

9. RESULTADOS

El resultado final de este trabajo de grado es un dispositivo llamado VIFIBIO, el cual permite graficar una señal que viene del fisiógrafo ya mencionado anteriormente. Pero detrás de esto están otros resultados no menos importantes, los cuales se mencionan a continuación.

9.1. Resultados en hardware: VIFIBIO

La figura 87 muestra a VIFIBIO en su apariencia final. Es un dispositivo liviano, portátil y muy fácil de manejar, tal como se enseñó en el capítulo anterior. La interfaz es espaciosa, con letreros visibles y el acceso a los botones es claro y no lleva al usuario a confusiones.



Figura 87. Apariencia física de VIFIBIO

9.2. Resultados en software

Se implementó un software que realizara funciones de adquisición de datos, graficación, transmisión por medio del protocolo I2C y procesamiento, al implementar la Transformada de Hartley.

La figura 88 muestra una señal graficada a través del software de VIFIBIO.

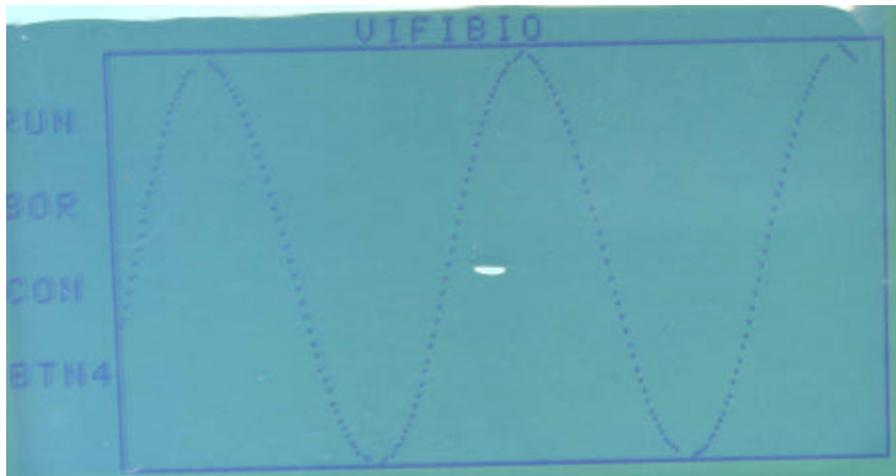


Figura 88. Señal visualizada en VIFIBIO

La figura 89 muestra una señal cuadrada de 1.3 Hz. junto a su correspondiente espectro, tomado de un osciloscopio digital que tiene habilitada esa función. Se muestra en la figura 90 una imagen de la misma señal adquirida en el tiempo junto a su correspondiente espectro.

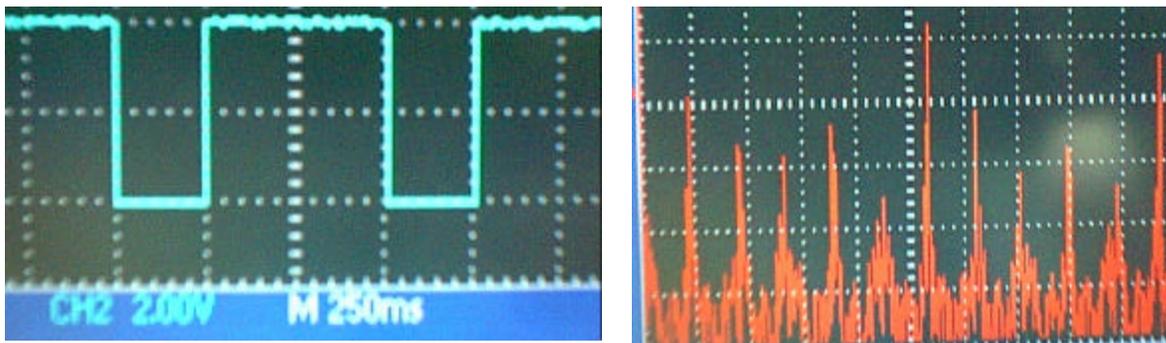


Figura 89. Señal cuadrada de 1.3 Hz con su correspondiente espectro, tomado de un generador de funciones. El espectro se visualiza en un osciloscopio digital que tiene habilitada esa opción.

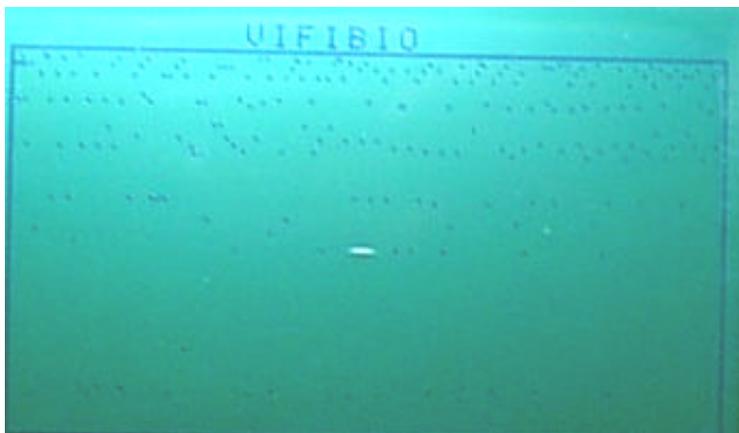


Figura 90. Espectro de una señal cuadrada de 1.3 Hz, realizado por VIFIBIO

Se observa que las señales capturadas en el dominio del tiempo son muy similares. Las señales que se grafican en VIFIBIO tienen la desventaja que las líneas con pendiente igual a infinito no son posibles de graficar debido a la tasa de muestreo empleada y debido a la reducida resolución de la que dispone la pantalla. Para la graficación de señales ECG, como se observa más adelante, estos problemas no son tan notorios.

Las señales visualizadas en frecuencia tienen pocas semejanzas. Ante todo, hay que reconocer que el espectro calculado con el osciloscopio tiene una alta resolución y un tiempo de cálculo muy bajo, por lo tanto, es una gráfica que se toma por modelo teórico. La gráfica hecha por VIFIBIO tiene la particularidad que no traza líneas verticales, por lo tanto los picos en amplitud se denotan a través de puntos. La baja resolución de la pantalla no permite una alta definición para dibujar líneas y por lo tanto la calidad gráfica no es buena. El algoritmo de dibujado empleado para graficar en el tiempo es el mismo que para graficar en frecuencia.

