

TECNICA DE DEMODULACIÓN EN SEÑALES BIOLÓGICAS

M. de los A. Gómez López, M. C. Herrera

Universidad Nacional de Tucumán – Facultad de Ciencias Exactas – Departamento de Bioingeniería
mgomezlopez@herrera.unt.edu.ar

Abstract

A new and modern technology to demodulate biological signals is described and evaluated for analogical and discrete signals. Applied methodology begins modulating a previously generated carrier by an intracardiac volume signal obtained from mammals. The Amplitude Modulated (AM) signal resulting is treated with the coherent demodulation technique. Professional Mathcad 7.0 mathematical software is used as work tool for digital-analogical conversion system.

Palabras Claves: Modulación • Demodulación • Demodulación coherente • AM.

Introducción

Las señales biológicas se caracterizan por tener baja amplitud (pocos milivoltios) y estar en un rango de frecuencia bajo (pocos Hz). El procesamiento de las mismas requiere como mínimo amplificación y modulación. En el segundo caso, una señal eléctrica de características conocidas se aplica al elemento biológico de manera que la señal que se mide sobre el mismo resulta una señal eléctrica modulada en amplitud (AM) por la señal con la información de la magnitud biológica [1]. Un caso típico es la medición del volumen de sangre en la cavidad ventricular izquierda. Se inyecta una corriente I alterna ($\approx 10\text{kHz}$) usando un catéter ubicado en la cavidad (portadora). Sobre un par de electrodos –configuración conocida- se mide una diferencia de potencial V -proporcional a cambios de volumen intraventricular- que resulta una señal de portadora modulada en amplitud. La demodulación permite recuperar la variable estudiada.

Materiales y métodos

La señal que surge de una modulación de amplitud en señales analógicas [1] es el producto de la señal inyectada (tensión/corriente) llamada “portadora” $c(t)$, y la señal original (incógnita) $x(t)$.

$$s(t) = x(t)c(t) \quad (1)$$

Tradicionalmente, $c(t)$ es \cos /senoidal y si consideramos a $x(t)$ como cosenoidal,

$$\begin{aligned} c(t) &= \sqrt{2} V_c \cos 2\pi f_c t \\ x(t) &= \sqrt{2} V_x \cos(2\pi f_x t + \phi_x) \end{aligned} \quad (2)$$

Entonces $s(t)$ es

$$s(t) = V_c V_x \{ \cos[2\pi(f_c + f_x)t + \phi_x] + \cos[2\pi(f_c - f_x)t - \phi_x] \} \quad (3)$$

El resultado es una traslación hacia arriba del espectro de la frecuencia f_x produciendo dos componentes $f_c + f_x$ y $f_c - f_x$. Se observa que $s(t)$ no contiene la frecuencia de portadora. Ahora si $x(t)$ tiene un ancho de banda de 0 a f_m , cada componente de frecuencia en $x(t)$ se traslada a ambos lados de f_c (Figura 1A). Se trata de una señal de AM doble banda lateral con portadora suprimida.

En algunas mediciones de impedancias, la señal resultante se modela por una señal variacional superpuesta a un valor DC,

$$s(t) = c(t)[X_0 + x(t)] \quad (4)$$

donde X_0 es un valor constante y $s(t)$ tiene idéntico espectro que en (3) con el agregado de la frecuencia de portadora f_c . Luego, $s(t)$ es una señal de AM doble banda lateral con transmisión de portadora (Figura 1B).

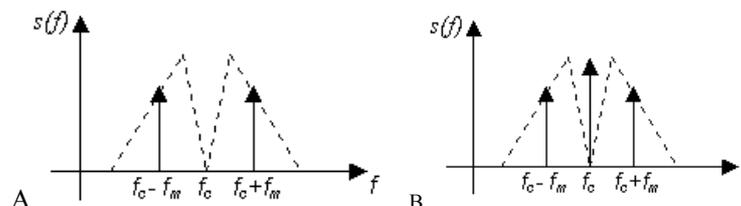


Figura 1: Espectro en frecuencias cualitativo de una señal de AM. A- Doble banda lateral sin portadora. B- Doble banda lateral con portadora. Líneas de puntos representan el ancho de banda de la señal $x(t)$. Eje vertical: Amplitud de $s(t)$. Eje horizontal: frecuencia.

