

# OPTIMIZACIÓN DEL DETECTOR DE LATIDO FETAL: EMPLEO DEL MICROCONTROLADOR DS87C550

Antonio Jiménez Cañas, Departamento de Ultrasonía, Instituto de Cibernética, Matemática y Física (ICIMAF), Ciudad de La Habana, Cuba

## RESUMEN

Se exponen los criterios de adecuación y procesamiento de la señal Doppler ultrasónica empleados en el Detector de Latido Fetal, partiendo de la utilización del microcontrolador D87C51. Igualmente se muestran las características del algoritmo optimizado de autocorrelación utilizado y los resultados obtenidos. Adicionalmente y en aras de reducir consumo, volumen y recursos materiales, se analizan las ventajas que se derivan del empleo del microcontrolador DS87C550 de nueva generación, el cual es totalmente compatible con el anterior e introduce nuevas posibilidades en el diseño.

**Palabras clave:** simulación, autocorrelación, procesamiento de señales, microcontrolador.

## ABSTRACT

Adaptation criteria and processing of Ultrasonic Doppler signal employed in Fetal Heart Detector are presented, starting from the use of D87C51 microcontroller. In the same way, the characteristics of the autocorrelation algorithm optimized as well as the obtained results are shown. Additionally, for the sake of reducing consumption, volume and material resources, the advantages derived of the employment of the new generation DS87C550 microcontroller are considered. It's completely compatible with the previously used and introduces new possibilities in the design.

**Key words:** simulation, autocorrelation, signal processing, microcontroller

## INTRODUCCIÓN

La detección del latido fetal constituye una práctica de gran importancia en el diagnóstico obstétrico, ya que permite examinar una serie de anomalías y comportamientos atípicos que se presentan durante el proceso de gestación [2] [3], y en este sentido, la introducción de los Detectores Fetales electrónicos constituye una contribución importante. El principio de funcionamiento de estos equipos se basa en el empleo del efecto Doppler Ultrasónico [4] [1], a partir de la interacción del ultrasonido con los músculos, las paredes, las válvulas y la sangre en el corazón fetal, lo que permite finalmente evaluar el estado clínico del feto con la obtención del sonido y la frecuencia cardíaca fetal. El valor de la frecuencia fetal se expresa en latidos por minuto (LPM). Esta información puede obtenerse utilizando métodos de procesamiento de señal como la conocida Autocorrelación en Tiempo Real [10] [11] [8] [9], pudiendo ser implementados en una PC, o bien, empleando un microcontrolador.

El Detector Fetal se considera un equipo de diagnóstico médico por ultrasonido Doppler que emplea la técnica de transmisión continua CW no direccional. Esto significa que se transmite y se recibe el ultrasonido de forma continua y simultánea, pudiéndose detectar solamente cambios de amplitud, de sentido y de frecuencia. Para esto se

emplea dentro del sensor un elemento cerámico transmisor y otro elemento cerámico receptor, que operan de forma independiente.

La señal Doppler fetal está compuesta por componentes espectrales que se encuentran distribuidas en tres zonas del espectro respecto a una señal portadora, que en nuestro caso es de 2MHz: las producidas por el movimiento de las paredes del corazón o de sus músculos, comprendidas entre los  $\pm 200$  y los  $\pm 400$  Hz, las producidas por las válvulas del corazón, comprendidas entre los  $\pm 400$  y los  $\pm 1000$  Hz y las producidas por el flujo arterial sanguíneo, que están comprendidas entre los  $\pm 1000$  y los  $\pm 2000$  Hz.

No obstante, aparecen otras componentes espurias que se originan a partir del flujo venoso, del flujo amniótico, del cambio del ángulo de incidencia del haz ultrasónico, por el movimiento del feto, etc. Estas componentes moduladoras varían aleatoriamente en sentido general, pudiendo predominar en ocasiones la señal originada en las paredes, otras veces la originada en las válvulas, etc. Se afirma que esta señal Doppler fetal presenta un comportamiento de tipo ciclo estacionario [12]. Constituye una señal modulada en amplitud de 2 MHz. cuya componente moduladora posee una forma de onda pulsátil y periódica, estando constituida por las componentes

espectrales anteriormente mencionadas. Entonces, si se aplicara detección por envolvente, se trasladarían a banda base todas las componentes de frecuencia anteriormente mencionadas, ruidosas y no ruidosas, obteniéndose como resultado una señal con compo-tes espectrales comprendidas en el margen audible, conteniendo además la información de baja frecuencia correspondiente a la pulsación cardíaco fetal.