Para comprobar la eficacia de la rutina de graficación se procedió a visualizar en un osciloscopio la salida del algoritmo de procesamiento. Esto se consiguió a través de un DAC0808. Los resultados en frecuencia de forma digital se transforman en una señal analógica, y se esta forma se comprueba que la salida obtenida es parecida a la calculada.

El algoritmo de procesamiento implementado no genera una salida exacta a la propuesta por el osciloscopio. Esto es debido a que se realizó una simplificación en el modo como se operan los datos calculados: No se considera parte imaginaria, al igual que la forma de realizar las computaciones y las iteraciones es diferente a la forma como se realizan en una DFT. Lo verdaderamente importante es que las amplitudes en las frecuencias principales coincidan. Una representación en espectro de potencia más exacta se conseguirá si la pantalla fuera más robusta, con una mayor resolución.

9.3. Resultados obtenidos en pruebas con un generador de funciones:

Las primeras pruebas realizadas con VIFIBIO se realizaron conectando a éste un generador de funciones.

La figura 91 muestra una señal de 1Hz. Se observa que la gráfica presenta ruido en su trazado.

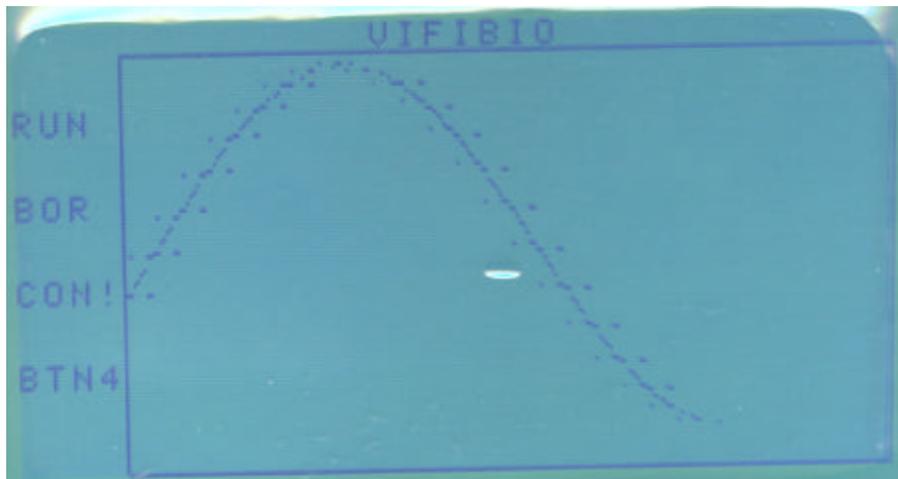


Figura 91 Señal senoidal de 1 Hz con velocidad de bus de 1.23 MHz

El ruido que acompañaba las señales se eliminó al incrementar la velocidad del bus interno del microcontrolador. Ya con una velocidad de 8 Mhz, los resultados fueron mejores. La figura 92 ilustra la misma señal de 1 Hz, pero con el incremento en la velocidad del bus:

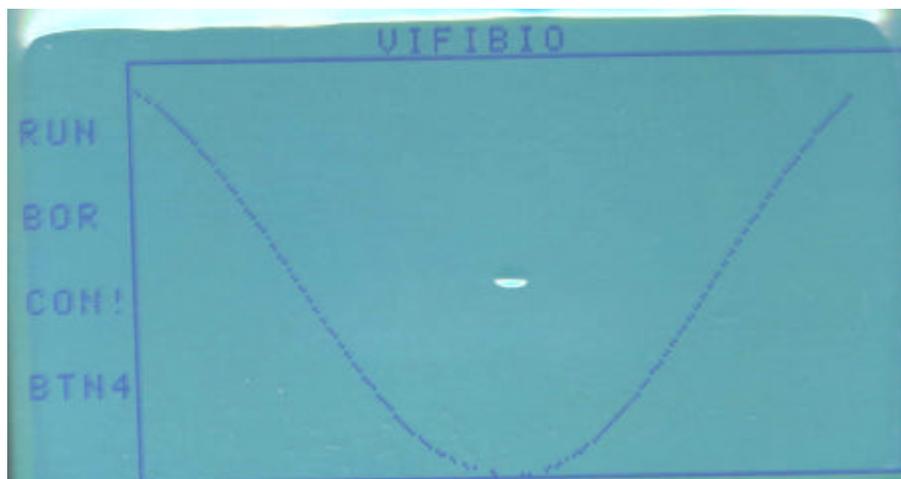


Figura 92. Señal senoidal de 1 Hz con una velocidad de bus interno de 8 Mhz

En frecuencias bajas, el proceso de graficación se desarrolla de manera excelente, como se puede observar. La solidez de la línea es excelente considerando la resolución de la pantalla, al igual que no se notan distorsiones en los sitios de cambio de concavidad.

Ya en frecuencias más altas, los puntos se distancian un poco más, esto es debido a que la señal cambia más rápidamente de valor ante una velocidad constante de adquisición de datos. Esto se puede apreciar en la figura 93, la cual muestra una señal senoidal de 5 Hz.