Demodular es recuperar la señal $x(t)$ a partir de $s(t)$ considerando que $f_c \gg f_x$. Los métodos usados son varios. El más popular es el detector de envolvente. En este caso, evaluamos la posibilidad de utilizar método de demodulación coherente tanto para señales analógicas como para señales de AM digitales.

Demodulación Coherente Analógica. El espectro de las señales analógicas de amplitud modulada sugiere otro método para recuperar la información de la envolvente que ella lleva. Si el producto de la señal incógnita por la señal de portadora [ecuación (1)], ocasiona una traslación de frecuencias, otro producto por una señal que incluya la portadora, provocará otra traslación en frecuencia reproduciéndose el espectro de $x(t)$ en $2f_c$ y en la banda de baja frecuencia. Como la información está presente en la banda baja, se aplica un filtro pasabajos (frecuencia corte superior $> f_m$) para recuperar la señal incógnita. Matemáticamente, si se tiene una señal de referencia $r(t)$ cosenoidal en fase con $c(t)$,

$$r(t) = \sqrt{2}V_r \cos 2\pi f_r t \quad (5)$$

el producto de la anterior por la señal AM $s(t)$ (1) resulta,

$$p(t) = s(t)r(t) = x(t)c(t)r(t) = x(t)V_c V_r [\cos 2\pi(f_c - f_r)t + \cos 2\pi(f_c + f_r)t] \quad (6)$$

Si $f_r = f_c$,

$$p(t) = x(t)V_c V_r [1 + \cos 2\pi 2f_c t] \quad (7)$$

Un filtro pasa bajos rechaza $2f_c$ obteniéndose,

$$v_0(t) = \text{fpb}\{p(t)\} = V_c V_r x(t) = \sqrt{2}V_c V_r V_x \cos(2\pi f_x t + \phi_x) \quad (8)$$

donde $\text{fpb}\{\}$ define la función del filtro. De esta manera, se recupera $x(t)$ con un factor constante de escala $V_c V_r$.

Es importante notar que para recuperar la banda base sin ningún tipo de distorsión, la frecuencia de la señal de referencia $r(t)$ debe ser igual a la frecuencia de portadora $c(t)$ y deben tener entre sí exactamente la misma fase.

Demodulación Coherente Digital. Esta técnica no requiere un producto por una señal de referencia ni un filtro pasa bajo posterior. Consiste en "muestrear $s(t)$ con la misma frecuencia y fase que $c(t)$ ". Si el muestreo coincide con cada pico positivo de $c(t)$, se obtiene una señal $p(t)$ que representa la envolvente de la señal de AM (doble banda lateral con portadora).

Objetivo: Demostrar que la demodulación Coherente Digital es efectiva para recuperar señales de volumen intraventricular.

Se utilizan señales de Volumen Intraventricular $x(t)$ (Figura 2) registradas con un equipo desarrollado previamente [2] que utiliza demodulación analógica (detector de envolvente) y una portadora de 12kHz. Tales señales se adquieren y digitalizan con un sistema comercial (BIOPAC System Inc, AcqKnowledge II for MP100) a 200muestras/seg.

Para realizar la demodulación se requiere una señal AM $s(t)$ cuya moduladora sea $x(t)$. La misma se construye por soft (Professional Mathcad 7.0). Considerando que la portadora $c(t)$ del instrumento base es 12Khz, se generó una función cosenoidal de amplitud unidad a razón de 3 muestras por período (Nyquist); esto es, una frecuencia de muestreo (f_s) de 36 KHz para reconstruir la portadora. Dado que $x(t)$ se adquiere a 200muestras/seg, se realiza una extrapolación para obtener 180 valores entre muestra y muestra (36k/200). Tal extrapolación no introdujo diferencias significativas ni en las forma de onda ni en el espectro en frecuencias de la señal $x(t)$.