Ahora bien, esta primera señal demodulada (que posee la misma forma de onda de la envolvente moduladora anteriormente mencionada) constituye también una señal pulsada, y por ende, modulada en amplitud, donde la frecuencia de la nueva señal portadora varía en un intervalo comprendido entre los 100 y los 900 HZ, aproximadamente, constituyendo propiamente el sonido del latido cardíaco fetal que se escucha a través de la bocina del equipo. Su envolvente la constituye la señal cardíaco fetal, cuyo margen de frecuencia está comprendido desde 1 hasta 3.5 Hz (60-210 ppm). La portadora de frecuencia variable se compone de grupos de varios ciclos completos que van desde 5 hasta 30 ciclos, aproximadamente.

Consecuentemente, si se aplica nuevamente demodulación de amplitud a dicha señal portadora, se trasladan a banda base las componentes de menor frecuencia, contenidas en su envolvente, obteniéndose la información cardíaco fetal de baja frecuencia junto con todas las demás componentes espurias, anteriormente mencionadas. Si además se realiza un filtrado pasabajo adecuado, donde se atenúen las señales indeseables (ruidosas), se obtiene una señal donde predominan las componentes de más baja frecuencia (componentes provenientes de las paredes, músculos y válvulas del corazón fetal).

No obstante, después de haber obtenido estas componentes de baja frecuencia, se hace necesario aplicar el método de procesamiento de señal conocido como Auto-correlación en Tiempo Real, que permite obtener la información de la frecuencia cardíaco fetal de forma continua y confiable.

### CARACTERÍSTICAS DEL EQUIPO

Según la Figura 1, el oscilador maestro genera una señal sinusoidal con una frecuencia de 2 MHz ± 100 KHz, la cual es amplificada a 2 Volt pp y enviada a un sensor piezo-cerámico. Este último convierte la señal eléctrica en una señal acústica, que viaja por los tejidos del abdomen de la embarazada hasta llegar al corazón del feto, donde es reflejada, y parte de ella recibida por

dicho sensor. Este sensor es capaz de transformar ahora la señal acústica en una señal eléctrica S(t), la cual contiene información relacionada con la intensidad y la frecuencia del ultrasonido reflejado en dicho corazón fetal:

$$S(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi_c) + B_f \cos(\omega_0 t + \omega_f t + \phi_f) + B_r \cos(\omega_0 t - \omega_f t + \phi_r) \quad (1)$$

donde:

- B<sub>f</sub> y B<sub>r</sub> son las amplitudes de las componentes de movimiento directas e inversas respectivamente.
- A amplitud de la señal del oscilador.
- ω<sub>0</sub> frecuencia del oscilador.
- ω<sub>f</sub> y ω<sub>r</sub> frecuencias de corrimiento Doppler (directa e inversa).
- φ<sub>c</sub>, φ<sub>f</sub> y φ<sub>r</sub> fases iniciales de las señales respectivas.

A continuación, dicha señal se amplifica en 39 dB y se demodula en amplitud en el detector del receptor, al cual le llega también una pequeña porción de la señal del oscilador maestro, como resultado de la inducción electromecánica en el sensor. Esta forma de demodulación elimina la señal de 2 MHz. del oscilador y provoca el solapamiento de las bandas laterales en banda base, quedando finalmente la señal que responde al término B cos(ω<sub>d</sub> + φ<sub>d</sub>). Seguidamente, esta señal demodulada se pre-amplifica en 25 dB y se filtra mediante un filtro pasabajo. A partir de este punto, la señal audible obtenida puede ser debidamente procesada y/o amplificada en potencia para su escucha.