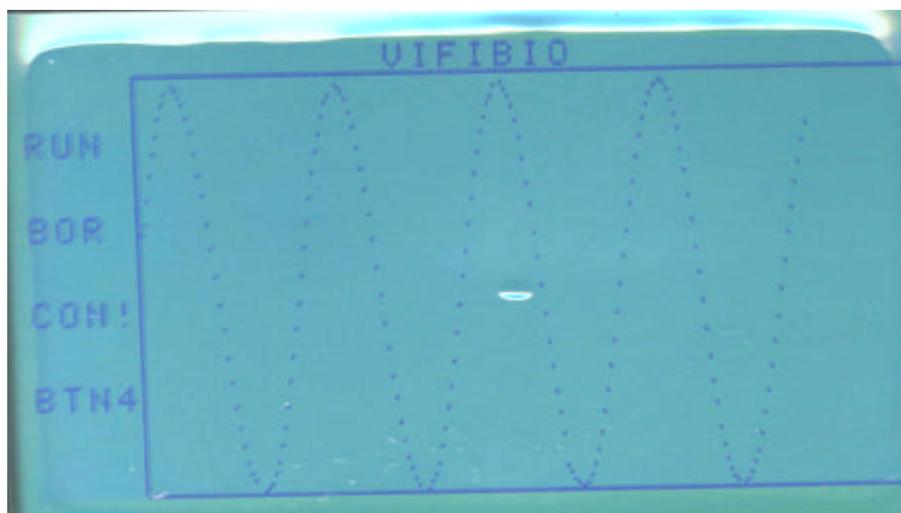


Figura 93. Señal senoidal de 5 Hz

Esto es un problema. La señal ECG tiene una frecuencia entre 0.5 y 2 Hz, pero tiene transitorios que alcanzan frecuencias altas, aproximadamente de 150 Hz. en los puntos donde hay cambios de concavidad. Para subsanar esto, el usuario tiene la opción de muestrear a una frecuencia más alta, hasta 1024 Hz, con el fin de visualizar mejor estas porciones de señal.

Para asegurar un buen comportamiento de la rutina de graficación para todo tipo de señal, se realizaron varias pruebas con otro tipo de señales. La figura 94 muestra una señal triangular de 5 Hz. Nótese que los puntos están separados, pero la señal que se muestra es identificable.

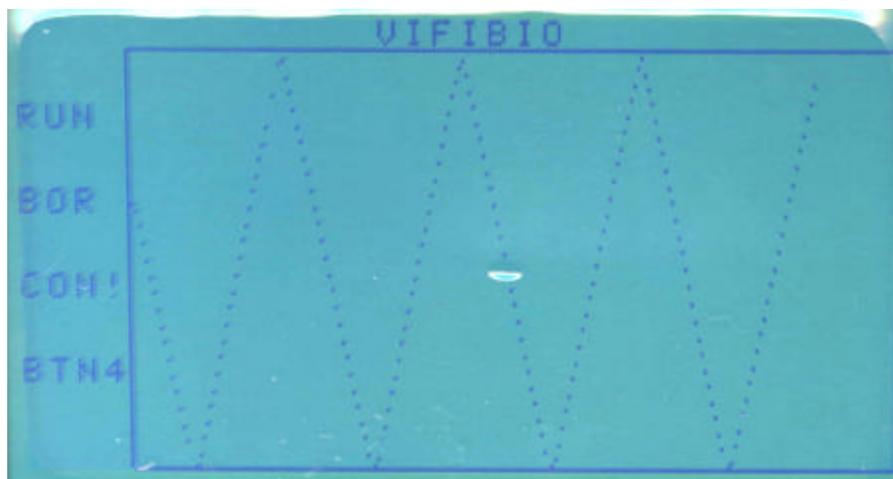


Figura 94. Señal triangular de 5 Hz

La figura 95 muestra una señal diente de sierra de 5 Hz. Se puede observar que los trazados en los cuales hay líneas verticales no se alcanzan a visualizarse bien. Esto es debido al algoritmo usado para graficar un punto en la pantalla, el cual no permite graficar líneas verticales. El algoritmo creado siempre avanza en el tiempo píxel a píxel, por lo tanto nunca se podrá pintar una línea totalmente vertical.

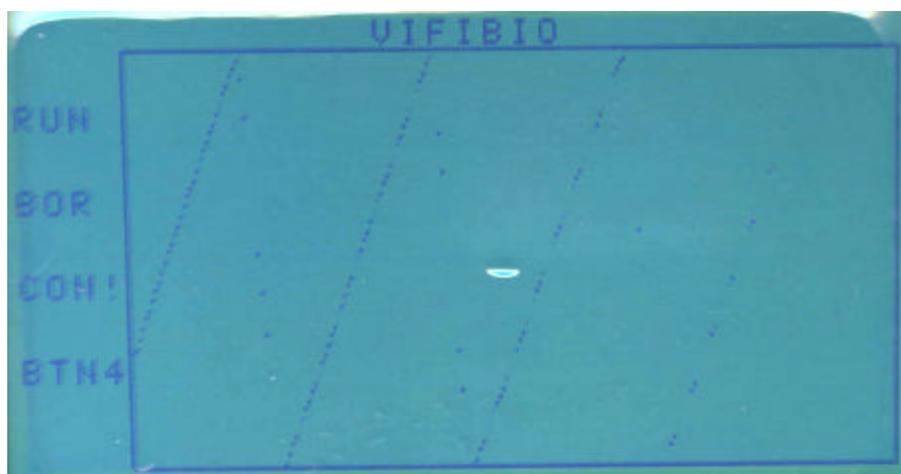


Figura 95. Señal Diente de sierra de 5 Hz

Las gráficas tienen una buena resolución para señales de voltaje cercano a 5 voltios. Las señales ECG que entrega el fisiógrafo tienen voltajes del orden de milivoltios. Fue necesario crear estrategias de visualización que permitieran manipular la gráfica y acomodarla en una amplitud aceptable.

Para lograr esto, se implementaron selectores de amplitud y de frecuencia, los cuales permiten variar estos atributos de forma discreta mientras se está graficando una señal en modo continuo.

El selector de frecuencia tiene una frecuencia de adquisición diferente según la posición: En la posición 1, la frecuencia de adquisición es de 204 Hz; en la posición 2 la frecuencia de adquisición es 408 Hz; y en la posición 3 la frecuencia de adquisición es de 612Hz.

El selector de amplitud permite amplificar la señal visualizada de forma discreta, así: El selector en la posición 1 muestra la señal sin amplificar; el selector en la posición 2 duplica la señal en amplitud, y el selector en la posición 3 triplica la señal en amplitud.

Estos selectores son importantes porque permiten acomodar la señal de tal forma que el usuario la pueda visualizar mejor.

