



GALIX

BIOMEDICAL INSTRUMENTATION, INC.

ANALIZADOR DE POTENCIALES TARDÍOS

LM®

Manual de Operación

*2555 Collins Ave. - Suite C-5
Miami Beach - FL - 33140 - U.S.A
Phone: (305)534-5905 - Fax: (305)534-8222*

INDICE

1. Introducción a los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV)

- 1.1. Muerte súbita cardíaca
- 1.2. Génesis de las taquiarritmias
- 1.3. Identificación de la presencia de sustrato arritmogénico por diagnóstico invasivo
- 1.4. Manifestación eléctrica en superficie de la presencia de sustrato arritmogénico: Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV)
- 1.5. Detección de los PTV
 - 1.5.1 Señal a procesar
 - 1.5.2 Adquisición y procesamiento de la señal de ECG
 - 1.5.3 Filtrado de la señal
 - 1.5.4 Análisis temporal
 - 1.5.5 Análisis frecuencial
- 1.6. Poder diagnóstico de los PTV

2. Introducción a las técnicas de filtrado estadístico

- 2.1. Objetivos generales
- 2.2. Filtrado por promediación estadística
- 2.3. Filtrado adaptativo
 - 2.3.1 Generalidades
 - 2.3.2 Filtro transversal adaptativo
- 2.4 Ventajas del filtrado adaptativo frente a la promediación directa

3. ABC de los Potenciales Tardíos Ventriculares

4. Descripción del Software LM® de Análisis de PTV

- 4.1 Características generales del sistema
- 4.2 Filtrado adaptativo
- 4.3 Análisis temporal
- 4.4 Análisis frecuencial

5. Instalación del Software LM®

6. Registro de ECG para la detección de PTV

- 6.1 Opciones del menú de apertura GBI
- 6.2 Colocación de los electrodos

6.3 Preparación del paciente

7. Procesamiento de ECG y Análisis de PTV

7.1 Interface Windows con el usuario

7.2 Diagrama operacional del sistema

7.3 Visualización de estudios múltiples

SECCIÓN 1:

Introducción a los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV)

1.1. Muerte súbita cardíaca

Según datos estimados por la American Heart Association, alrededor de 450000 personas sufren episodios de Muerte Súbita Cardíaca (MSC) en los Estados Unidos anualmente, de los cuales aproximadamente el 80% son fatales, siendo la segunda causal de muerte en ese país luego del cáncer. Muchos de aquéllos que sobreviven a estos episodios presentan reincidencia dentro de los dos primeros años subsiguientes.

La MSC (Sudden Heart Death, en inglés) tiene un impacto social enorme. A diferencia de las enfermedades terminales, en las que el grupo familiar puede disponer de un período de adaptación y acompañar el desenlace fatal, la MSC se presenta repentinamente, produciendo la muerte dentro de la primer hora de comienzo de los síntomas. Esto determina que usualmente el paciente no pueda tener acceso a la atención médica adecuada. **La identificación temprana de víctimas potenciales reviste, entonces, una gran importancia clínica y social, al permitir la aplicación de tratamientos adecuados que tiendan a evitarla.**

Numerosos estudios se han realizado con la intención de conocer algunos de los mecanismos que pueden desembocar en un episodio de MSC. Entre el 80% y el 90% de las MSC son causadas por taquiarritmias ventriculares, y el resto por infartos agudos de miocardio. A pesar de que la taquicardia ventricular no sostenida es frecuentemente benigna, en algunos individuos puede ser el anticipo de problemas más serios, como ser fibrilación ventricular (ver Figura 1.1).

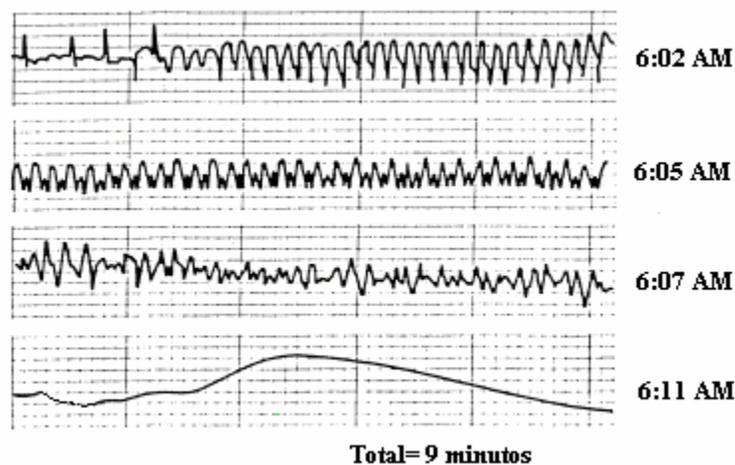


Figura 1.1: Secuencia de eventos en la MSC registrado durante un monitoreo HOLTER. El paciente desarrolla espontáneamente una Taquicardia Ventricular, que degenera en una Fibrilación Ventricular y culmina en paro cardíaco.

Estudios recientes demuestran que la generación de estos episodios están influenciados por dos tipos de factores: estructurales y funcionales. Este nuevo concepto función/estructura establece que se requieren anomalías estructurales preexistentes que proveen las condiciones para la generación de una arritmia súbita. Conjuntamente, deben existir cambios funcionales transitorios que se produzcan en un instante de tiempo determinado y actúen como disparadores.

Entre las anomalías estructurales más comunes, se incluyen:

- Efectos de patologías isquémicas cardíacas.
- Anomalías en la conducción del impulso eléctrico.
- Hipertrofias ventriculares.

Los factores funcionales más importantes que pueden modular a los anteriores son:

- Efectos de isquemia/reperfusión.
- Ajustes hemodinámicos y metabólicos.
- Fluctuaciones del sistema nervioso autónomo.

Uno o más de estos factores funcionales pueden desencadenar episodios de MSC actuando sobre un anormal pero estable, hasta ese momento, corazón.

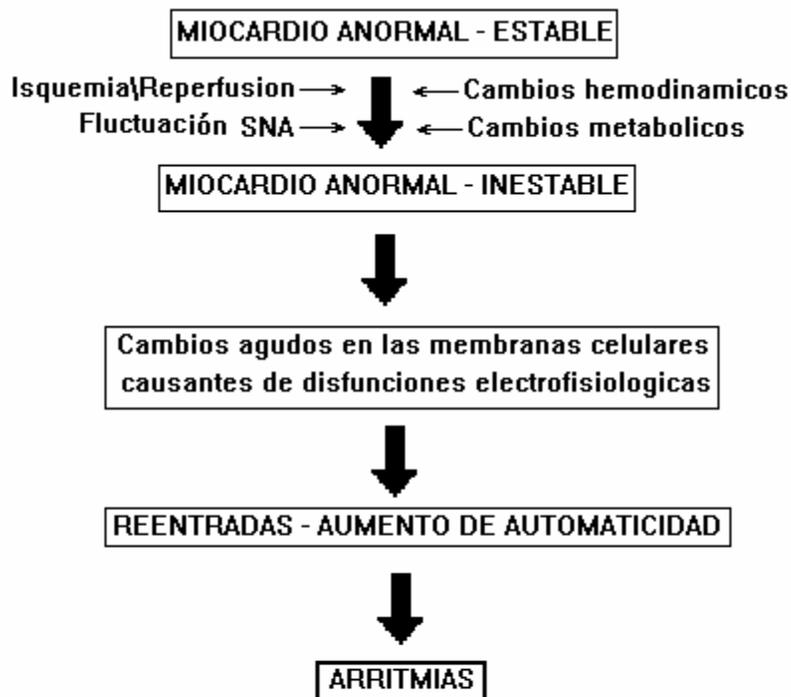


Figura 1.2: Esquema de la influencia de factores estructurales y funcionales en la producción de episodios de MSC por arritmias.

1.2. Génesis de las taquiarritmias

Existen varios mecanismos de generación de taquiarritmias. El más común y causante de la mayoría de las taquicardias malignas es el de reentrada eléctrica.

En condiciones apropiadas un impulso cardíaco puede reexcitar alguna región por la cual ya ha pasado previamente. Este fenómeno se denomina reingreso o reentrada. En la Figura 1.3. se observa un haz de fibras cardíacas (S) dividido en una rama derecha (D) y otra izquierda (I), conectadas por una tercera fibra C.

