,p] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ c_{xx}[p,1] & c_{xx}[p,2] & \dots & c_{xx}[p,p] \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \hat{a}[1] \\ \hat{a}[2] \\ \vdots \\ \hat{a}[p] \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} c_{xx}[1,0] \\ c_{xx}[2,0] \\ \vdots \\ c_{xx}[p,0] \end{bmatrix} \tag{4}$$

Los elementos de la matriz de covariancia son calculados en la forma siguiente:

$$c_{xx}[i,j] = \frac{1}{2 \cdot (N-p)} \cdot \left(\sum_{n=p}^{N-1} x^*[n-i] \cdot x[n-j] + \sum_{n=0}^{N-1-p} x[n+i] \cdot x^*[n+j] \right) \tag{5}$$

Los parámetros buscados son obtenidos mediante la solución del sistema lineal. El estimado

correspondiente a la variancia de ruido blanco es obtenido como:

$$\hat{\sigma}^2 = \hat{\rho}_{\min} = c_{xx}[0,0] + \sum_{k=1}^P a[k] \cdot c_{xx}[0,k] \quad (6)$$

La estimación de PSD ($P_{AR}(f_n)$) dela señal es obtenida como:

$$P_{AR}(f_n) = \frac{\sigma^2}{|A(f_n)|^2} = \frac{\sigma^2}{|1 + \sum_{k=1}^P a[k] \cdot z^{-k}|_{z=e^{j2\pi f_n T_s}}|^2} \quad (7)$$

2.2 Algoritmo Simplificado

La primera simplificación en el cómputo de los elementos de la matriz de covariancia resulta de sus propiedades simétricas, en virtud de las cuales solamente un cuarto del total de los coeficientes necesita ser calculado. Además sólo los elementos correspondientes a las diagonales principales necesitan ser calculados de acuerdo a la ecuación (5) el resto de los elementos es calculado tomando como base el cálculo previo de los elementos de las diagonales. La Figura 1 muestra la secuencia en la que los elementos de la matriz de covariancia son calculados.

$$C_{5,5} \text{ -- } C_{4,4} \text{ -- } C_{3,3} \text{ -- } C_{2,2} \text{ -- } C_{1,1} \text{ -- } C_{10,10}$$

$$C_{6,4} \text{ -- } C_{5,3} \text{ -- } C_{4,2} \text{ -- } C_{3,1} \text{ -- } C_{10,8}$$

$$C_{7,3} \text{ -- } C_{6,2} \text{ -- } C_{5,1} \text{ -- } C_{10,6}$$

$$C_{8,2} \text{ -- } C_{7,1} \text{ -- } C_{10,4}$$

$$C_{9,1} \text{ -- } C_{10,2}$$

$$C_{0,10}$$

(a)

$$C_{5,4} \text{ -- } C_{4,3} \text{ -- } C_{3,2} \text{ -- } C_{2,1} \text{ -- } C_{10,9}$$

$$C_{6,3} \text{ -- } C_{5,2} \text{ -- } C_{4,1} \text{ -- } C_{10,7}$$

$$C_{7,2} \text{ -- } C_{6,1} \text{ -- } C_{10,5}$$

$$C_{8,1} \text{ -- } C_{10,3}$$

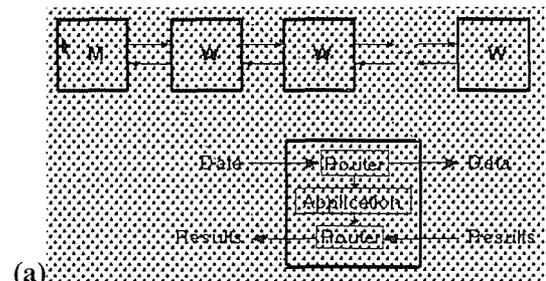
$$(b) \quad C_{10,1}$$

Figura 1. Cómputo de la matriz de covariancia: (a) diagonal, (b) no diagonal.

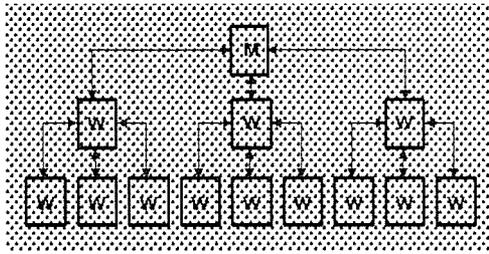
3. IMPLANTACION PARALELA

Dos técnicas para la paralelización del algoritmo son presentadas. La primera considera la paralelización y distribución de los procesos componentes del algoritmo, procesando en paralelo un segmento de la señal Doppler. La segunda, considera el procesamiento de un número de segmentos consecutivos de la señal, en forma paralela mediante el uso de varios procesadores, uno por cada segmento, ejecutando cada uno de éstos el algoritmo en su totalidad.