### Etapa de Preprocesamiento

Los circuitos empleados en el preprocesamiento de la señal Doppler audible son los encargados de adecuarla convenientemente para entregársela

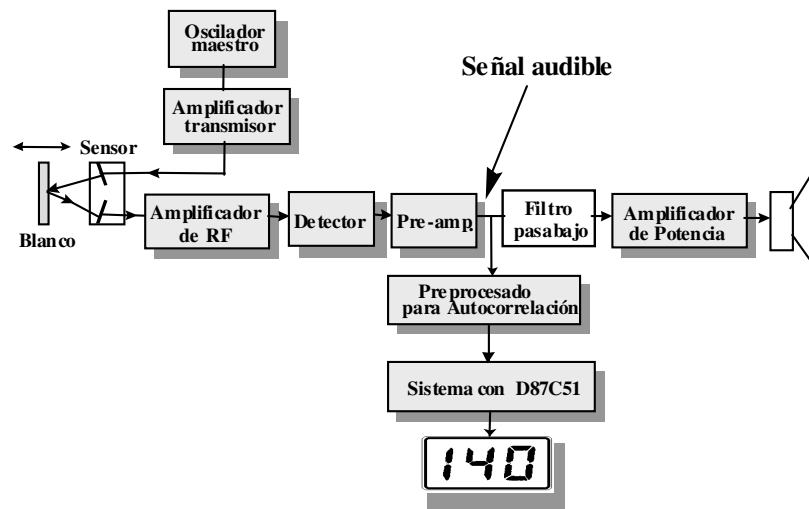


Figura 1. Esquema de bloques de un Detector de Latido Fetal.

posteriormente a la etapa de procesamiento. Existen varias formas de preprocesar la señal Doppler, según se ilustra en las referencias [7] y [11]. La implementación circuital mostrada en este trabajo es completamente original.

En la Figura 2 se muestran las señales en cada punto de referencia. La señal Doppler audible, proveniente del detector de amplitud del equipo, constituye la portadora de una señal modulada en amplitud cuya frecuencia varía en un intervalo comprendido entre los 100 y los 900 HZ y su envolvente es de tipo pulsatoria.

A continuación, la señal se amplifica debidamente y se comprime en amplitud, a manera de control automático de ganancia (CAG), para un margen del voltaje de entrada de más de dos décadas.

Entonces, esta señal comprimida se amplifica, se rectifica en onda completa y se introduce en un filtro pasabajo con una frecuencia de corte de 0.6 Hz a -3 dB y una pendiente de -6 dB/octava. Finalmente esta se amplifica nuevamente.

Como resultado, la envolvente pulsátil obtenida (forma de onda 3), posee un margen de frecuencias comprendido entre 1 y 3.5 Hz (60-210 LPM). A continuación se vuelve a rectificar la señal en onda completa para desacoplar la componente de corriente directa, se aplica filtrado pasabajo donde se atenúan estas componentes espurias (ruidosas) y finalmente, se amplifica y conforma la señal resultante donde predominan las componentes de más baja frecuencia que van a ser enviadas al procesador (forma de onda 5).