Normalmente, el impulso que viene por el haz S se conduce por las ramas D e I (Figura 1.3 A). Cuando el impulso proveniente de ambas ramas llega a la rama C, se extingue en el punto de coalición.

Dicho punto no permite que el impulso proveniente de la rama derecha prosiga por la rama C. Esa zona de tejido se encuentra refractario por haber sido previamente despolarizado por el impulso que viajaba en sentido contrario. Por la misma razón, el impulso proveniente de la izquierda no puede pasar por la rama C.

Si existe un bloqueo en ambas ramas en dirección anterógrada el impulso no podrá atravesar las mismas (Figura 1.3 B). Además, si hay bloqueos bidireccionales en cualquier punto del circuito, no habrá reingreso (Figura 1.3 C).

Una de las condiciones necesarias para que exista reingreso es que, en algún punto del circuito, el impulso pueda pasar en una dirección pero no en la otra. Este fenómeno se conoce con el nombre de bloqueo unidireccional (BU).

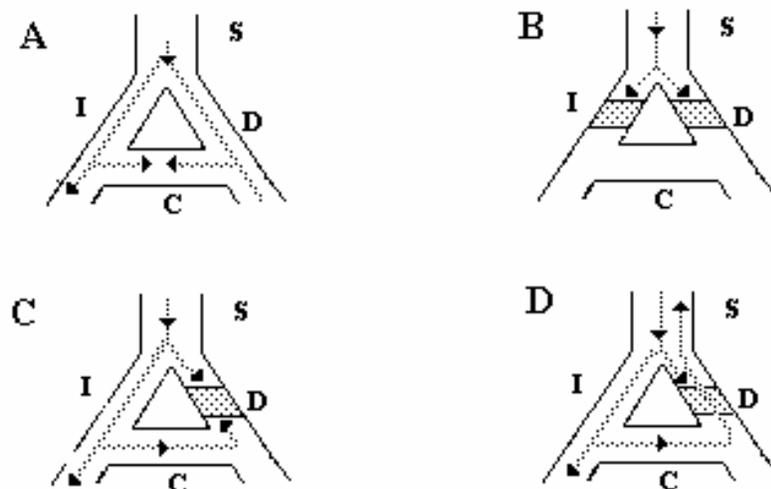


Figura 1.3: Modelo esquemático de reentrada.

En la Figura 1.3 D, el impulso en la rama D puede viajar en dirección retrógrada pero no anterógrada. El impulso que viaja por la rama I atraviesa la rama C y llega a la zona de BU y la traspasa, dirigiéndose luego hacia S. Queda determinado así un circuito reentrante.

El BU se observa frecuentemente, en los potenciales de acción de respuestas lentas. Estudios realizados en pacientes que sufrieron infartos de miocardio revelaron que la capa de células de tejido epicárdico que se encuentran por encima del tejido necrosado provee un sustrato para el mecanismo de BU.

La condición de BU es necesaria pero no suficiente para la ocurrencia de una reentrada. Asimismo el período refractario efectivo de la región con bloqueo debe ser mas corto que el tiempo de propagación alrededor del circuito. Por lo tanto, las condiciones tisulares que promueven el reingreso son aquellas que **enlentecen la velocidad de conducción** o **acortan el periodo refractario**. Esto se da frecuentemente en las miocardiopatías isquémicas.

La presencia de un circuito reentrante en el tejido miocárdico ventricular puede dar lugar a una taquicardia reentrante. **Se dice entonces que existe un sustrato arritmogénico.**

1.3. Identificación de la presencia de sustrato arritmogénico por diagnóstico invasivo

Los estudios electrofisiológicos han servido tanto para evaluar la presencia de sustrato arritmogénico como guía terapéutica en individuos que experimentaron taquiarritmias ventriculares sostenidas o MSC.

Los estudios electrofisiológicos se basan en producir una estimulación intracardiaca programable mediante estimuladores eléctricos especiales y observar los efectos que se producen. Es una técnica invasiva que permite evaluar la inducibilidad de taquiarritmias, medir el tiempo de recuperación del nódulo sinusal, medir el período refractario del mismo. Para poder ser aplicada, esta técnica requiere medidas de esterilidad, equipo de fluoroscopia, desfibrilador, personal entrenado, y otros elementos.

Varios estudios han demostrado que **los sujetos que no tienen taquiarritmias ventriculares inducibles durante una estimulación ventricular programada en un estudio electrofisiológico, experimentan una baja incidencia de taquiarritmias ventriculares sostenidas o MSC.** Por el contrario, **los sujetos que experimentan ectopías ventriculares complejas o taquiarritmias ventriculares durante el estudio electrofisiológico desarrollarán taquiarritmias ventriculares malignas en el futuro.** Si bien esto se aplica a pacientes con cualquier tipo de enfermedad cardíaca, los resultados son más significativos en el caso de pacientes con infarto miocárdico lejano.

En el pasado, cuando los estudios electrofisiológicos no estaban difundidos, los médicos dirigían sus esfuerzos hacia la terapia antiarrítmica por medio de drogas con monitoreo electrocardiográfico regular, tanto en reposo como de esfuerzo. No obstante esos procedimientos, empíricos en muchos casos, no han probado ser totalmente beneficiosos. Por ejemplo, algunos pacientes tratados desarrollaron taquicardias ventriculares malignas aún a pesar de haberse suprimido la actividad ectópica ventricular compleja que motivó el tratamiento.

Por otro lado, muchos pacientes recibieron tratamientos antiarrítmicos cuando en realidad no lo hubieran necesitado de conocer la inexistencia de un sustrato arritmogénico.

Las bondades de los estudios electrofisiológicos radican en su especificidad y sensibilidad. Esto le permite a los especialistas iniciar o no una terapia con drogas antiarrítmicas, realizar estudios complementarios (medición de fracción de eyección, etc.), decidir el implante de un dispositivo cardioversor/antitaquicardia, o aplicar otras medidas de diagnóstico o terapéuticas.

No obstante su utilidad, los estudios electrofisiológicos cardíacos son muy costosos, requieren de áreas especiales para su realización y nadie se haría un estudio invasivo sin la conocimiento previo de padecer ectopías ventriculares complejas. Muchos de los sujetos que experimentaron muerte súbita nunca experimentaron taquiarritmias ventriculares.

El problema que encara el sistema de salud actualmente es la identificación de sujetos con riesgo de muerte súbita a un costo razonable. Este método de diagnóstico debería ser muy sensible aunque no necesariamente muy específico, y ser naturalmente no invasivo, para que pueda ser accesible a todo centro médico.

1.4. Manifestación eléctrica en superficie de la presencia de sustrato arritmogénico: Potenciales Tardíos Ventriculares

En 1973 Bineau y Cox realizaron los primeros trabajos que abrirían una nueva perspectiva en el diagnóstico de las patologías cardíacas. Estos consistieron en la provocación de un infarto de miocardio a perros por oclusión de una arteria coronaria, para luego proceder a registrar la actividad eléctrica de los tejidos infartados mediante electrodos colocados sobre el endocardio o epicardio (electrogramas endocárdicos y epicárdicos respectivamente).

En estos registros se observó que la amplitud de los potenciales registrados decrece y se alargan más en el tiempo que los obtenidos de los tejidos normales. A esta morfología típica de los electrogramas se le dio el nombre de **Potenciales Fraccionados (PF)**, y son causados por la desorganización que experimenta el frente de onda de la onda de despolarización al atravesar la porción de tejido alterada.

El sustrato electrofisiológico para la aparición de los **PF** se encuentra en los trastornos de las velocidades de conducción de las fibras que componen dicha zona de tejido. Es así que algunas de estas fibras no conducen, otras lo hacen más lentamente, y finalmente están aquellas que conducen en forma normal.

En la Figura 1.4 se observan electrogramas epicárdicos registrados en un perro al que se le ha provocado un infarto de miocardio. En el electrograma correspondiente a la zona infartada (IZ) se ven **PF**, inexistentes en la zona no infartada (NZ).