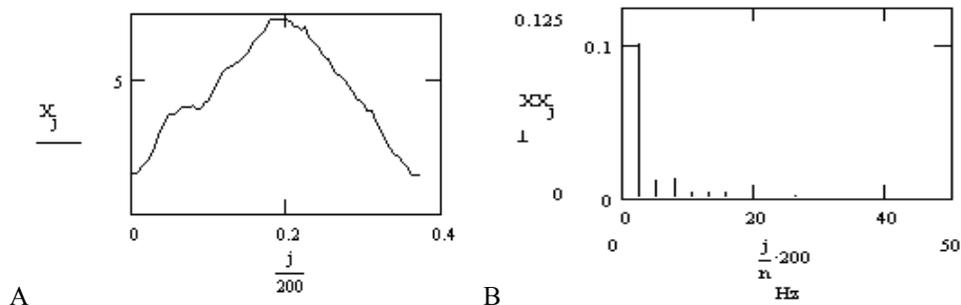


Figura 2: A- Volumen intraventricular en el tiempo y B- espectro en frecuencia de la señal en A. Eje horizontal: frecuencia (escala lineal). Eje vertical: Amplitud.

Creada $c(t)$ y extrapolada $x(t)$ se efectúa el producto de las mismas punto a punto obteniendo una señal “cuasi-analógica” $s(t)$ AM (creada matemáticamente por soft). La Figura 3 muestra el espectro del producto $s(t)$.

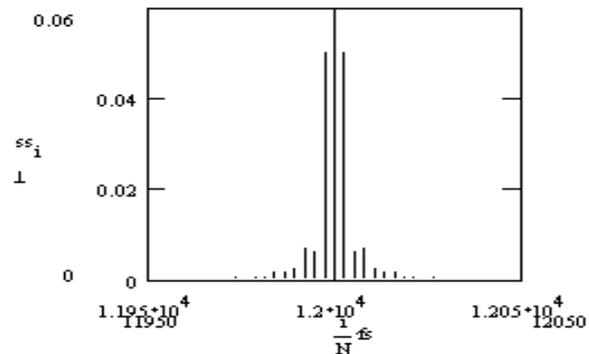
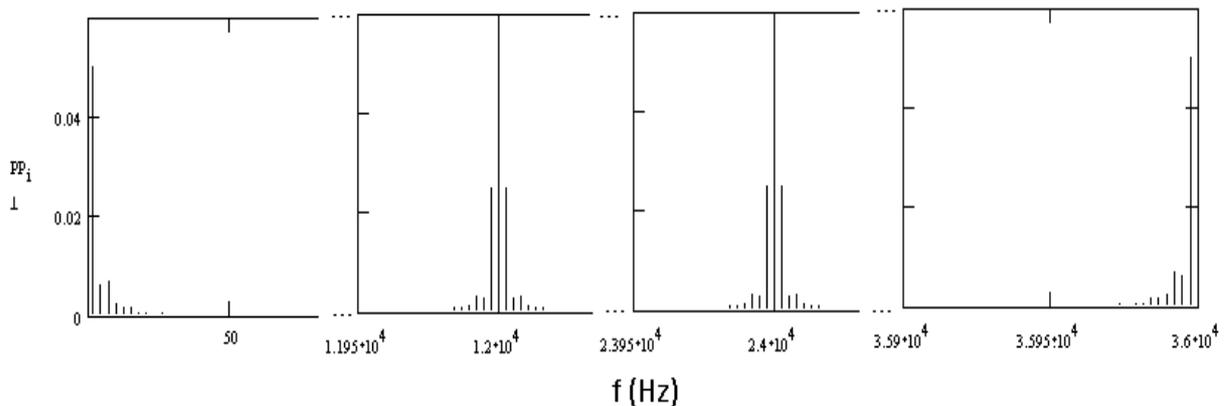


Figura 3: Espectro en frecuencia de $s(t)$. Eje horizontal: frecuencia (escala lineal). Eje vertical: Amplitud.