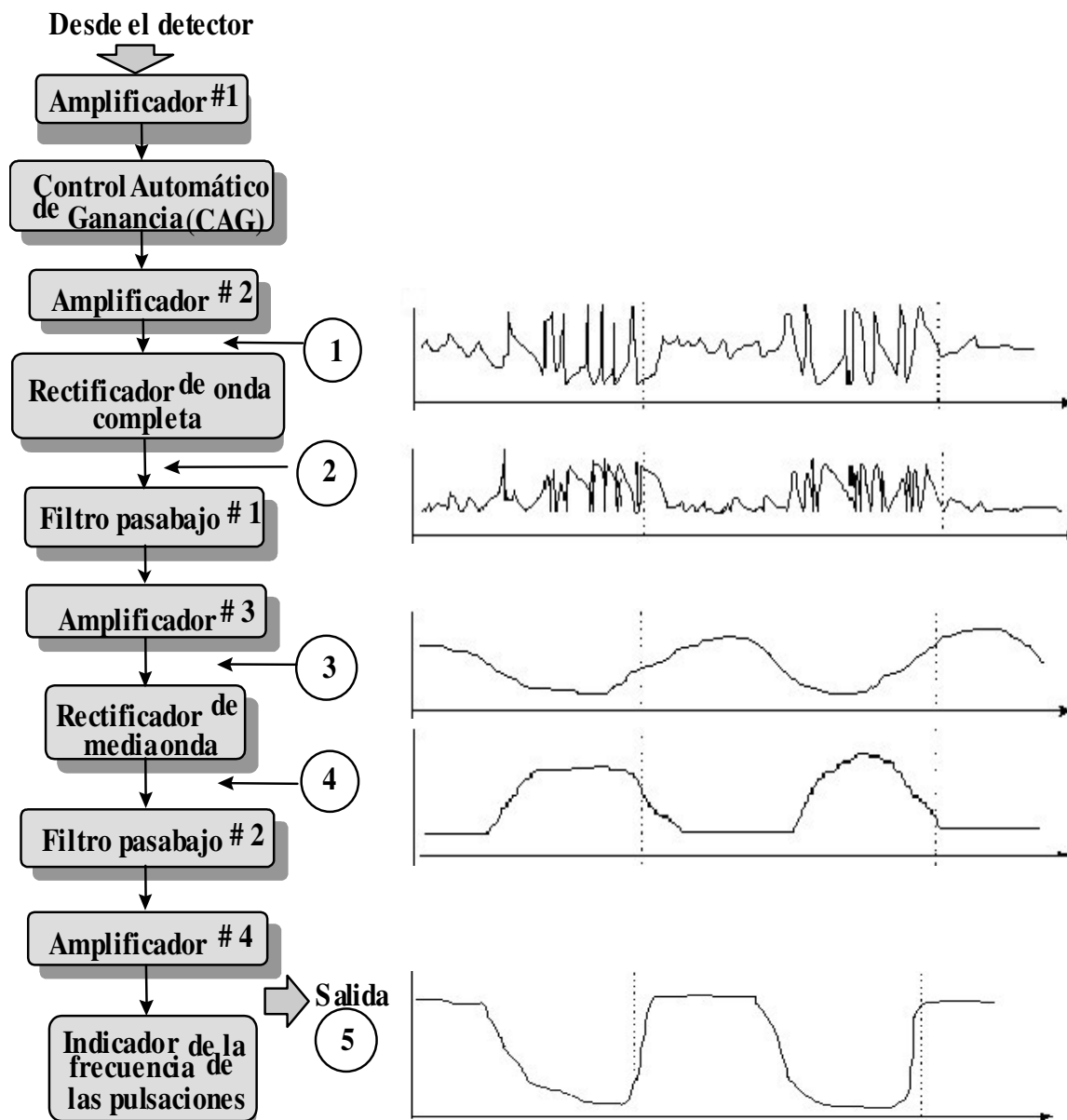


Figura 2. Esquema de bloques que representa la estructura del preprocesamiento empleado.

## Etapa de Procesamiento

En la Figura 3 se muestra una configuración circuital típica de adquisición y procesamiento de señal. El microcontrolador D87C51, una memoria RAM externa, lógica de interfase y un convertor A/D de 8 bit como periféricos fundamentales. El convertor A/D digitaliza la señal proveniente del preprocesador y se la entrega al microcontrolador.

Consecuentemente, se implementó el algoritmo de la Autocorrelación en Tiempo Real en lenguaje ensamblador del D87C51 [6]. Dicho algoritmo se compone de un programa principal y 10 subrutinas según se expone en la referencia [5]. Se empleó una frecuencia de muestreo de 200 Hz (una muestra cada 5 mseg.), como valor de compromiso entre velocidad de procesamiento en el microcontrolador y cantidad de puntos en la curva de autocorrelación, factor que determina la resolución del sistema.

Por ese motivo, cuando se calcula el valor de la frecuencia (o el periodo) fetal, a partir del valor máximo absoluto, obtenido de la evaluación de los valores discretos de autocorrelación, previamente calculados, existirá un error absoluto de lectura entre este valor calculado y el valor real, el cual está en dependencia del valor de frecuencia fetal a medir. En la Figura 5 se observa que el valor del error absoluto de lectura cambia no linealmente con la frecuencia de la señal. Por ejemplo: desde 60 hasta 117 ppm. el error introducido es nulo, desde 115 hasta 155 el error oscila entre 1 y 2 valores, desde 155 hasta 195 el error puede llegar hasta 3 valores y finalmente, por encima de 195 el error puede llegar hasta 4 valores.