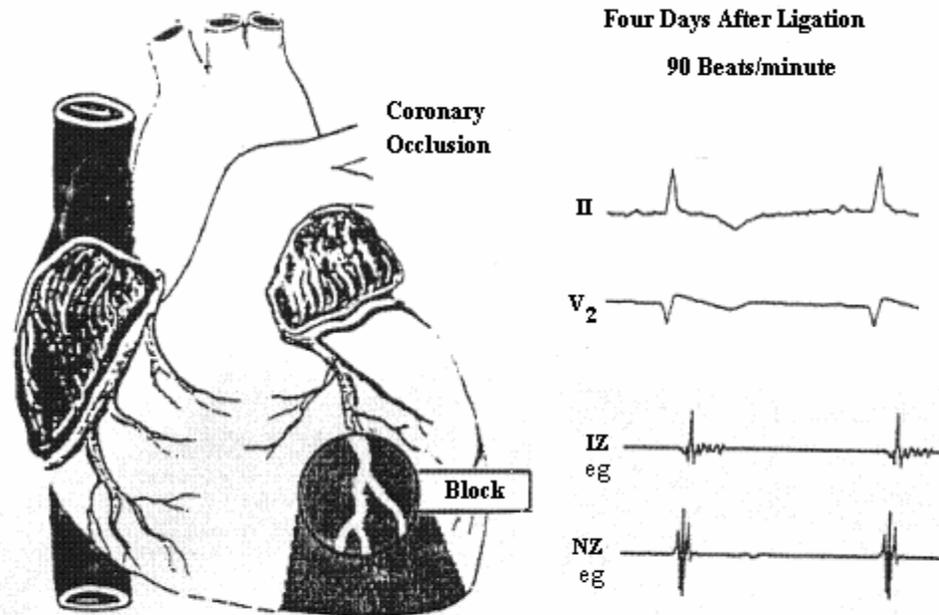


Figura 1.4: Electrogramas epicárdicos(eg) correspondientes a una zona infartada(IZ) y normal(NZ) correspondiente a un perro, a los 4 días de producirse el ligado de una arteria coronaria

En tejidos isquémicos también fue observada la presencia de **PF**, acompañada por una modificación del tipo de respuesta de las fibras. Esta modificación secundaria a la isquemia, convierten en lentas las respuestas típicamente rápidas de los ventrículos, resultando una velocidad de conducción menor.

En la Figura 1.5 se representan, en forma esquemática, los electrogramas epicárdicos correspondientes a tres latidos consecutivos. La vía de conducción para el primer latido es una vía normal, y por lo tanto no se observan **PF** en su electrograma (**A**). Para el segundo latido (**B**), se evidencia fragmentación del frente de onda en su electrograma, mientras que para el tercer latido (**C**) la conducción se bloquea debido a que la fibras, estimuladas por el latido anterior, permanecen en periodo refractario.

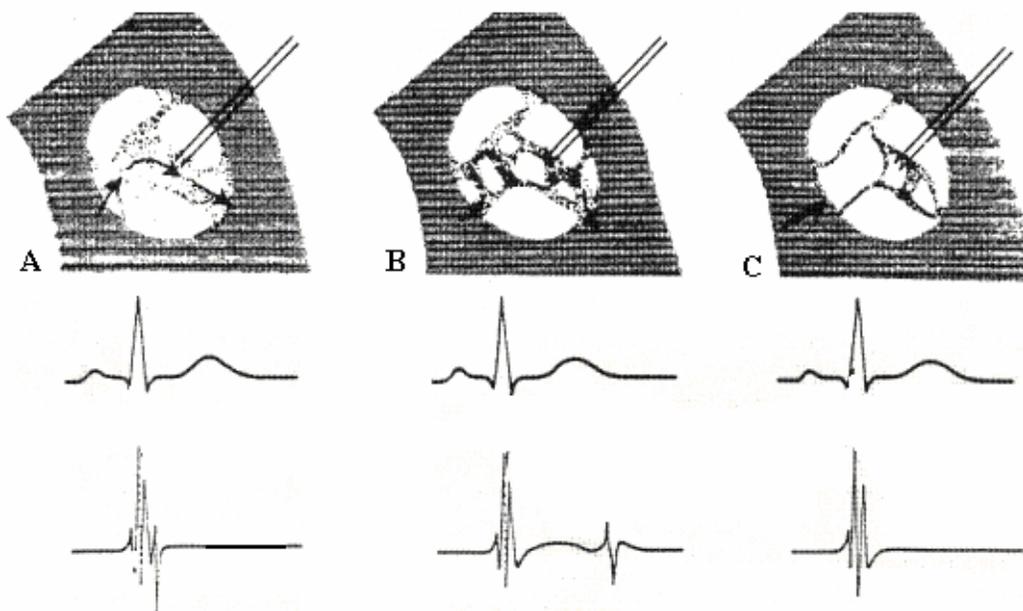


Figura 1.5: Representación esquemática de la conducción de tres latidos consecutivos. El trazo superior corresponde a una derivación típica de ECG, mientras que el de abajo corresponde a un electrograma epicárdico.

Se demostró que la presencia de **PF** está relacionada con la existencia de un sustrato anatomofisiológico del mecanismo de reingreso o reentrada. Estudios realizados sobre pacientes con Taquicardias Ventriculares demostraron que éstos poseen zonas en que la conducción del impulso eléctrico se encuentra alterada y los electrogramas correspondientes poseen **PF**.

Con el advenimiento de la Electrocardiografía de Alta Resolución (HRECG: High Resolution ECG, en inglés) fue posible registrar eventos que anteriormente pasaban desapercibidos en la electrocardiografía convencional.

Usando esta técnica, Uther et al.(1978) realizó registros electrocardiográficos con electrodos colocados en la superficie corporal de pacientes con antecedentes de Infarto Agudo de Miocardio. Estos registros revelaron que en algunos de estos pacientes aparecían unos potenciales de muy pequeña amplitud (menor que 10 μ Volts) ubicados al final del complejo QRS, y que se extendían en el intervalo S-T. Dichos potenciales recibieron el nombre de **Potenciales Tardíos Ventriculares (PTv)**

Los primeros pasos que denotaban la significación de los **PTv** fueron hechos por Rozanski et. al, quien encontró que la presencia de **PTv** estaba relacionada con pacientes que poseían taquicardias ventriculares (TV) recurrentes. Estos resultados fueron confirmados y ampliados por Simson. En tales estudios se comprobó que el 90% de los pacientes con taquicardias ventriculares posteriores a un infarto agudo de miocardio (IAM) poseían **PTv**.

Simson realizó estudios para determinar la existencia de una relación entre los **PF** y los **PTv**, basado en el hecho de que:

- Existen **PF** en los electrogramas epicárdicos de pacientes con TV.
- La mayoría de los pacientes con TV (posteriores a un IAM) poseen **PTv**

Las implicancias de los resultados obtenidos son muy importantes y pueden resumirse en los siguientes puntos:

- *Los pequeños potenciales que aparecen al finalizar el complejo QRS representan la activación enlentecida y fragmentada de pequeñas zonas del ventrículo, y son indicadores de un posible sustrato arritmogénico.*
- *Todo proceso patológico que afecte la velocidad de conducción de cierta región del tejido ventricular puede ser estudiada desde la perspectiva de los PTV. Se debe excluir de este tipo de análisis a aquellos pacientes que posean una alteración masiva de la velocidad de conducción de todo el ventrículo. Tal es el caso de los pacientes bajo el tratamiento con drogas antiarrítmicas como la amiodarona.*
- *La presencia de los PTV en registros superficiales, está supeditada a la extensión de tejido comprometida. Si esta es muy pequeña puede suceder que los PTV no sean detectados.*
- *La variabilidad morfológica observada en los PF se traslada a los PTV. Esto debe ser tenido en cuenta en los algoritmos utilizados en el procesamiento necesario para detectar a estos últimos.*

1.5. Detección de los PTV

1.5.1. SEÑAL A PROCESAR

El ruido presente en la señales biológicas y en particular en los registros de ECG puede provenir de diferentes fuentes:

- Ruido electromiográfico o ruido muscular; originado por la contracción de los músculos cercanos al lugar de registro. Los músculos respiratorios suelen introducir este tipo de ruido.
- Ruido introducido por la interfase piel-electrodos.
- Ruido de alta frecuencia proveniente del ambiente.
- Ruido de línea (50/60 Hz).

La cancelación de estos tipos de ruido mediante las técnicas de filtrado convencional no siempre es posible. Esto se debe a que la composición espectral de los mismos esta solapada con el espectro de la señal a tratar, por lo cual, al eliminar las componentes frecuenciales del ruido también se elimina información de interés. Otra limitación surge del hecho de que muchas veces la naturaleza del ruido es desconocida y por lo tanto no se puede diseñar el filtro adecuado para eliminarlo.