El modelo computacional utilizado fué un "farm de procesadores". Primeramente se utilizó un arreglo lineal de este modelo, Figura 2(a). Este arreglo cuenta con un procesador maestro que asigna actividades a un grupo de procesadores trabajadores en una formación lineal. Del mismo modo, colecta resultados cuando éstos han terminado con su trabajo asignado. Este arreglo es generalmente adecuado para un número pequeño de trabajadores (3-4), debido a al exceso de comunicaciones que se manejan cuando se trabaja con un mayor número de procesadores [7]. Un modelo más eficiente fué implantado de acuerdo a la Figura 2(b), el cual emplea una topología de árbol. En este caso es posible utilizar un mayor número de trabajadores en ramas paralelas del arbol y reducir la longitud del ruteo de información entre el maestro y los trabajadores. Esta topología ha sido adoptada e implantada en nuestro caso de estudio.



(a)



(b)

Figura 2. (a) Topología Lineal
(b) Topología de Arbol.

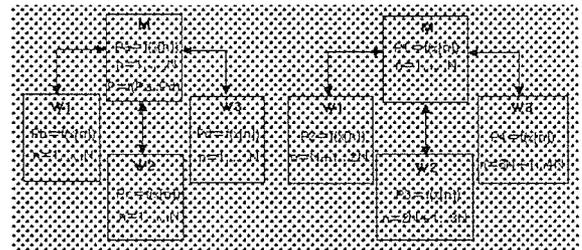
3.1 Técnica de Ventana Unitaria

En esta primera estrategia se realiza la estimación espectral de una ventana sencilla de la señal Doppler, ver Figura 3(a). Paralelismo es logrado mediante la partición y distribución de los procesos componentes del algoritmo Modificado de Covarianza en un número de procesadores. Para cada proceso se realizó un estudio de los posibles esquemas de implementación así como de su desempeño para seleccionar el más adecuado. La programación de este algoritmo paralelo fue desarrollada en el lenguaje Occam. El programa implementó el algoritmo de estimación espectral como una colección de procesos concurrentes y comunicantes. Este fue mapeado en un farm de procesadores con topología de árbol, realizado con transputers, en el que el maestro distribuye a los trabajadores los datos de la ventana de la señal Doppler a procesar; del mismo modo, colecta y combina las componentes espectrales de los trabajadores para formar el espectro final correspondiente a la ventana de datos. El maestro también realiza la interface de comunicación de entrada/salida con el sistema "host".

3.2 Técnica de Ventanas Múltiples

Esta técnica implementa la estimación espectral en paralelo de múltiples ventanas de la señal Doppler analizada, ver Figura 3(b). En contraste con la primera técnica discutida, aquí varios segmentos o ventanas son procesados simultáneamente. Cada procesador en el arreglo,

cuenta con una copia del algoritmo de estimación espectral, por lo que cada uno se encarga de procesar una ventana integralmente. El número de ventanas procesadas simultáneamente dependerá del número de procesadores activos en el arreglo. Una ventaja de esta estrategia es que no requiere de gran comunicación entre el maestro y los trabajadores durante la ejecución del algoritmo. Las comunicaciones se llevan a cabo solamente en la distribución de los segmentos de la señal a cada una de los procesadores en el arreglo, al principio del ciclo del programa, y al final del mismo cuando cada procesador manda su espectro calculado al maestro.



(a)

(b)

Figura 3. Implantación Paralela:
(a) Ventana Unitaria ($P_{a,b,c,d}$).
(b) Múltiples Ventanas ($P_{1,2,3,4}$).

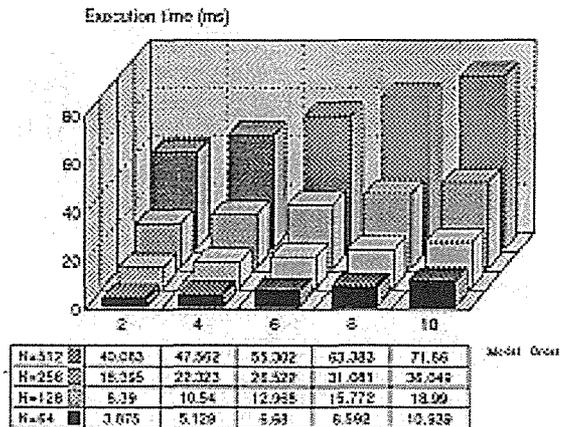
4. ANALISIS DE DESEMPEÑO

Ambas estrategias fueron implementadas en un plataforma de transputers (T800-20 MHz). Las mediciones correspondientes a tiempos de ejecución "execution time" han sido llevadas a cabo mediante el uso del "timer" interno del transputer, considerando diferentes tamaños de ventanas, ordenes de modelo y número de procesadores. Valores correspondientes al incremento de velocidad "speedup" y eficiencia "efficiency" de ambos tipos de implementación son presentados también.