Por otro lado, se escogió la máxima frecuencia de reloj permisible para el microcontrolador de 12 MHz y se seleccionó un factor de ponderación  $N = 8$  como valor óptimo, de acuerdo con los resultados obtenidos en las pruebas de simulación realizadas [6]. El tiempo de cálculo de una autocorrelación circular elemental, cuyo algoritmo se muestra en la figura 4, fue de solo 33  $\mu$ seg. Seguidamente, este resultado se deposita en uno de los 150 registros ubicados en memoria RAM. Los cálculos de la curva de autocorrelación se efectúan como si existieran realmente 200 registros, más se emplean solo 150 en aras de agilizar el proceso y tomando en consideración que los primeros 25 registros están asociados a valores mayores que 210 ppm los cuales no son de utilidad durante el diagnóstico

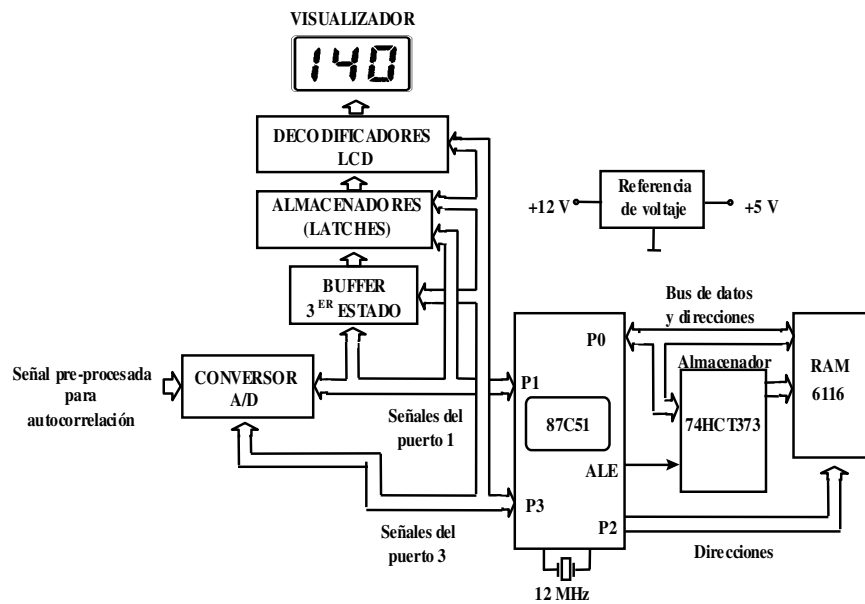


Figura 3. Esquema de bloques de la etapa de Procesamiento.

obstétrico. La actualización de estos 150 registros constituye una ronda de refrescamiento y actualización, efectuándose 240 rondas por cada lectura mostrada en el visualizador.