Para la eliminación del ruido con miras a obtener un ECG “limpio” que permita identificar potenciales del orden de los microvolts, es necesario que el proceso de filtrado contemple que:

- Las componentes de frecuencia de interés, pertenecientes a la señal, no deben ser eliminadas.
- El conocimiento del ruido a eliminar es escaso o nulo.

La solución se encuentra en la teoría de procesos estocásticos o aleatorios. La hipótesis que debe cumplirse para este tipo de procesamiento es que las tensiones correspondientes a la señal biológica y al ruido son generadas por fuentes independientes entre sí, es decir, fuentes no-correlacionadas. Esta situación se presenta en forma marcada en los registros de ECG.

1.5.2. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ECG

En la Figura 1.6 se observa un esquema básico que ilustra como se realiza tal detección.

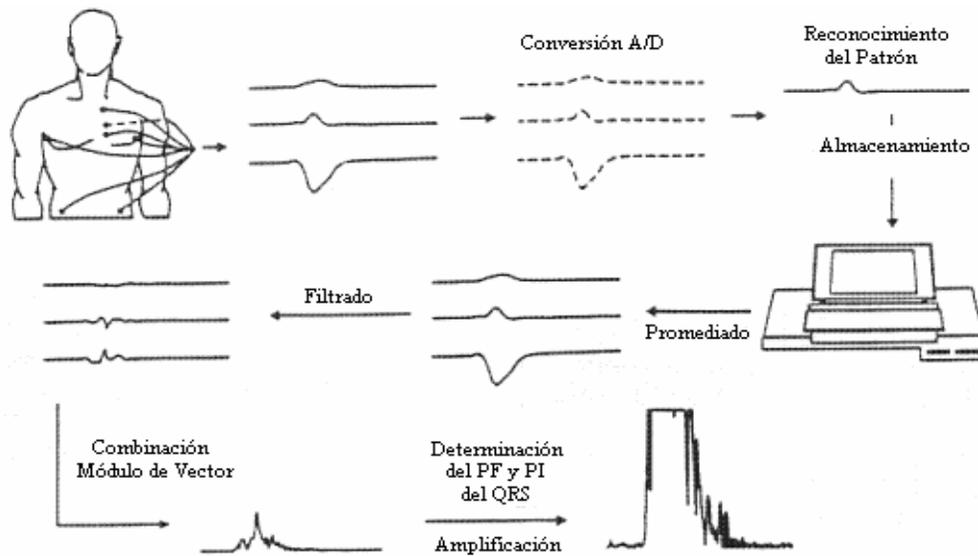


Figura 1.6: Representación de los pasos a seguir para la detección de los PTV

La visualización directa de los **PTV**, mediante un electrocardiógrafo convencional, es imposible debido a que los **PTV** son hasta 20 veces más pequeños que las tensiones de ruido presentes en la señal. Para ello se debe recurrir a un proceso que involucra las diferentes etapas mostradas en la Figura 1.6.

La señal se toma, en los estudios clásicos, con electrodos colocados en las derivaciones ortogonales XYZ, también llamadas derivaciones de Frank. La posición de los electrodos para este esquema se muestra en la Figura 1.7. Con esta configuración de electrodos se obtiene la proyección del vector cardíaco en tres planos mutuamente perpendiculares.

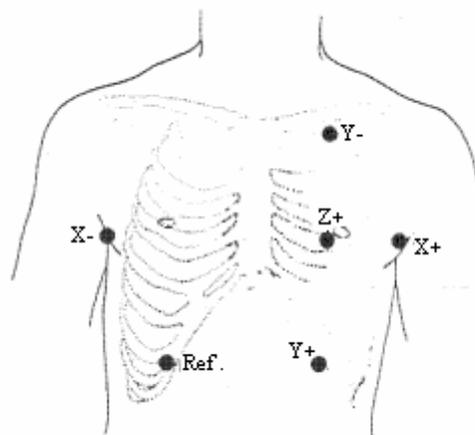


Figura 1.7: Posición de los electrodos XYZ. Los registros obtenidos con esta configuración son bipolares. El electrodo Z- se coloca sobre la espalda, en la misma línea que el Z+.

La etapa de amplificación debe ser de bajo ruido y con una ganancia que alcance valores del orden de 10000. La señal es luego digitalizada con un conversor A/D a una frecuencia de muestreo de 1000Hz por canal y una resolución en la conversión de 16 bits.

1.5.3. FILTRADO DE LA SEÑAL

El primer proceso que debe realizarse a la señal, una vez adquirida, es la reducción de los niveles de ruido. Debido a las características especiales que posee el ruido, explicadas anteriormente, esto se realiza mediante un proceso especial denominado **filtrado estadístico**.

La **promediación** es la técnica de filtrado estadístico más difundida, y se emplea actualmente en la detección incruenta de la señal del haz de his, potenciales evocados auditivos y potenciales tardíos ventriculares.

Esta técnica consiste en sumar coherentemente un número determinado de latidos. Esto se consigue mediante algún algoritmo que realice la alineación previa de los mismos. Por cada latido existirán M muestras resultantes de multiplicar la frecuencia de muestreo por la duración del latido y tomando N latidos alineados se tendrá M conjuntos de muestras correlacionadas entre sí. Cada uno de estos M conjuntos corresponderá a un momento particular del latido.

Para poder utilizar esta técnica, la señal debe poseer dos características básicas:

- La componente determinística de la señal debe ser invariante en el tiempo.
- El ruido a filtrar debe ser de naturaleza aleatoria (no debe estar correlacionada con la señal). Además, debe tener una distribución probabilística de tipo gaussiano con valor medio igual a cero.

La primera premisa no se cumple estrictamente para los **PTV**, no obstante, esta técnica constituye un herramienta valiosa para el mejoramiento de la, así llamada, relación Señal-Ruido (**SNR: Signal to Noise Ratio**, en inglés).

$$SNR = \frac{S_v^2}{N_v^2}$$

donde:

Sv: Valor eficaz de la tensión de la señal.

Nv: Valor eficaz de la tensión de ruido.

La SNR puede ser expresada en decibeles como:

$$SNR (dB) = 20 * \log\left(\frac{S_v}{N_v}\right)$$

Los niveles de ruido aceptables de entrada, según el criterio de varios autores, son mostrados en la **tabla I**, conjuntamente con el número de latidos promediados.

Tabla I: Niveles de ruido en la entrada según el criterio de diversos autores.

Autor	Número de latidos promediados	Ruido en la entrada [μVolts]
Simson et al.	170	15.6
Denes et al.	150	12.2
Berberi et al.	200	14,1
Bigger et al.	450	6.36

Existen dos maneras de realizar la promediación:

a) Promediación directa.

La mejora de la SNR por este método depende del número N de latidos promediados. Lo cual puede expresarse con la fórmula:

$$\Delta SNR = \sqrt{N}$$

Este tipo de técnica es especialmente útil cuando la señal a promediar varía lentamente en el tiempo. Esta particularidad la hace conveniente para la detección de **PTV**.

b) Promediación pesada

Esta técnica multiplica por un coeficiente variable o función peso a cada conjunto de muestras perteneciente a un latido. Este tipo de asignación se realiza por un algoritmo que combina el promedio acumulado con el nuevo conjunto entrante de acuerdo a la siguiente formula recursiva:

$$Pr om_n = \frac{C_n}{P} + \frac{P-1}{P} Pr om_{n-1}$$

donde:

C_n : Conjunto de muestras perteneciente a un latido

P : Factor de peso variable

Esta técnica requiere más ciclos procesados que la de promediación directa para obtener la misma mejora de la SNR, aunque bajos valores de P dan una respuesta que se adapta rápidamente a los cambios de la señal.

1.5.4. ANÁLISIS TEMPORAL

Para la detección temporal de los **PTV** se deben filtrar con un filtro pasa-alto cada una de las derivaciones ya promediadas. Esto se hace con el fin de eliminar las componentes de baja frecuencia (variación lenta) características del intervalo S-T que pueden enmascarar la presencia de los **PTV**.

La frecuencia de corte usada para dicho filtro varía según el criterio de los diferentes autores, aunque las más comúnmente usadas son de 25, 40 y 80Hz. En la Figura 1.8 se observan las tres derivaciones ortogonales promediadas antes y después del filtrado.