Los resultados de la técnica de ventana unitaria utilizada para implantar este método de estimación espectral son presentados en la Figuras 4 y 5. A medida que el número de datos (longitud de ventana) se incrementó, el incremento en la velocidad también creció. La magnitud en la que se incrementó depende del orden del modelo considerado, siendo mayor para modelos de alto orden.

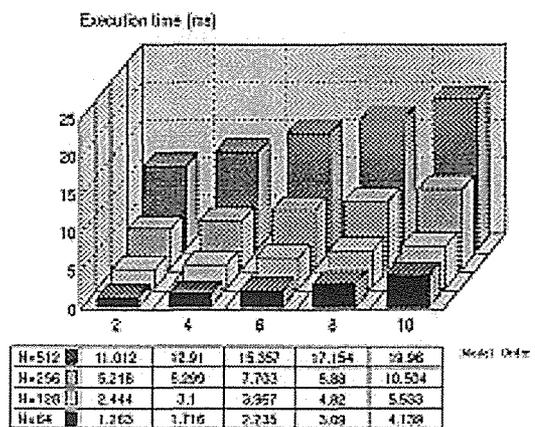
Esta técnica logró buenos niveles de velocidad para valores grandes de N. La misma dependencia se observa en cuanto a su eficiencia. La menor eficiencia fué obtenida para el caso en el que se tiene el mayor orden del modelo y la menor ventana de datos, ya que el desempeño del algoritmo está determinado por el desempeño del proceso correspondiente al cálculo de la matriz de covariancia.

El análisis de los tiempos de ejecución es también relevante. En la Figura 4(b) se observa que solamente para ventanas de hasta 128 puntos (considerando un modelo de 4° orden) la técnica de Ventana Unitaria se ejecuta dentro del tiempo objetivo (10 ms). Sin embargo en la práctica tanto el tiempo de muestreo como la longitud de la ventana pueden variar.



Transparencias T000-20

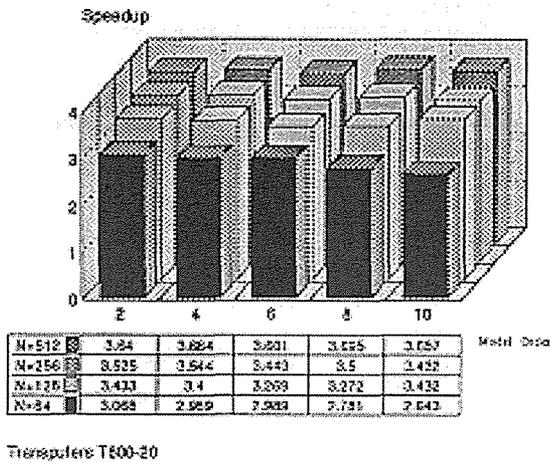
(a)



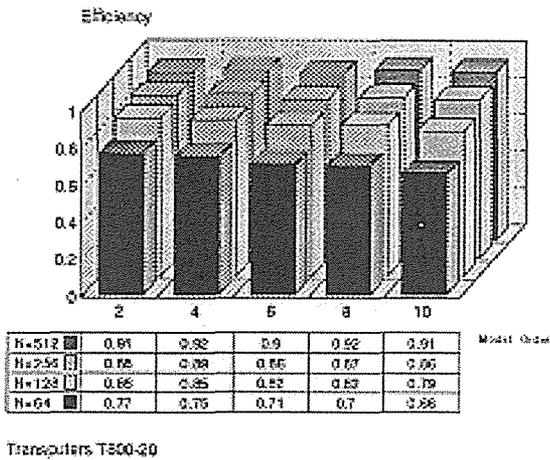
Transparencias T000-20

(b)

Figura 4. Ejecución de Ventana Unitaria: (a) secuencial y (b) paralelo (tres procesadores y un maestro).