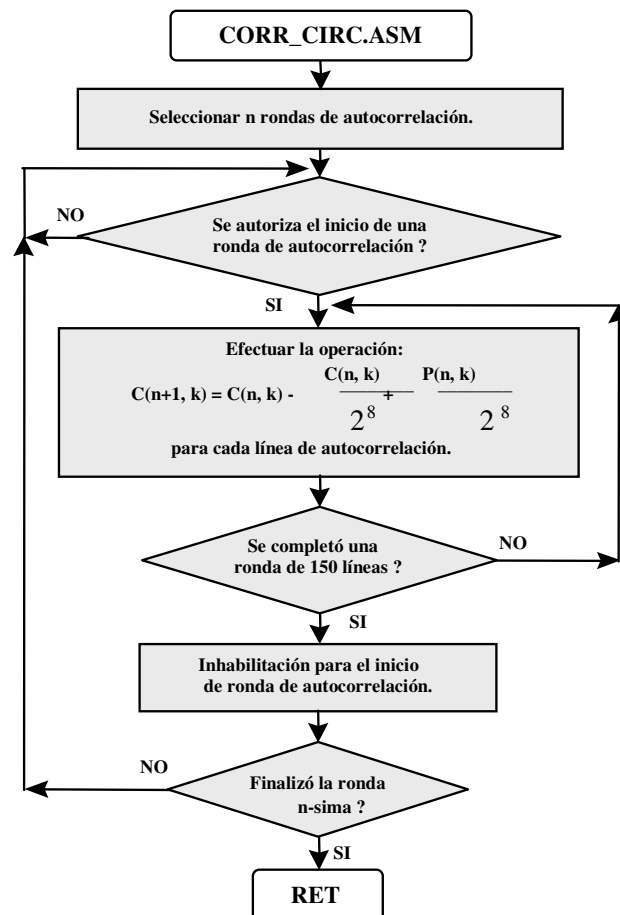
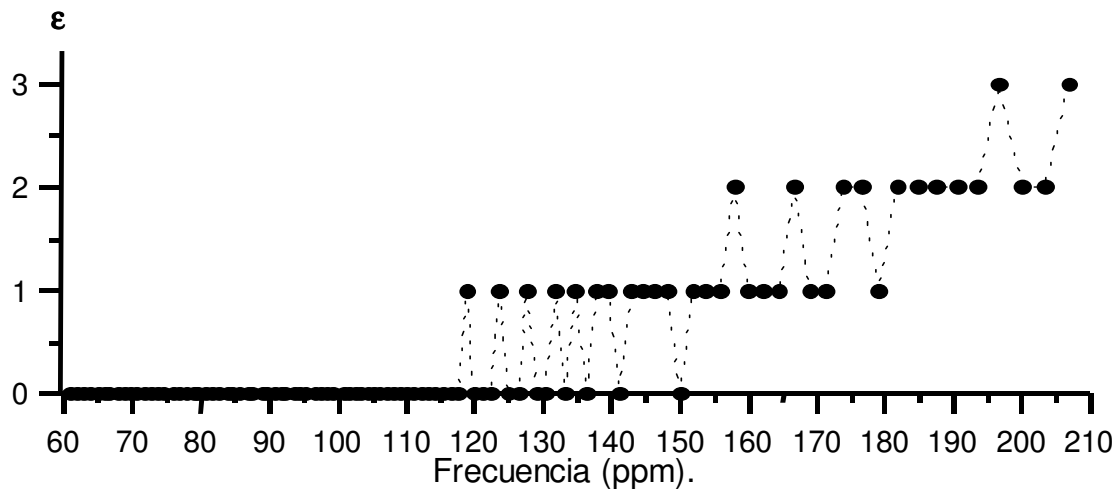


Figura 4. Algoritmo de la autocorrelación circular elemental.



**Figura 5.** Representación del valor absoluto de lectura en función del valor de frecuencia fetal calculada.

Como resultado, se obtuvo una lectura de frecuencia fetal cada 1.21 seg., mostrada en un visualizador LCD. El margen de medición se extiende desde 60 hasta 210 ppm., el cual está comprendido dentro del intervalo de medición de equipos comerciales análogos.

**Resultados obtenidos en la implementación con D87C51**

- Se obtienen lecturas de la frecuencia fetal cada 1.21 seg.
- Lecturas con un grado satisfactorio de coincidencia respecto a las obtenidas con equipos comerciales análogos.
- Implementación relativamente costosa por emplear varios circuitos integrados.
- Software de mediana complejidad.
- Sistema implementado con un valor constante del factor de ponderación  $N = 8$ , lo que garantiza un tiempo de cálculo constante para la auto-correlación circular elemental.
- Insuficiente velocidad de procesamiento del micro-controlador lo que impide elevar el valor de la frecuencia de muestreo.
- El empleo de dispositivos integrados periféricos aumenta el consumo eléctrico y el tamaño del circuito impreso.