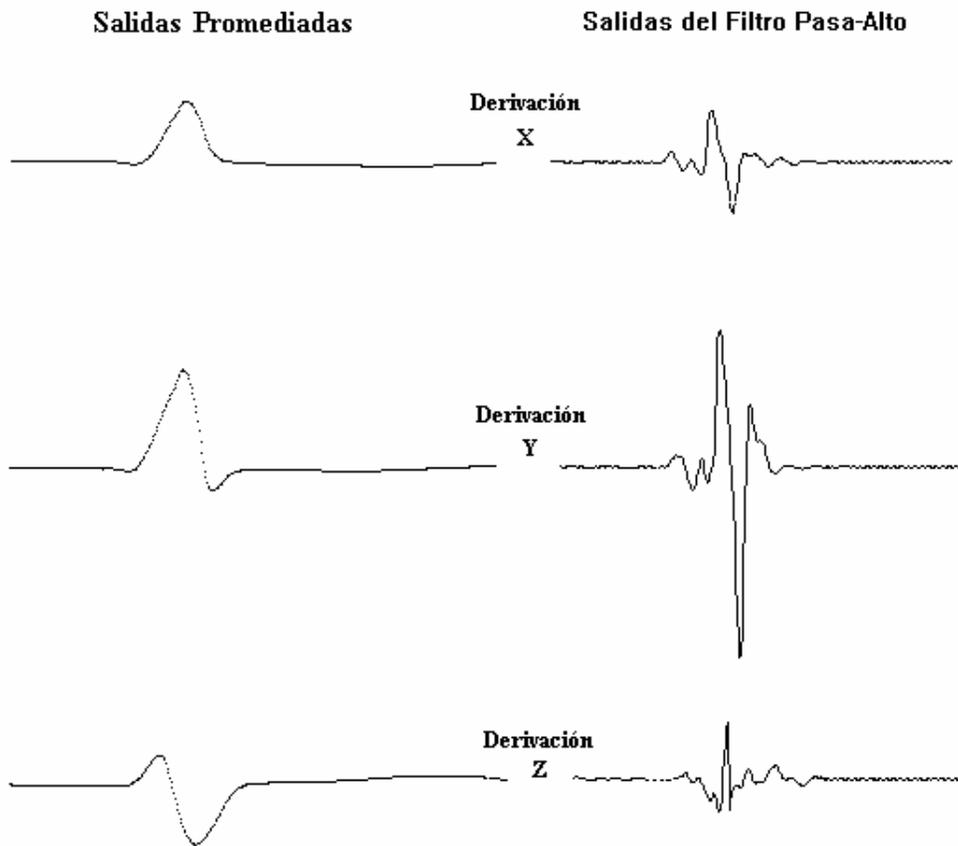


Figura 1.8: Derivaciones XYZ promediadas luego de ser filtradas. El filtro utilizado es un pasa-alto cuya frecuencia de corte de 40Hz.

En el esquema de detección desarrollado por Simson, una vez obtenidas las derivaciones X, Y y Z filtradas, se procede a combinar la mismas de la siguiente forma:

$$VM = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

Fórmula que representa una transformación alineal tendiente a obtener el módulo del vector cardíaco por combinación de cada una de sus proyecciones sobre ejes ortogonales. La ventaja de este paso es reunir las tres señales de cada una de las derivaciones en una sola señal, y sobre ésta realizar el análisis. En la Figura 1.9 se muestra el Vector Magnitud (VM) resultante.

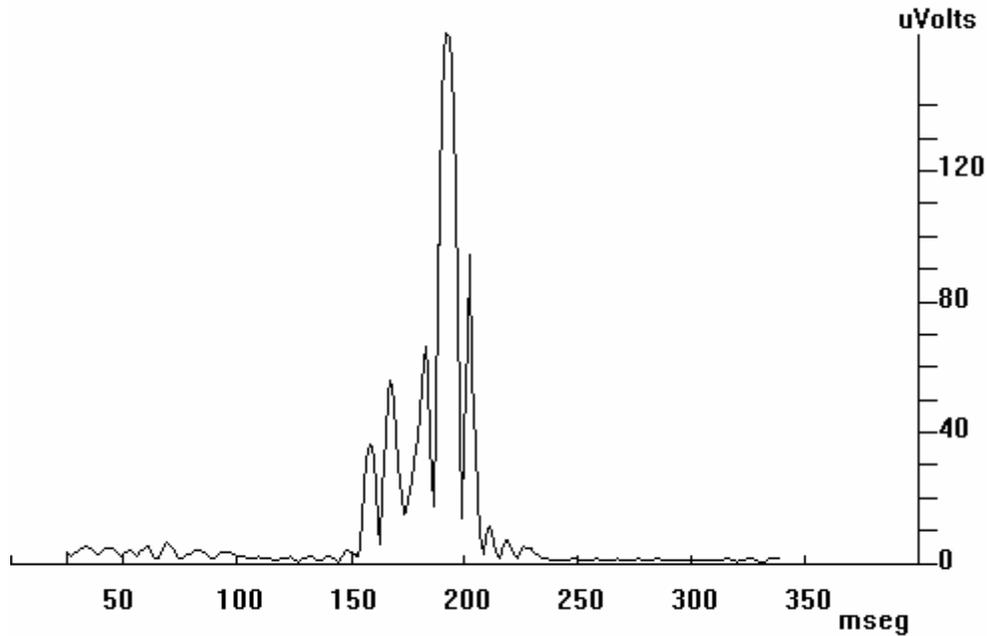


Figura 1.9: Vector Magnitud(VM).

Algunos autores han señalado que tal combinación de señales es un proceso que puede degradar la calidad de la resultante, por lo cual han propuesto mecanismos de detección de **PTV** sobre otras derivaciones, e incluso tomando el ECG de 12 derivaciones tradicional.

Para la identificación de los **PTV** se realizan distintas mediciones sobre el VM. En el esquema de Simson se recurre a la definición de tres variables:

- **QRSd**: Duración del complejo QRS en el VM. Trata de determinar el comienzo y fin del complejo QRS(sin **PTV**) o del QRS + **PTV**(con **PTV**). Por lo tanto QRSd será mayor en presencia de los **PTV**, que tienden a alargar la duración normal del complejo QRS. El comienzo y el fin del complejo QRS son indicados con líneas de punto verticales en la Figura 1.9.
- **RMS40**: Raíz cuadrática media (**RMS**: **Root Mean Square**, en inglés) de los últimos 40 mseg. del complejo QRS. Los **PTV** poseen muy baja amplitud, por lo cual, si están presentes, el valor del RMS40 será mucho más bajo que si no lo están.
- **LAS40**: (**LAS**: **Low Amplitude Signal**, en inglés) Representa cuánto tarda (en mseg) la señal del VM, comenzando a medir desde el punto final de complejo QRS hacia el comienzo del mismo, en alcanzar 40 μ Volts de amplitud. En presencia de los **PTV** dicho valor es mayor que cuando no existen, debido a que la última porción de señal (correspondiente a los **PTV**) es de muy baja amplitud, y por lo tanto demora más tiempo en alcanzar los 40 μ Volts.

La determinación de tales variables se realiza en forma automática por medio de algoritmos que operan sobre el VM. Los límites de tales variables que determinan la presencia de **PTV** varían según el autor que se considere. En la **tabla II** se resumen los diferentes criterios, los cuales son dependientes de la frecuencia de corte seleccionada para el filtro pasa-alto.

Tabla II: Criterios que definen la presencia de **PTV** según diferentes autores.

Autor	Frecuencia de corte del filtro pasa alto [Hz]	Definición de PTV
Simson et al.	25	QRSd >120 mseg RMS40 <25 μ Volts
Denes et al.	40	QRSd >120 mseg RMS40 < 20 μ Volts
Kuchar et al.	40	QRSd >120 mseg RMS40 < 25 μ Volts
Buxton et al.	25	QRSd >110 mseg RMS40 < 25 μ Volts

En pacientes sin bloqueos de ninguna de las ramas del haz de His, el valor del QRSd es el parámetro de mayor valor diagnóstico.

1.5.5. ANÁLISIS FRECUENCIAL

Este enfoque en el estudio de los Potenciales Tardíos Ventriculares ha sido implementado por diferentes autores y surge del siguiente concepto:

La velocidad del frente de onda de despolarización, al atravesar un ventrículo con zonas anormales, experimentará alteraciones, las que se manifestarán como turbulencias en el espectro de dicha onda.