La figura 96 muestra una señal senoidal de 5Hz y de 340 mV de amplitud. Los selectores están situados en Amplitud igual a 1 y Frecuencia igual a 512 Hz.



Figura 96. Señal senoidal de 5 Hz y 340 mV

La señal es muy pequeña y es necesario verla con un poco de más definición. La figura 97 muestra la misma señal, pero con el selector de Amplitud igual a 2:

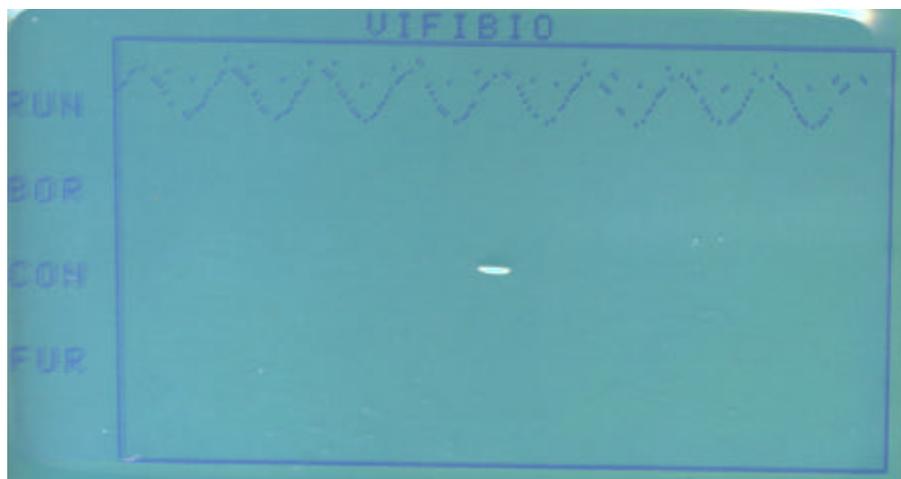


Figura 97. Señal senoidal de 5 Hz, 340 mV pero con el selector de Amplitud igual a 2.

La señal ya es más grande, pero los puntos que la componen ya se distancia un poco, al igual que se añade cierto ruido.

Luego de realizar ciertos ajustes a la rutina de graficación, se hizo una prueba final variando simultáneamente la amplitud y la frecuencia de adquisición. La señal empleada es una señal senoidal de 2 Hz y 440 mV.

En la figura 98 se muestra la señal mencionada con su selector de amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 256:

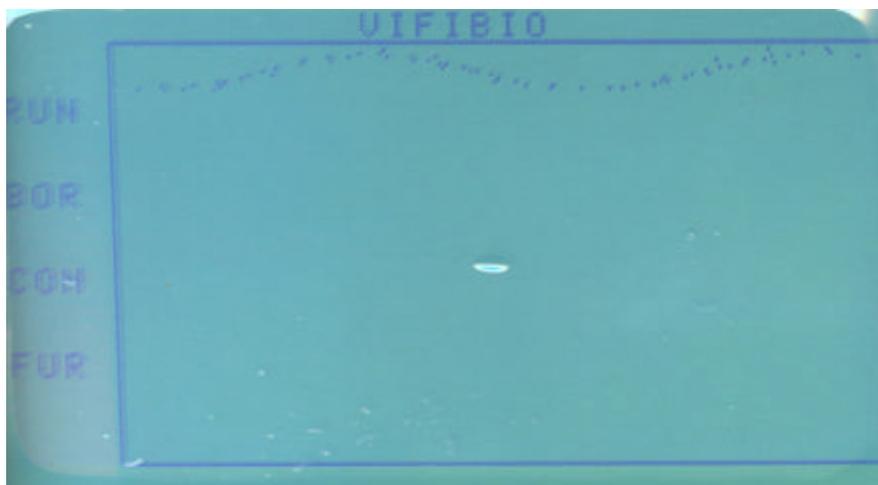


Figura 98. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 256.

En la figura 99 se muestra la señal con el selector de amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 170 Hz. Se puede observar que la gráfica abarca más ciclos de la señal. Esto es porque se adquieren menos puntos por periodo y se recorre mayor distancia de la señal en el tiempo.

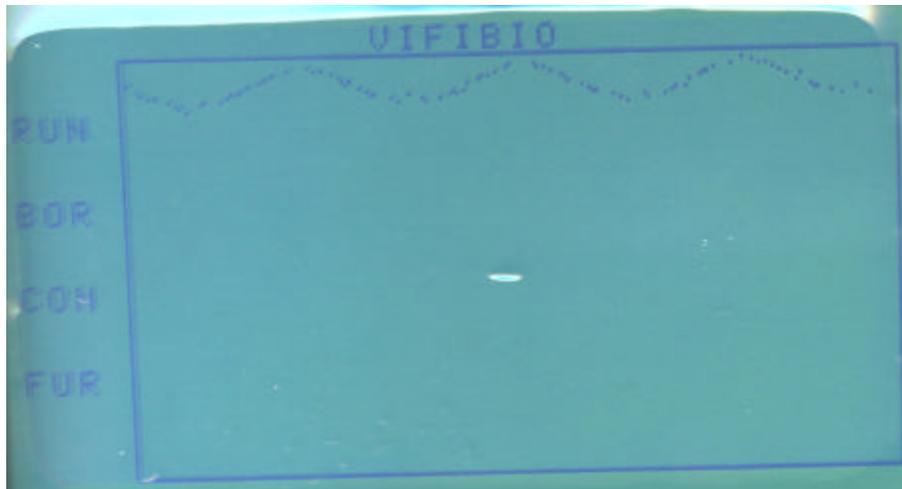


Figura 99. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 170.

La figura 100 muestra la misma señal pero con el selector de frecuencia en 12 Hz. Se observa una mayor cantidad de periodos en la zona de graficación correspondientes a la señal de entrada.