Resultados

Se demodula la señal de AM obtenida en el párrafo anterior con demodulación coherente y en forma analógica y digital.

Demodulación coherente analógica. La señal $s(t)$ -cuyo espectro se muestra en la Figura 3- es una señal doble banda lateral con portadora en 12kHz. La Figura 4 presenta el espectro de la señal $p(t)$ de la ecuación (7) donde se pone en evidencia que $p(t)$ no sólo contiene la traslación de frecuencias a 24kHz sino también la banda base (f_m) que se quiere recuperar. Esto requiere el filtro pasabajos referido previamente.



B

Figura 4: Espectro de la señal de AM multiplicada por la señal de portadora. Los cuatro paneles (de izq a der) muestran diferentes bandas de frecuencia de la señal $p(t)$. Eje horizontal: frecuencia en Hz (escala lineal). Eje vertical: amplitud.

Interferencia. Considerando que la demodulación coherente para señales analógicas es capaz de rechazar interferencias en la señal AM [1], se agrega matemáticamente una interferencia de 120Hz a la señal de la Figura 3. El espectro resultante se muestra en la Figura 5 A (en dos paneles). Ahora, si se multiplica la señal con interferencia por la señal $f_r=12$ kHz (portadora), se obtiene la forma de onda $pi(t)$ cuyo espectro se muestra en la Figura 5 B. Se observa que $pi(t)$ contiene los mismos armónicos que $p(t)$ (sin interferencia) (Figura 5 B vs Figura 4 A) con el agregado de las bandas laterales en 11880Hz y 12120Hz. Por lo tanto, regulando adecuadamente la frecuencia de corte del filtro pasa bajo que ayuda a recuperar la banda base se puede rechazar adecuadamente la interferencia 120 Hz (11880 y 12120 Hz).

Demodulación coherente digital. Para demodular digitalmente la señal $s(t)$ (Figura 3) basta sólo con muestrearla en los picos positivos de $c(t)$. Esto se realiza sincronizando los tiempos de conversión A/D en coincidencia con estos picos. Se obtiene la señal $p(t)$ (Figura 6). El algoritmo de sincronización es tal que $p_k=s_{3,k}$. Esto es, la kaésima muestra de la señal demodulada tomada cada tres muestras de la señal modulada de AM. Por comparación, las Figuras 2 y 6 presentan iguales características indicando el éxito de la demodulación.