En un estudio clásico de **PTV**, con análisis temporal, es preciso excluir, al menos, dos tipos de pacientes:

- Pacientes cuya medicación incluya agentes antiarrítmicos. Esto se debe al posible enmascaramiento de los **PTV** causado por el efecto que la droga tiene sobre la velocidad de conducción de todo el tejido miocárdico.
- Pacientes que posean un Bloqueo del Haz de His. Los mismos tendrán una conducción del impulso ventricular alterada y un complejo QRS de mayor duración. Esto también conduce a que la detección de los **PTV** pueda ser afectada.

No obstante, estos dos tipos de pacientes pueden ser diagnosticados por la técnica de **PTV** desde el punto de vista espectral. En este tipo de análisis se distingue claramente una despolarización retardada, más lenta pero fuertemente sincrónica (pacientes con bloqueos o bajo tratamiento antiarrítmico), de aquella que posee turbulencias espectrales asincrónicas (presencia de **PTV**).

Es por esta razón que un diagnóstico integral de **PTV** debe realizarse desde los dos enfoques: el de frecuencias y el temporal.

Para realizar el análisis espectral a partir de las derivaciones XYZ, que han sido previamente promediadas, se recorta el complejo QRS en segmentos solapados y consecutivos. A cada segmento se le estima su densidad de potencia espectral (**PSD: Power Spectral Density**, en inglés) mediante la Transformada Rápida de Fourier (**FFT: Fast Fourier Transform**, en inglés). Con esta información se construye un gráfico tridimensional en el que los ejes representan tiempo, frecuencia y PSD. En la Figura 1.10 se muestra este tipo de representación.

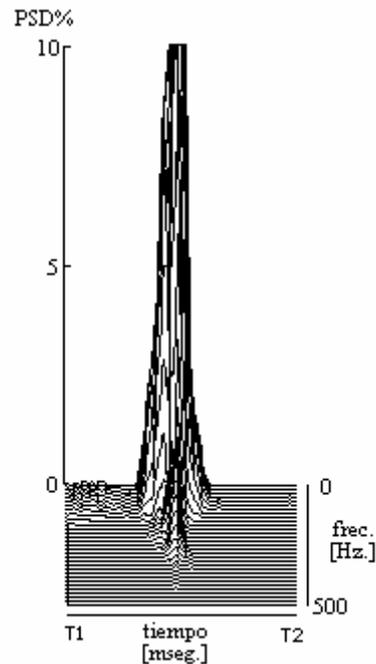


Figura 1.10: Representación tridimensional correspondiente al análisis frecuencial de PTV.

1.6. Poder diagnóstico de los PTV

Los **PTV** han probado ser un indicador de la presencia de sustrato anatómico soporte de taquicardias ventriculares reentrantes, la causa más común de muerte súbita cardíaca. El análisis de **PTV** mediante la técnica de HRECG permite el control de varios tipos de pacientes.

En el caso de **infarto agudo de miocardio**, permite identificar los pacientes con alto riesgo de sufrir una muerte súbita cardíaca. Por lo tanto, la permanencia en el centro médico puede acortarse para aquellos pacientes con riesgo bajo mientras que se pueden implementar procedimientos preventivos para aquellos pacientes de alto riesgo.

En el caso de **pacientes con síncope**, sólo se someterán a estudios de diagnóstico invasivos posteriores a aquellos pacientes que hayan tenido un resultado positivo del test de PTV. De este modo se evita someter a estos estudios costosos a pacientes con resultado negativo.

A pesar de que las **taquicardias ventriculares no sostenidas** son frecuentemente benignas, en muchos sujetos pueden ser la antesala de problemas más serios, incluyendo la muerte súbita cardíaca. El tratamiento completo de estos pacientes es usualmente caro y, de acuerdo con estadísticas recientes, puede representar algo de riesgo dada la potencia de las drogas antiarrítmicas. Por otro lado, los estudios electrofisiológicos para identificar a los pacientes que necesitan tratamiento son también muy caros. El análisis de **PTV** identifica a aquellos pacientes sobre los que hay que tomar medidas que impidan un desenlace fatal. En el caso de los sujetos con **taquicardias ventriculares sostenidas** pero con ausencia de potenciales tardíos generalmente no requieren ni estudio ni tratamiento posteriores.

El análisis de **PTV** puede ser otra alternativa para identificar **rechazo luego de un trasplante cardíaco**.

El análisis de los PTV provee información exclusiva no provista por ningún otro tipo de estudio no invasivo. Dado que posee gran sensibilidad, fundamentalmente cuando se realiza con otros estudios tales como la electrocardiografía ambulatoria, permite clasificar los pacientes de acuerdo al riesgo. Por lo tanto, se requieren menos estudios posteriores, se reduce el número de pacientes que deben recibir drogas antiarrítmicas y muchos de ellos podrán dejar el centro médico u hospital en forma anticipada. Esto conlleva un ahorro de dinero tanto para pacientes como para las instituciones médicas, que se abocarán a aquellos pacientes de alto riesgo. La simplicidad del estudio no invasivo de PTV permite su ejecución en cualquier ámbito.

SECCIÓN 2:

Introducción a las técnicas de filtrado estadístico

2.1. Objetivos generales

El primer proceso que debe realizarse a la señal, una vez adquirida, es la reducción de los niveles de ruido. Debido a las características especiales que posee el ruido, explicadas anteriormente, esto se realiza mediante un procesamiento especial denominado **filtrado estadístico**.

El objetivo del filtrado estadístico es la eliminación del ruido de una señal contemplando las siguientes premisas:

- Las componentes frecuenciales de interés, pertenecientes a la señal, no deben ser eliminadas.
- El conocimiento del ruido a eliminar es escaso o nulo.

La solución a este tipo de problemática se encuentra en la teoría de procesos estocásticos o aleatorios. La hipótesis que debe cumplirse para este tipo de procesamiento es que las tensiones correspondientes a la señal biológica y al ruido son generados por fuentes independientes entre si, es decir, fuentes no-correlacionadas.

Dos fuentes se dicen no-correlacionadas cuando las tensiones producidas por ambas se hacen en forma independiente y no existe una relación entre los valores instantáneos de dichas tensiones.

La independencia total entre dos fuentes de señal raramente se da. El grado de correlación entre dos fuentes que suman sus contribuciones para originar una tensión resultante puede ser expresada por:

$$E^2 = E_1^2 + E_2^2 + 2CE_1E_2$$

donde:

E : Tensión eficaz resultante

E_1 : Contribución de tensión eficaz de la fuente uno

E_2 : Contribución de tensión eficaz de la fuente dos

C : Coeficiente de correlación

La constante C expresa el grado de correlación entre las dos fuentes de ruido. De este modo $C=0$ significa que las fuentes no están correlacionadas, mientras que $C=1$ significa que ambas fuentes están totalmente correlacionadas. Para los tipos de ruido considerados en la señal de ECG puede suponerse que $C \approx 0$.

2.2. Filtrado por promediación estadística

La **promediación** es la técnica de filtrado estadístico más difundida. Esta técnica consiste en sumar coherentemente un número determinado de latidos. Esto se consigue mediante algún algoritmo que realice la alineación previa de los mismos. Por cada latido existirán M muestras resultantes de multiplicar la frecuencia de muestreo por la duración del latido. Tomando N latidos alineados se tendrá M conjuntos de muestras correlacionadas entre sí. Cada uno de estos M conjuntos corresponderá a un momento particular del latido.

Para poder utilizar esta técnica, la señal debe poseer dos características básicas:

- La componente determinística de la señal debe ser invariante en el tiempo.
- El ruido a filtrar debe ser de naturaleza aleatoria (no debe estar correlacionada con la señal). Además, debe tener una distribución probabilística de tipo gaussiano con valor medio igual a cero.

La primer premisa no se cumple estrictamente para los **PTV**, no obstante, esta técnica constituye un herramienta valiosa para el mejoramiento de la relación señal-ruido(**SNR-Signal to Noise Ratio**).

$$SNR = \frac{S_v^2}{N_v^2}$$

donde:

Sv: Valor eficaz de la tensión de la señal.

Nv: Valor eficaz de la tensión de ruido.

La SNR puede ser expresada en decibeles como:

$$SNR (dB) = 20 * \log\left(\frac{S_v}{N_v}\right)$$

Existen dos maneras de realizar la promediación:

a) Promediación directa.