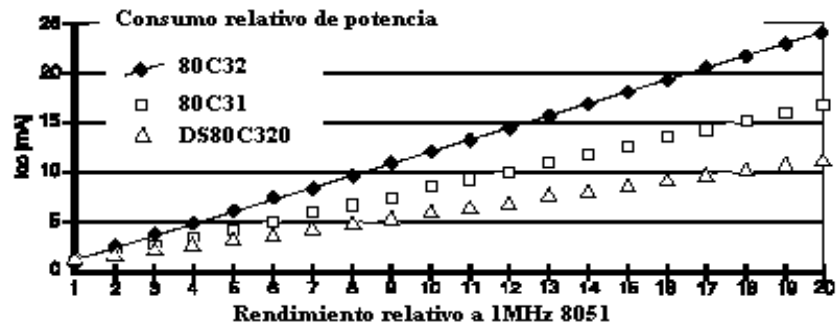
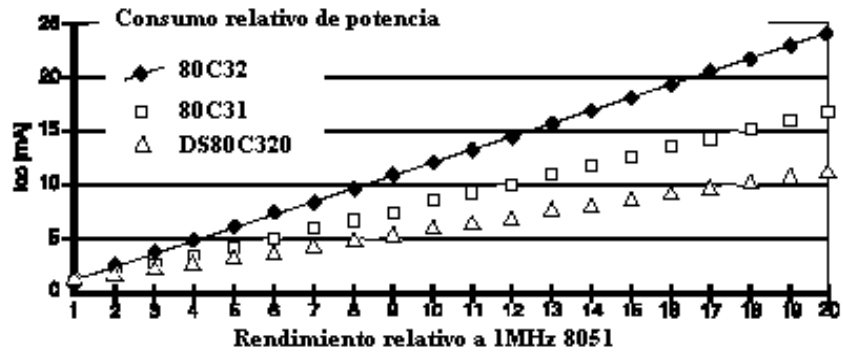
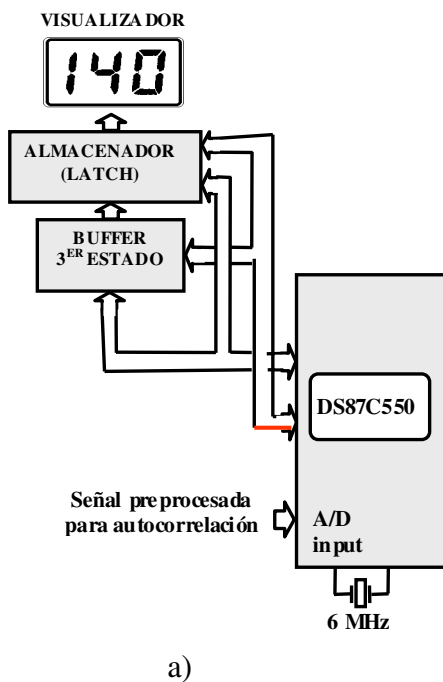
**EMPLEO DEL MICROCONTROLADOR DS87C550 DE MAXIM-DALLAS**

El microcontrolador DS87C550 de Maxim-Dallas es un dispositivo de nueva generación y de alta velocidad, el cual es totalmente 8751 compatible

incluyendo el juego de instrucciones y el compilador. Es 2.5 veces más veloz como promedio, respecto al tiempo de ejecución de todo el juego de instrucciones del 8751 típico, para iguales frecuencias de reloj, lo cual implica que operando a más baja frecuencia puede obtenerse el mismo desempeño en igual intervalo de tiempo, con menor consumo de corriente. Puede operar hasta 33 MHz, lo cual permite incrementar la velocidad de ejecución de una ronda elemental de autocorrelación en unas cuatro veces. Posee además memoria ROM reconfigurable, convertidor A/D con tiempo de conversión de 20 mseg. y varios modos de trabajo que facilitan el bajo consumo.

**Ventajas que introduce en el Detector Fetal Optimizado**

- Simplifica la arquitectura de la etapa de procesamiento con la presencia del conversor A/D y las memorias internas RAM, lo que ayuda a reducir el costo y el volumen del equipo, ver Figura 6.
- El factor de aumento en la velocidad de operación respecto al D87C51 es 2,12, lo que permite emplear la mitad de la frecuencia de reloj y por ende, reducir el consumo de corriente a la mitad.
- Mayor facilidad en el manejo de dispositivos periféricos y en la implementación de nuevas posibilidades de operación, ya que posee 6 puertos bidireccionales y seis niveles de interrupciones externas.
- El empleo del watchdog facilita el autoapagado.
- Los modos de trabajo de bajo consumo contribuyen a la portabilidad y al empleo de baterías.



**Figura 6.** a) Arquitectura simplificada empleando el DS87C550, b) y c) muestran los consumos, teniendo en cuenta al dispositivo como un todo y considerando memoria RAM interna, respectivamente.