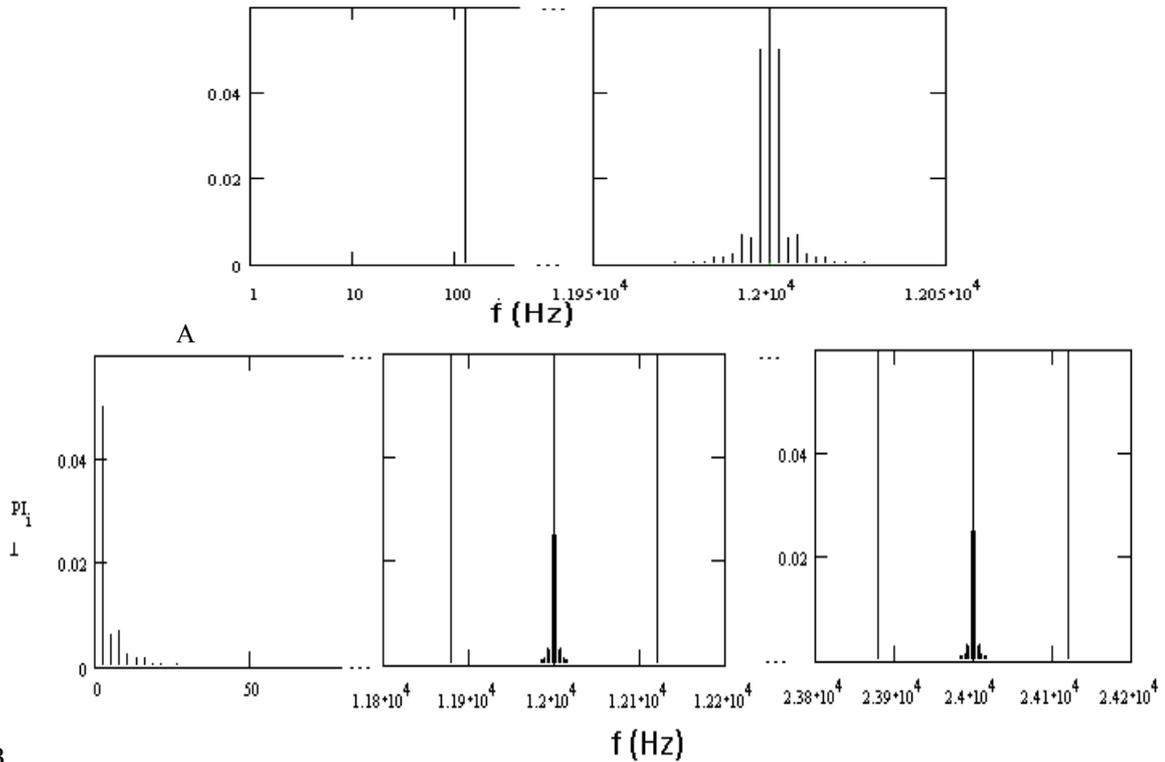


Figura 5: Espectro de A- Señal de AM con interferencia de 120 Hz. B - Producto de la señal de AM con interferencia con la señal de referencia (en 3 paneles sucesivos).

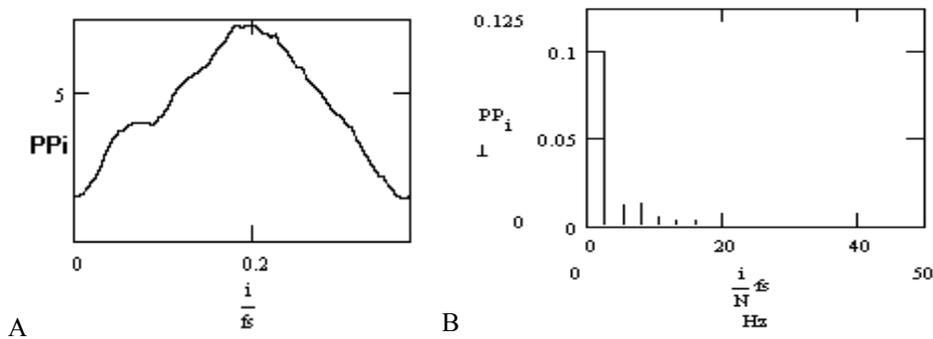


Figura 6: Señal obtenida de la demodulación coherente digital A- P Pi en el tiempo y B- espectro en frecuencia de la señal en A. Eje horizontal: frecuencia (escala lineal). Eje vertical: Amplitud.

Defasaje. La efectividad de la demodulación coherente reside en la “coherencia” entre la señal de portadora y la señal de referencia (para señales analógicas) o la señal de muestreo digital (para señales digitales). En caso contrario, habrá distorsión en la señal demodulada.

La recuperación de señales biológicas en la que se involucra una interfase entre electrodo y el medio suele provocar defasajes entre la señal de AM y su portadora. La demodulación coherente aquí planteada dependerá de la magnitud de tal defasaje. A mayor valor, mayor será el desplazamientos de los picos positivos de las señales de AM y de portadora; por lo tanto, mayor la atenuación de amplitud que presentará la señal demodulada.