La mejora de la SNR por este método depende del número N de latidos promediados. Lo cual puede expresarse con la fórmula:

$$\Delta SNR = \sqrt{N}$$

De esta técnica básica se desprenden dos variantes:

1. **Promediación con ventana fija:** La promediación se realiza hasta cierto número N de muestras, prefijado con anterioridad. En la Figura 2.1 se presenta cómo va variando la SNR conforme va aumentando el número de muestras hasta llegar a la muestra número N, donde el proceso se detiene.

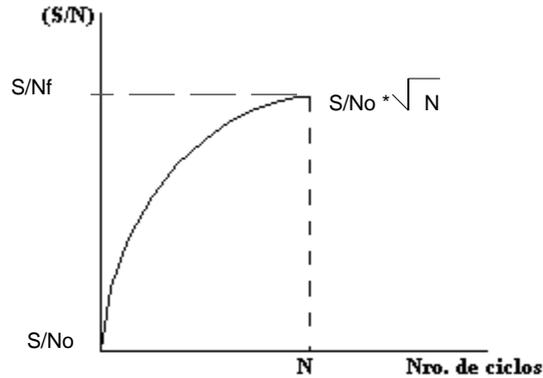


Figura 2.1: Mejora en la SNR en relación al número de ciclos promediados. Cuando se promediaron N latidos el proceso se detiene.

2. **Promediación con ventana deslizante:** Este tipo de promediación permite mantener fija la SNR luego de llegar al latido número N (Figura 2.2). Cuando existe un nuevo latido para promediar se ingresa a la promediación y se desecha el ultimo, vale decir el primero de los N latidos almacenados que se tomaron. De esta forma el promedio mantiene los N ciclos mas recientes.

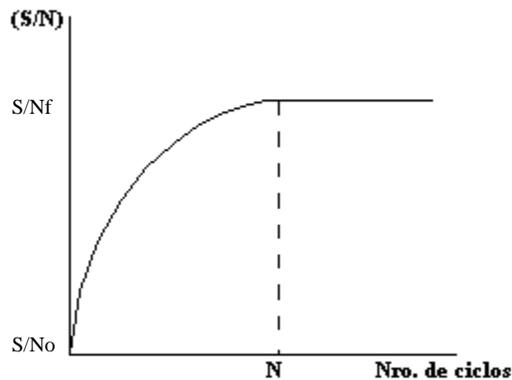


Figura 2.2: Mejora de la SNR en función de los ciclos promediados para el caso de la promediación directa con ventana deslizante.

Este tipo de técnica es especialmente útil cuando la señal a promediar varía lentamente en el tiempo. Esta particularidad la convierte en un procesamiento conveniente para la detección de **PTV**.

b) Promediación pesada

Esta técnica multiplica por un coeficiente variable o función peso a cada conjunto de muestras perteneciente a un latido. Este tipo de asignación se realiza por un algoritmo que combina el promedio acumulado con el nuevo conjunto entrante de acuerdo a la siguiente fórmula recursiva:

$$\text{Pr } om_n = \frac{C_n}{P} + \frac{P-1}{P} \text{Pr } om_{n-1}$$

donde:

C_n : Conjunto de muestras perteneciente a un latido

P : Factor de peso variable

A medida que ingresan nuevos conjuntos, los antiguos van variando sus pesos en forma exponencialmente decreciente. En la Figura 2.3A se muestra el valor constante con que participa cada conjunto de muestras en la promediación directa, mientras que en la Figura 2.3B se muestra la promediación pesada, donde cada conjunto lo hace afectado por un coeficiente que depende de la posición que ocupe entre los demás conjuntos; el más reciente poseerá más peso que su antecesor y así sucesivamente. Desarrollando la fórmula anterior:

$$\text{Pr } om_n = \frac{1}{P} \left[C_n + \left(\frac{P-1}{P} \right) C_{n-1} + \left(\frac{P-1}{P} \right)^2 C_{n-2} + \dots + \left(\frac{P-1}{P} \right)^{M-1} C_{n-M+1} + \dots \right]$$

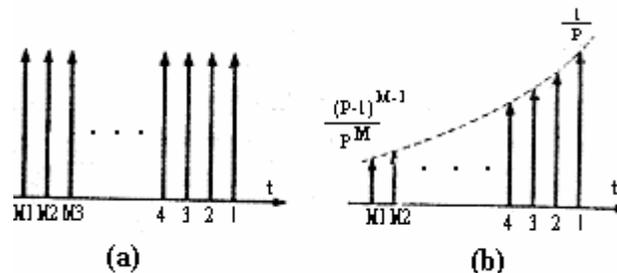


Figura 2.3: Comparación del peso relativo con que cada conjunto de muestras participa en el promedio final para la promediación directa(a) y la promediación pesada(b).

Cada conjunto de muestras se atenúa con respecto a la anterior en un factor $(P-1)/P$. Con valores de P cercanos a uno la atenuación es más pronunciada y por lo tanto la influencia de los conjuntos más recientes sobre el promedio es mayor. El caso contrario ocurre para valores de P mayores. En el límite para P tendiendo a infinito se está frente al caso de la promediación directa convencional.

Al igual que para el caso de promediación directa con ventana deslizante, el valor de la SNR tiende a un valor constante, que en este caso es :

$$\lim_{N \rightarrow \infty} (s/n)_f = \sqrt{(2P-1)} (s/n)_i$$

La diferencia con respecto a la promediación directa es que se requieren más ciclos para obtener la misma mejora de la SNR.

De lo anterior se deduce que, si bien valores bajos de P dan una respuesta que se adapta rápidamente a los cambios de la señal, la mejora en estado estacionario de la SNR es menor. Por lo tanto, la elección de P es un compromiso entre la velocidad de adaptación y la mejora de la SNR cuando se alcanza el equilibrio.

Las técnicas de promediación requieren que los ciclos cardíacos sean similares en forma y en período.

2.3. Filtrado adaptativo

2.3.1. GENERALIDADES

Los primeros trabajos en el área de los llamados **Sistemas Adaptativos (SA)** se remontan a principios de la década del 50. El desarrollo creciente en esta nueva disciplina en los años sucesivos dio origen a una variedad de autómatas adaptativos que tratan de imitar una de las características esenciales de los sistemas biológicos, que es la capacidad de adaptación ante fenómenos cambiantes.

Un autómata adaptativo es un sistema cuya estructura se altera o ajusta de tal manera que su conducta o performance mejora (estableciendo algún criterio que lo determine), por el contacto con su ambiente.

Este tipo de sistema se diferencia por poseer algunas o todas de las siguientes características:

1. Pueden adaptarse automáticamente a los cambios de su ambiente y a requerimientos variables del propio sistema.
2. Pueden ser entrenados para realizar una tarea específica, como por ejemplo el filtrado de una señal.
3. Por la característica anterior, la síntesis del sistema no requiere consideraciones especiales. Tienden a auto-diseñarse.
4. En ciertos casos pueden adaptarse para corregir cierta clase de defectos internos.
5. Pueden describir sistemas no-lineales con parámetros variables en el tiempo.
6. Son especialmente aptos para situaciones en que la señal de entrada sea desconocida o variante en el tiempo.

Para entender las ventajas de los sistemas adaptativos en comparación con los sistemas convencionales de diseño fijo, se puede enfocar la atención desde el punto de vista de la persona que debe realizar el diseño de un sistema.

Si se elige un diseño convencional se deben conocer todos los posibles valores de las entradas (al menos estadísticamente) y saber qué se desea que el sistema haga frente a esas condiciones. También se debe elegir un criterio que permita juzgar la performance del sistema, tal criterio podría ser la diferencia entre salida del sistema real diseñado y la salida que debería tener un sistema ideal. Finalmente, se elige el sistema real que mejor se aproxime al sistema ideal para el criterio seleccionado.

La información necesaria para todas estas etapas del diseño no siempre están disponibles. Por ejemplo, el rango de las entradas puede ser desconocido o las condiciones de operación cambiante en el tiempo. En tales circunstancias la solución puede ser un sistema adaptativo que trate continuamente de alcanzar su performance óptima por adaptación de sus parámetros.

En general los Sistemas Adaptativos son no lineales y variables en el tiempo, aunque ciertas formas de estos se vuelven lineales luego de que ha transcurrido la etapa de adaptación.