Finalmente, las características técnicas del Detector Fetal son:

♥ Intensidad ultrasónica emitida	≤ 20 mW / cm <sup>2</sup>
♥ Tensión de transmisión	2 V. pp.
♥ Ganancia del receptor	+ 39 dB
♥ Relación señal ruido (BW = 150 KHz.)	73 dB
♥ Modo de operación	Continuo
♥ Frecuencia nominal del ultrasonido	2 MHz
♥ Potencia sonora máxima	1 W
♥ Funciones	Salida para auriculares Indicador de baja batería Apagado automático Congelamiento de lectura 64 niveles de volumen Recarga de baterías Encendido / Apagado Aumentar volumen Reducir volumen Congelar lectura
♥ Mandos	4 x AA (4,8 – 6 V)
♥ Alimentación por baterías	0,9 W
♥ Potencia de consumo máxima	60 – 210 ppm.
♥ Margen de indicación de frecuencia fetal	7,8 x 14,8 x 4,5 cm
♥ Dimensiones	Sin sensor 0,38 Kg Con sensor 0,57 Kg.
♥ Peso	
♥ Cumple con las normas IEC 60601-1	

La intención de optimizar la arquitectura y las posibilidades del equipo ha quedado demostrada en este trabajo. No obstante, las etapas de preprocesamiento pueden ser mejoradas empleando otros dispositivos de bajo consumo y estructuras circuitales. Además, el método de procesado empleado está vigente hoy día en equipos comerciales debido a la simplicidad de su implementación.

Finalmente, el diseño queda abierto al empleo de otros dispositivos y métodos, tanto para el preprocesado como para el procesado.

### CONSIDERACIONES FINALES

Es importante destacar que el Detector de Latido Fetal es un equipo ampliamente utilizado a nivel mundial. Sin embargo, actualmente el sistema de salud en nuestro país no cuenta con este tipo de equipo, habiéndose comprobado en la práctica que la tenencia de este, por parte de los obstetras, constituye una herramienta de gran utilidad en el trabajo

cotidiano. Puede emplearse, tanto en hospitales maternos como en otros centros de salud del país y en el extranjero. Su producción tiene ventajas potenciales en lo relacionado con precio de venta y

servicio posventa, tomando en cuenta el precio de equipos similares. Tiene gran incidencia social en cuanto a que contribuye a reducir la mortalidad infantil en recién nacidos.

### REFERENCIAS

- [1] ATKINSON, P. and J. WOODCOCK (1986): "Doppler Ultrasound and Its Use in Clinical Measurements", Academic Press Inc.
- [2] BOTELLA, J. y J. CLAVERO (1983): "Tratado de Ginecología", Tomo 1, Editorial Científico Técnica.
- [3] DALMAU, A.: Comunicación personal.
- [4] EVANS, D.H. and W. McDicken (1999): "Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing", 2<sup>nd</sup> Edition, John Wiley & Sons, Ltd.
- [5] JIMÉNEZ, A.A. (1998): Tesis de Maestría en Sistemas Automatizados de Medición "Sistema Detector de Latidos Cardíacos Fetales", ISPJAE, La Habana, Cuba.
- [6] JIMÉNEZ, A. **et al.** (2000): "Resultados Obtenidos en la Simulación del Método de Autocorrelación en Tiempo Real con la Finalidad de Adecuar su Implementación en Microcontroladores", **Reporte de Investigación** No.122, ICIMAF, Noviembre.
- [7] KOHDEN, N.: "Service Manual of PARTOCORDER, model OMF-7101".
- [8] OPPENHEIM, A.V.; R.W. SCHAFER and J. BUCK (1999): "Discrete-Time Signal Processing", 2/e Prentice Hall Inc.
- [9] PROAKIS, J.G. and D.G. MANOLAKIS (1992): "Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Application", Mac Milland Publishing Co., New York.
- [10] TAKEUCHI, Y. (1976): "U.S. patent 3991365", 9 Nov.
- [11] TAKEUCHI, Y. and M. HOGAKI (1978): "An Adaptive Correlation Ratemer: A New Method for Doppler Fetal Rate Measurements", Ultrasonics, May.
- [12] EVANS, D.H. (1989): "Doppler Ultrasound", John Wiley & Sons, Ltd.