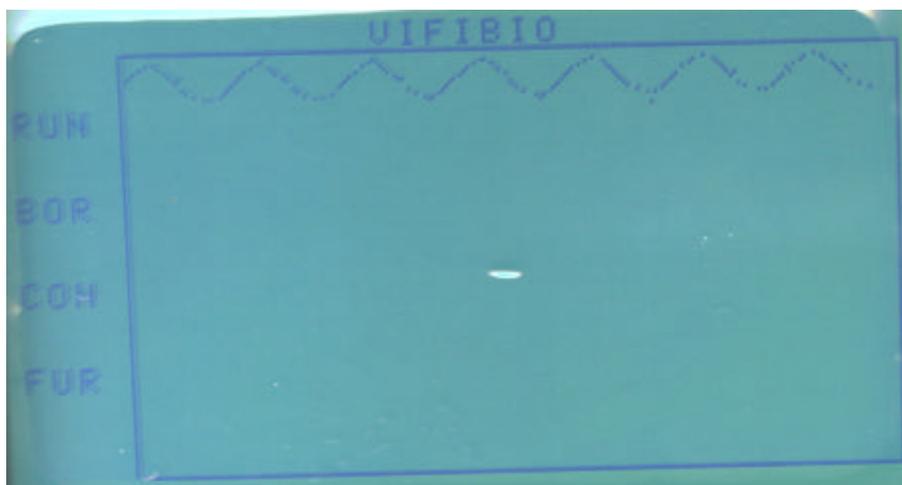


Figura 100. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 12 Hz.

La figura 101 muestra la misma señal pero ya se realizan cambios a nivel de amplitud. Se aprecia que los cambios de amplitud crean ruido.

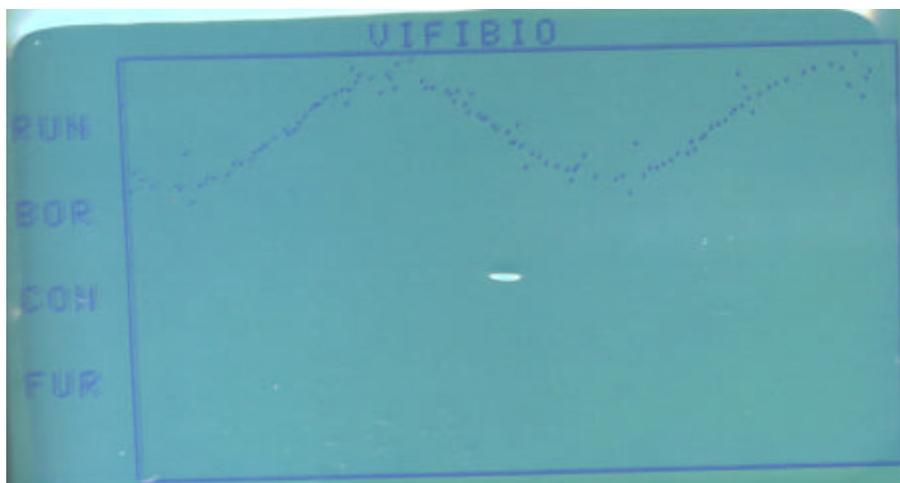


Figura 101. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 3 y el selector de frecuencia en 256 Hz.

Finalmente, se observa la figura 102, que muestra la señal con una amplitud 6 veces mayor y una frecuencia de adquisición en 256 Hz:

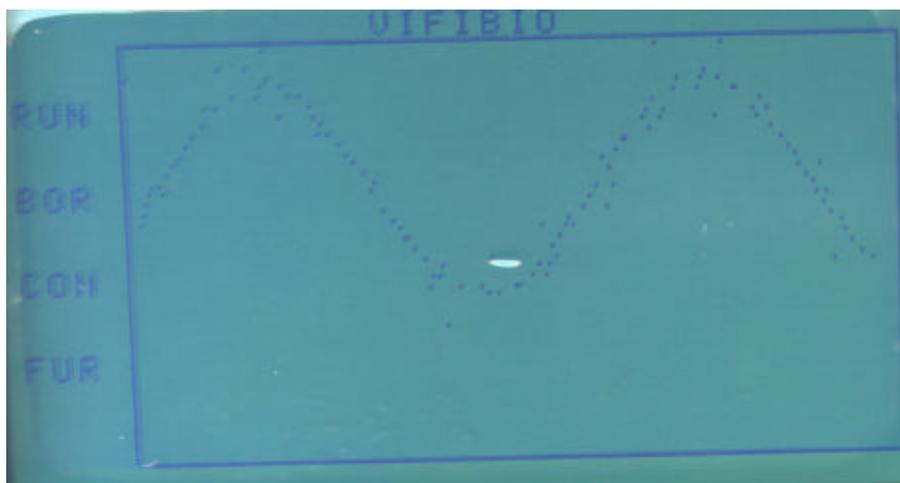


Figura 102. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 6 y el selector de frecuencia en 256 Hz.

Las distorsiones que se observan en la gráfica son producto del mecanismo de amplificación que se implementó. Éste mecanismo consiste en la multiplicación del valor adquirido en el convertidor análogo a digital por un número entero. Esta multiplicación arroja un valor en 16 bits que, luego es necesario escalar a un valor de 8 bits. Este proceso desecha cifras decimales y es la causa de cierto nivel de desorden en los puntos que conforman la gráfica.

9.4. Resultados obtenidos en pruebas de ECG en personas

En este apartado se muestran las diferentes adquisiciones realizadas en una persona sana. De las doce derivaciones posibles se escogieron las que tenían una señal mejor definida.

- DII: La figura 103 muestra la derivación DII.

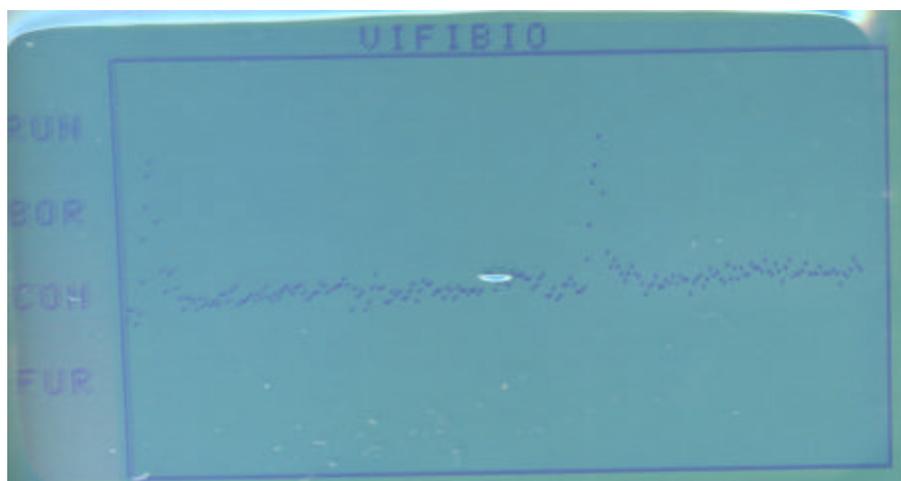


Figura 103. DII en una persona sana.