(a)

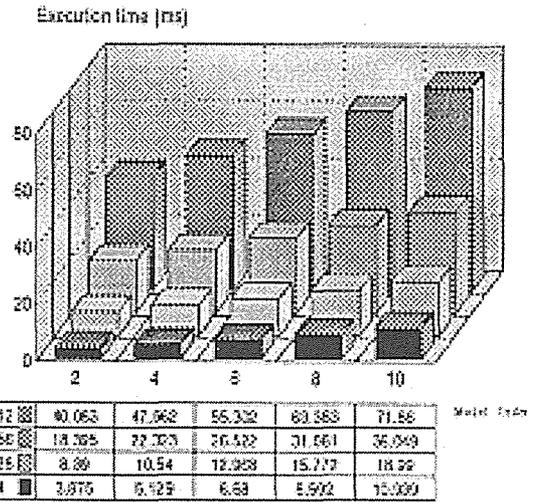


(b)

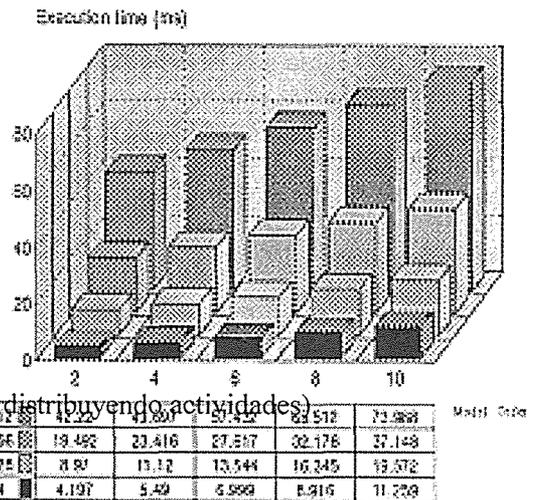
Figura 5. Ventana Unitaria:
(a) velocidad y **(b)** eficiencia
 (tres procesadores activos y un

Los resultados de Múltiples Ventanas son presentados en las Figuras 6 y 7. En la Figura 6 se presentan los resultados correspondientes a la implementación secuencial de una sola ventana y se compara con el correspondiente tiempo de ejecución de hasta cuatro ventanas, notándose que los resultados son muy similares, de tal modo que esto nos conduce a tener un desempeño casi lineal. Del mismo modo, esto se refleja en los valores correspondientes al incremento de la velocidad y a la eficiencia, que de acuerdo a los

datos obtenidos nos reporta también un alto nivel de velocidad y eficiencia.

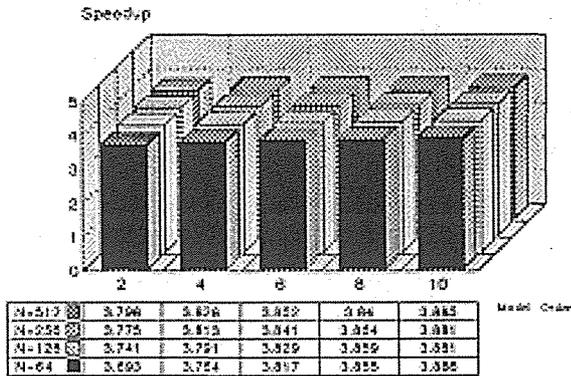


(a)



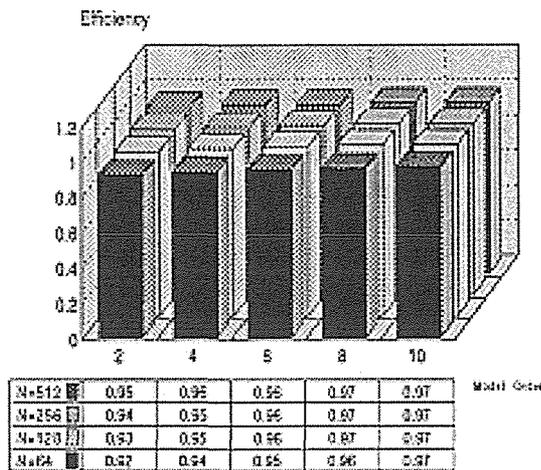
(b)

maestro distribuyendo actividades)
Figura 6. Múltiples Ventanas tiempos de ejecución: **(a)** Una ventana en un solo procesador; **(b)** cuatro ventanas en cuatro procesadores.



Transputers T800-20

(a)



Transputers T800-20

(b)

Figure 7. Múltiples Ventanas: (a) incremento de velocidad y (b) eficiencia (cuatro ventanas en cuatro procesadores).