La Figura 7 muestra el efecto del defasaje mencionado en una señal de AM (portadora de 20Hz) modulada por una senoidal (1Hz). A medida que el ángulo de defaseje crece, se observa una disminución progresiva de amplitud de la señal recuperada por demodulación coherente. En particular, para el caso de volumen intraventricular, la interfase electrodo-sangre tiene un defasaje de 0.01° [3] que no es significativo para afectar la amplitud.

Conclusión

Como conclusión, se considera que la demodulación coherente -especialmente aplicada a señales digitales- es una alternativa ventajosa para demodular señales representativas del volumen intraventricular ya que sólo es

necesario muestrear una señal de banda limitada (para evitar solapamiento de frecuencias [4]) y mantener la coherencia y fase de la señal de portadora y la señal de AM. Lo primero es un hecho debido al tratamiento (amplificación y filtrado) previo a la digitalización que reciben las señales analógicas. La coherencia o desfase no representa inconveniente en este caso particular ya que el desfase debido a la interfase electrodo-electrolito es despreciable.

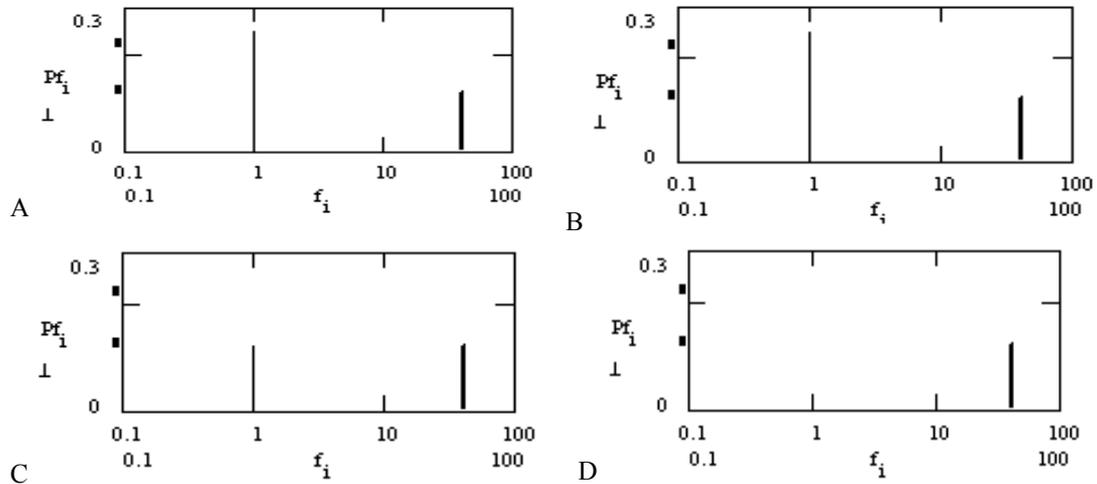


Figura 7: Espectros de la señal demodulada para distintos desfases de la señal de referencia. A - 0°. B-30°. C-60°. D-90°. Note la atenuación de amplitud en 1Hz a medida que aumenta el desfase.

Referencias

- [1] PALLÁS-ARENY R., WEBSTERS J. G. "ac/dc SIGNAL CONVERSION" in Analog Signal Processing. Ed: John Wiley & Sons. New York, 255-261, 1999
- [2] HERRERA M., CLAVIN O. E., SPINELLI J. C., VALENTINUZZI E., CABRERA FISCHER E. & PICHEL R. H. Multichannel tetrapolar admittance meter (MY) for intracardiac volume measurements in animals. Medical Progress through technology II (1986). 43-49
- [3] TREO F. E.. Determinación Continua Del Hematocrito por Espectroscopia Dieléctrica. Tesis de Maestría.2003.
- [4] OPPENHEIM A. V., SCHAFER R. W.. Tratamiento de Señales en Tiempo Discreto. 2ª Edición. Prentice Hall Signal Processing Series. 2000.