- aVF: La figura 104 muestra la derivación aVF en una persona sana.

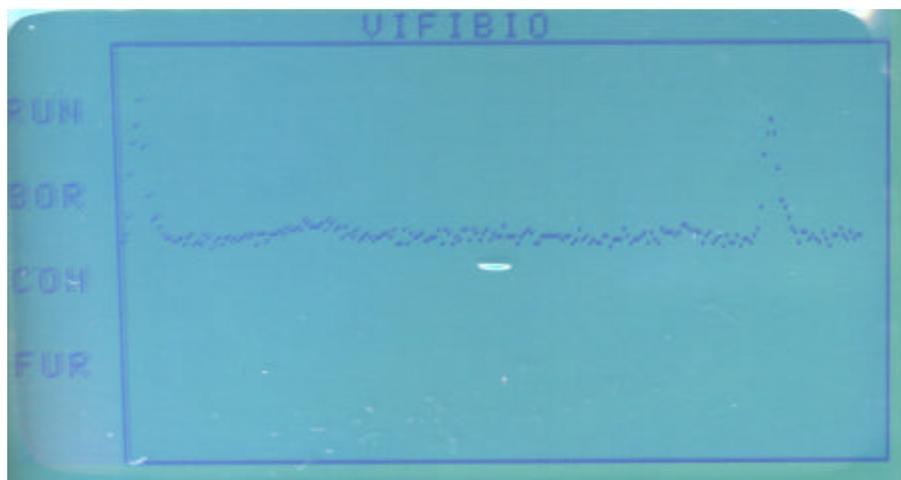


Figura 104. Derivación aVF en una persona sana

- V1: la figura 105 muestra la derivación V1

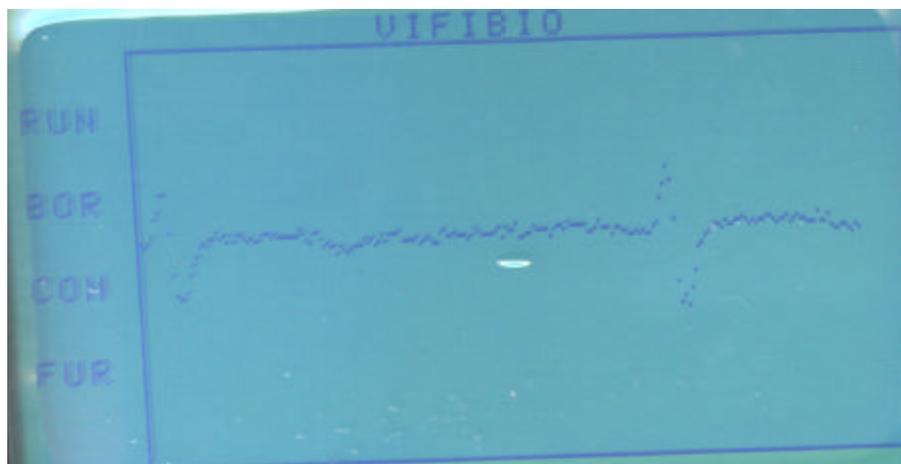


Figura 105. Derivación V1 en una persona sana.

- V2: La figura 106 ilustra la derivación V 2 en una persona sana



Figura 106. Derivación V2 en una persona sana

- V3: La figura 107 muestra la derivación V3:

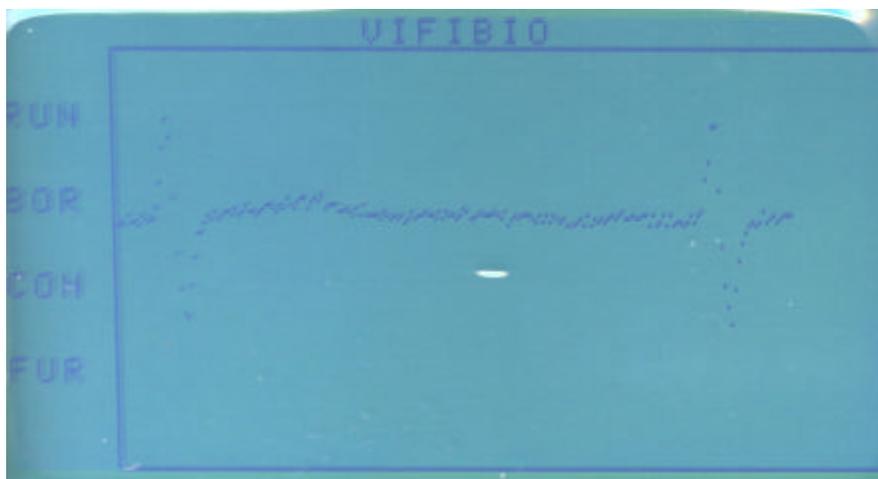


Figura 107. Derivación V3 en una persona sana

- V4: La figura 108 ilustra la derivación V4 en una persona sana:

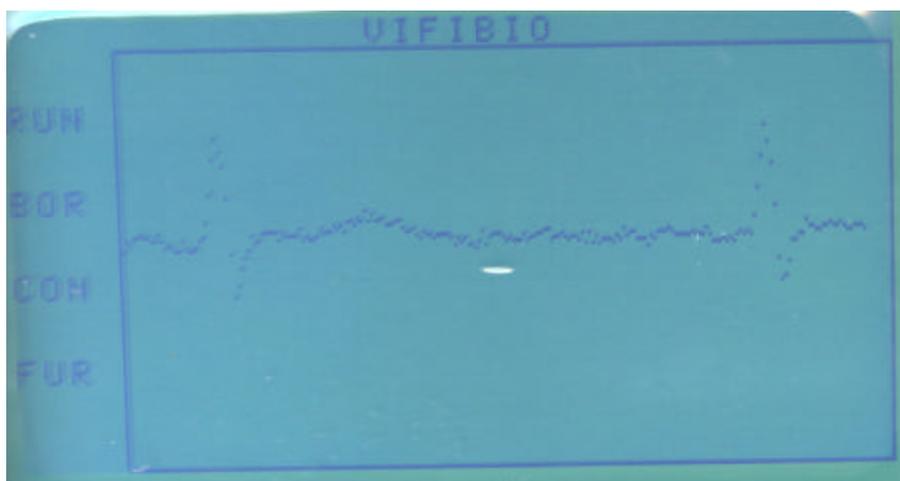


Figura 108. Derivación V4 en una persona sana

- V5: la figura 109 muestra la derivación V5 en una persona sana:

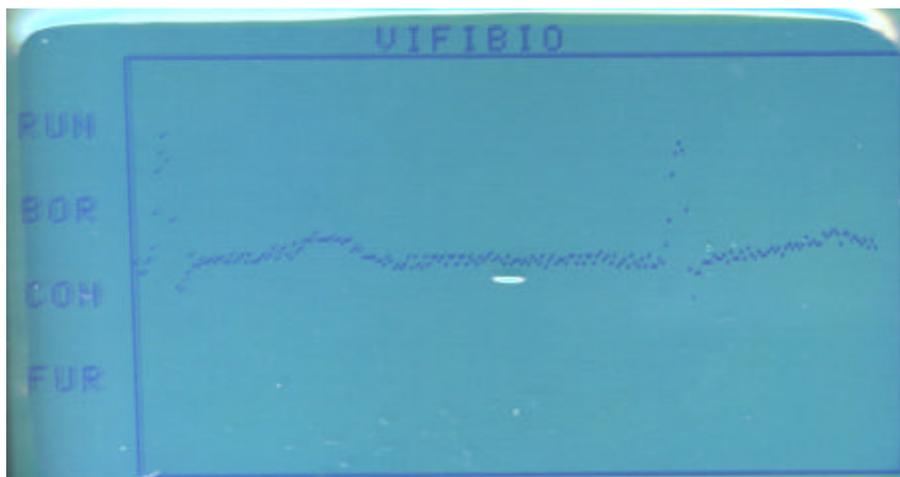


Figura 109. Derivación V5 en una persona sana

- V6: La figura 110 muestra la derivación V6 en una persona sana

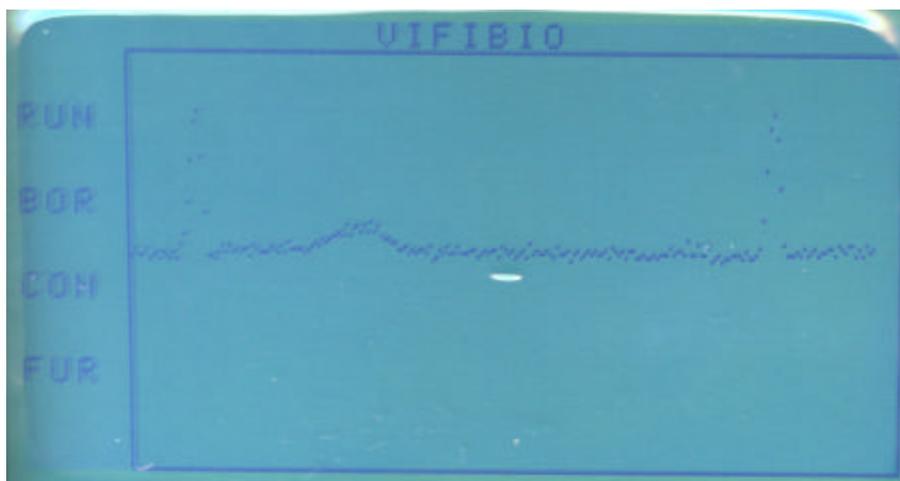


Figura 110. Derivación V6 en una persona sana

Según las ilustraciones anteriores se puede observar que la señal que se obtiene del fisiógrafo tiene un nivel alto de ruido, lo cual ocasiona que la línea se vea muy gruesa y se pierda definición. También se puede apreciar que ante variaciones rápidas de voltaje, manteniendo una tasa de muestreo constante, surge un espaciamiento de los pixeles en amplitud, mas no en el tiempo. Se requiere de una mayor tasa de muestreo para poder obtener una señal más clara. Hacer esto ocasiona que sólo se vea una fracción de la señal porque se van a adquirir muchos más puntos por periodo de la señal ECG y la pantalla se llena rápidamente. Para un médico es necesario ver varios complejos de la señal ECG.

9.5. Análisis comparativo entre las señales obtenidas por VIFIBIO y la señal teórica:

Como se mostró a lo largo del presente capítulo, la señal ECG capturada por VIFIBIO es muy parecida a la señal teórica que se visualiza en un osciloscopio conectado al fisiógrafo. Es importante tener un criterio más sólido para constatar que efectivamente las señales corresponden.

A través de Corel Photo – Paint (un software especializado en tratamiento de imágenes) se procesaron las fotografías de las diferentes señales capturadas con el objetivo de llevarlas a un mismo formato gráfico y a una misma escala. El proceso realizado fue el siguiente:

- Llevar cada fotografía a la escala apropiada según su escala de voltaje.
- Recortar la imagen de acuerdo al área de interés.
- Hacer la descomposición de la foto en RGB (Rojo – Verde – Azul) y escoger la gama que diferencie mejor la señal del fondo de la fotografía.
- Convertir la imagen anterior en una imagen de 1 bit de resolución (blanco y negro).

El resultado de este proceso se muestra en la figura 111. La figura 111 (a) muestra la señal obtenida por VIFIBIO. La figura 111 (b) muestra la misma señal pero ya en blanco y negro: la llamaremos PV1.