5. CONCLUSIONES

Ambas estrategias han logrado buen desempeño, sin embargo la de Múltiples Ventanas ofrece una mejor alternativa, ya que brinda mayores niveles de velocidad y eficiencia que la de Ventana Unitaria. Además en cuanto a tiempo de

ejecución, el procesar múltiples ventanas en paralelo nos ofrece el prospecto de realizar el análisis espectral del tipo de señal Doppler en tiempo real. Por ejemplo, segmentos de 10 ms con 128 datos pueden ser procesados en 3 ms, usando un arreglo de 4 transputers.

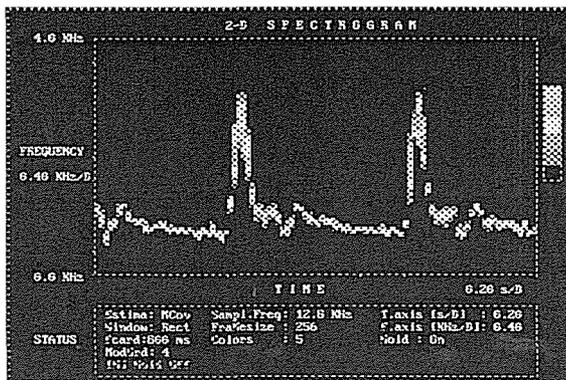
La técnica de múltiples ventanas ha sido utilizada para la implantación del analizador de espectros en tiempo real presentado esquemáticamente en la Figura 8. Este analizador ha sido realizado con una plataforma de transputers integrada a una IBM-PC como "host". Este sistema integral es capaz de procesar y desplegar, en tiempo real, el espectrograma de la señal generada por un detector Doppler de flujo sanguíneo.

El sistema determina el contenido de frecuencias de la señal y despliega la amplitud de la potencia espectral mediante un código de colores en el monitor de la PC. El eje vertical indica frecuencia y el eje horizontal, tiempo. El sistema adquiere datos mediante un A/D interfazado a un transputer. El análisis espectral es llevado a cabo en cuatro transputers que ejecutan cuatro ventanas de la señal simultáneamente.

Dos métodos de análisis espectral han sido implementados: el método convencional basado en FFT, como referencia; y el método Modificado de Covariancia. La actividad del despliegue del espectrograma es realizada por medio de un transputer interfazado a la PC.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo de DGAPA-UNAM, CONACYT (México) y MCTMA (Cuba).



3. VAITKUS P., COBBOLD R. - A Comparative Study and Assessment of Doppler Ultrasound Spectral Estimation Techniques Part I: Estimation Methods, *Ultrasound in Medicine & Biology*, **14**, 661-672 (1988).

4. DAVID J.Y., JONES S.A., GIDDENS D.P. - Modern Spectral Analysis Techniques for Blood Flow Velocity and Spectral Measurements with Pulsed Doppler Ultrasound, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, **38**, 589-596 (1991).

5. RUANO M.G., FISH P.J. - Cost/Benefit Selection of Spectral Estimators for Use with Ultrasonic Doppler Blood Flow Instruments, *PROC. ICASSP-92*, 1992.

6. Moreno Hernández, E.R. - Detección Precoz del Latido Cardíaco del Feto con Ultrasonido, Evento de la Unión de Empresas de Equipo Médico, La Habana, Cuba. 1989.

7. RUANO, M.G., GARCIA NOCETTI, D.F., FISH, P., FLEMING, P. - A Spectral Estimator Using a Parallel Processing for Use in a Doppler Blood Flow Instrument. *Proc. European Workshop on Parallel Computing: From Theory to Sound Practice*, Barcelona, Spain, 1992.

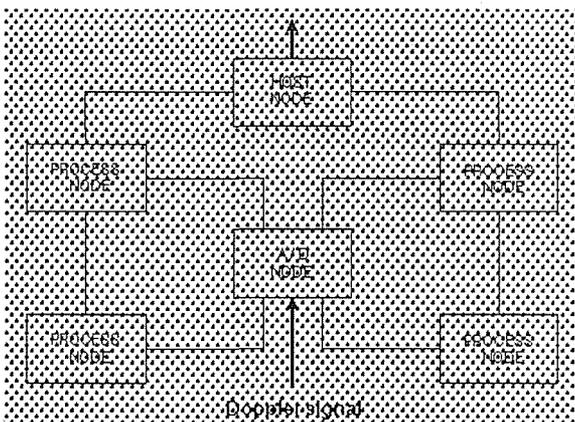


Figure 8. Analizador de espectros en tiempo real basado en transputers.

REFERENCIAS

1. FISH P.J. - Non-Stationary Broadening in Pulsed Doppler Spectrum Measurements, *Ultrasound in Medicine & Biology*, **17**, 147-155 (1991).

2. MARPLE S.L. - *"Digital Spectral Analysis"*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, N.J. 1987.