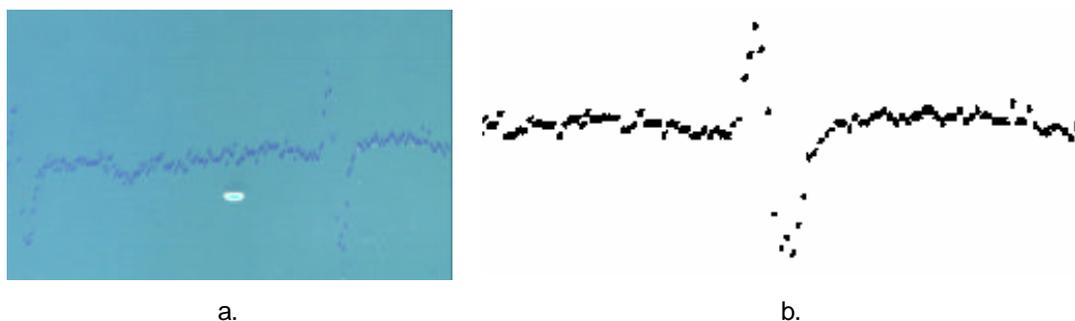


Figura 111. Procesamiento de la gráfica correspondiente a la derivación V1 adquirida por VIFIBIO, a través de Corel Photo-Paint.

La señal capturada a través de un osciloscopio digital correspondiente a la derivación V1 también fue procesada de la misma forma. En la figura 112 se muestra el resultado. La figura 112 (a) muestra la foto sin procesar, la figura 112 (b) muestra el resultado después de procesar. A esta última la llamaremos TV1.

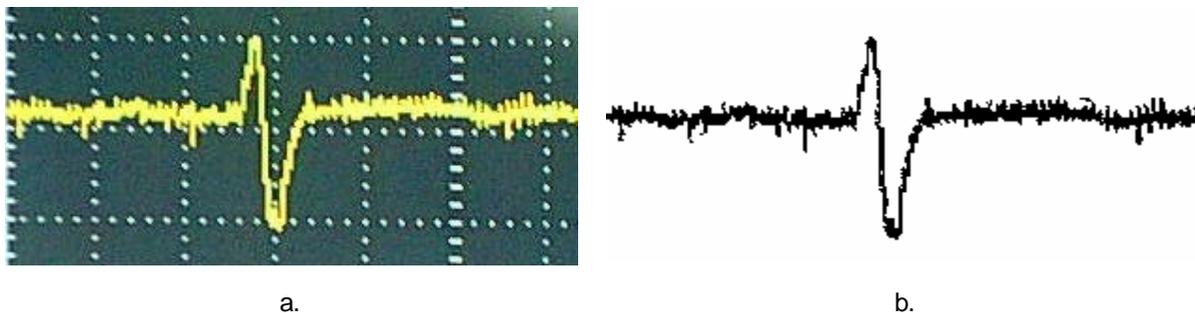


Figura 112. Procesamiento de la gráfica correspondiente a la derivación V1 graficada por un osciloscopio, a través de Corel Photo – Paint.

Las imágenes en blanco y negro obtenidas se exportan a MATLAB, con el objetivo de hacer operaciones y estudiar si efectivamente existe semejanza entre ellas. En MATLAB, la imagen se convierte a una matriz de unos y ceros. Para MATLAB, un píxel negro se representa por un '0' y un píxel blanco se representa por un '1'.

La operación lógica OR permite saber qué puntos entre las gráficas son comunes. La tabla de verdad de la función OR se muestra en la tabla 5:

V1	TV1	R
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

Tabla 5. Tabla de verdad de la función OR

La figura 113 ilustra el resultado de realizar la operación lógica OR entre las gráficas PV1 y TV1.



Figura 113. Resultado de efectuar la operación lógica (V1 OR TV1)

Ya con este resultado se obtiene una imagen con los puntos comunes entre las gráficas PV1 y TV1. A esta imagen se le pone el nombre de V1OR.

A continuación se realiza un análisis de correlación en dos dimensiones a través de MATLAB. El análisis de correlación es una herramienta estadística importante porque permite saber qué tan compenetrados están un conjunto de datos. La correlación 2D evalúa el grado de interconexión entre variables. La correlación se simboliza por la letra R, y el rango de R varía entre 0 y 1: cero da a entender que no hay interconexión entre las variables; una correlación $R=1$ da a entender que el comportamiento del conjunto de datos es idéntico. Para mayor información sobre la correlación y su forma de cálculo ver el libro titulado "Estadística", de M. Spiegel, referenciado en la Bibliografía.

Si se hace un análisis de correlación entre las imágenes V1 y TV1 dará resultado muy bajo. Esto se debe a que la imagen teórica TV1 tiene mayor información que la imagen V1 porque la señal teórica es más gruesa y tiene una tasa de muestreo muy alta.

Cuando el algoritmo compara V1 (que tiene pocos puntos) con la imagen teórica, arrojará un resultado muy bajo, lo que dará a entender que entre las imágenes no hay interconexión o no están relacionadas entre sí. En este punto recurrimos a la imagen V1OR, la cual tienen información de los puntos comunes a las imágenes V1 y TV1. Al hacer el análisis de correlación 2D entre V1OR y TV1 con un programa en MATLAB hecho para tal fin, encontramos que $R=0.4810$.

$R=0.4810$ es un resultado aceptable, pero es muy bajo considerando el uso que tiene VIFIBIO. El bajo resultado se debe a que en la zona correspondiente el complejo QRS hay muy pocos puntos adquiridos. En general para el resto de derivaciones son pocos los puntos adquiridos en esta zona de la señal ECG, y el resultado de la correlación es similar en estos casos también. La presencia de pocos puntos es evidente en esta zona al igual que en zonas de alta curvatura, es decir, donde exista una componente de frecuencia elevada.

De nuevo, es recomendable para futuras implementaciones contar con una pantalla de mayor resolución, porque esto permite tener una señal definida por una mayor cantidad de puntos y al haber mayor cantidad de puntos hay mayor información que es útil a la hora de hacer un análisis.