Entre los procesos adaptativos se distinguen dos tipos:

a) Adaptación a lazo abierto: Se realizan medidas de las entradas al sistema o de las características del ambiente para luego aplicar esta información en una fórmula o en un algoritmo, cuya salida adaptará los parámetros del sistema. En la Figura 2.4 se esquematiza tal tipo de adaptación.

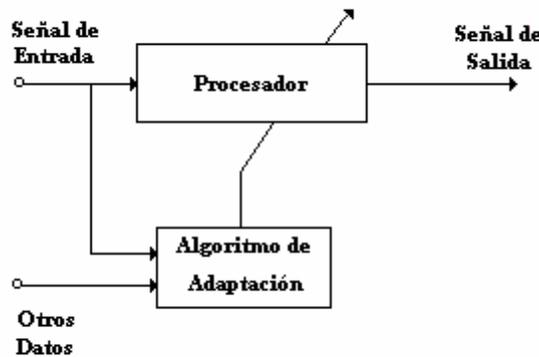


Figura 2.4: Adaptación a lazo abierto

b) Adaptación a lazo cerrado: Al igual que en el caso anterior se obtienen medidas de las entradas y del ambiente pero, además, se toman los valores que va adquiriendo la salida (Figura 2.5). Esta información es procesada de tal manera de optimizar la performance del sistema.

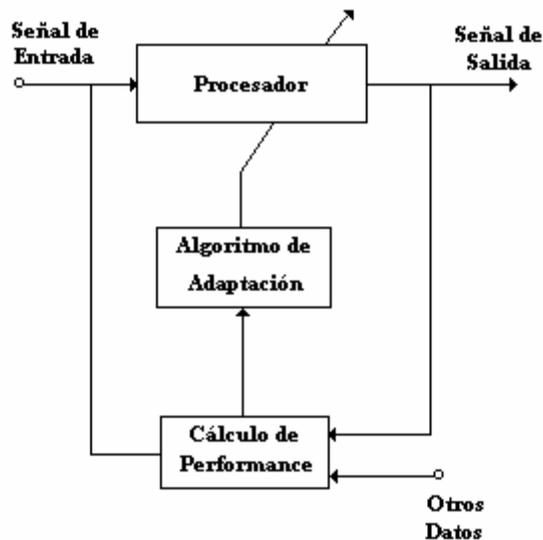


Figura 2.5: Adaptación a lazo cerrado

La decisión sobre cuál tipo de adaptación utilizar depende de muchos factores. En general, la adaptación a lazo cerrado produce mejores resultados. Sin embargo, en algunas aplicaciones a los sistemas de control puede originar inestabilidad.

2.3.2. FILTRO TRANSVERSAL ADAPTATIVO

Los filtros transversales adaptativos son un tipo especial de estructura de tipo no-recursiva que ha alcanzado un amplio grado de utilización en el campo del modelado adaptativo de sistemas y en el del procesamiento adaptativo de señales. En la literatura se pueden encontrar variantes cada vez mas refinadas de estas estructuras básicas.

El filtro que emplea el software **LM®** es un tipo especial de filtro transversal adaptativo denominado **Filtro Adaptativo de Impulso Correlacionado (AICF: Adaptive Impulse Correlated Filter, en inglés)**. La estructura básica de este tipo de filtro se muestra en la Figura 2.6.

Este filtro posee dos entradas:

1. **Entrada Primaria (\mathbf{d}_k):** Representa la señal primaria a filtrar.

$$d_k = s_k + n_k$$

con:

$$k = (m-1)L + l \begin{cases} m = 1, \Lambda, N: \text{Índice del número de registro} \\ l = 1, \Lambda, L: \text{Índice del número de la muestra en el registro} \\ L: \text{Número de muestras en cada registro} \end{cases}$$

donde:

s_k es una señal formada por la unión de sucesivos componentes determinísticos de la señal periódica. En nuestro caso no son más que la unión de cada latido individual, y

Al ser esta señal periódica, se verifica la relación:

$$s_k = s_{k+L}$$

y n_k corresponde al ruido adicionado a la señal, no correlacionado con la misma.

2. **Entrada de Referencia (\mathbf{x}_k):** Esta entrada está relacionada con la componente estacionaria y determinística de la señal, y es un pulso unitario sincronizado con el comienzo de cada nuevo período o recurrencia de la señal determinística.

La salida del filtro (\mathbf{y}_k), por ser una **CLA**, está dada por:

$$y_k = \sum_{i=1}^{L-1} w_{ik} x_{k-i} = \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k$$

donde \mathbf{W}_k es, como se sabe, el vector pesos y \mathbf{X}_k es el vector referencia.

El error entre la señal real y la señal estimada puede expresarse del siguiente modo:

$$e_k = d_k - y_k = s_k + n_k - \sum_{i=1}^L w_{ik} x_{k-i}$$

Elevando al cuadrado esta expresión y tomando la esperanza en ambos miembros, obtenemos el error cuadrático medio (MSE: Mean Square Error, en inglés):

$$\xi = E_t[e_k^2] = E_t[(s_k + n_k - y_k)^2] = E_t[(s_k - y_k)^2] + E_t[n_k^2] - 2 * E_t[(s_k - y_k) * n_k]$$

$$\xi = E_t[e_k^2] = E_t[(s_k - y_k)^2] + E_t[n_k^2]$$

donde $E_t[(s_k - y_k) * n_k] = 0$ por estar n_k no correlacionada con s_k y y_k .

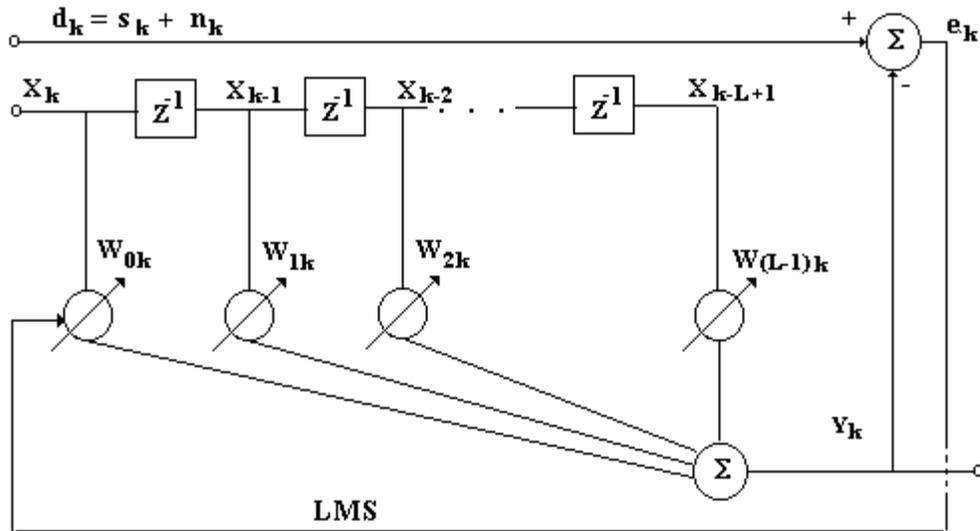


Figura 2.6: Diagrama en bloque del filtro transversal adaptivo.

El algoritmo utilizado por el LM® para el ajuste de los pesos es el de LMS (Least Mean Square, en inglés) tal que el error cuadrático medio sea mínimo. La fórmula de adaptación para este algoritmo, es:

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu e_k X_k$$

La condición que asegura la convergencia para este algoritmo es:

$$0 < \mu < \frac{1}{3 \sum_{s=0}^{L-1} \lambda_s} = \frac{1}{3}$$

donde:

λ_s : Autovalores de la matriz **R** de autocorrelación de entrada, que valen todos $1/L$.

$$\left(\sum_{s=0}^{L-1} \lambda_s = L * \frac{1}{L} \right)$$

Se puede demostrar que la mejora de la SNR al final del proceso de adaptación alcanza un valor de:

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \Delta SNR_y \approx \frac{1}{\mu}$$

La elección de μ es un compromiso entre la velocidad de aprendizaje y el valor de ΔSNR para estado estacionario.

Si se comparan los valores de ΔSNR con los obtenidos con el método de filtrado de promediación directa, se ve que para esta última la ΔSNR crece indefinidamente en relación a la raíz de N (número de ciclos promediados).

Para el caso del **filtro transversal AICF**, la ΔSNR crece según la misma recta que para la promediación directa solo que, al avanzar el proceso de adaptación y llegar al estado estacionario, el valor de la ΔSNR se estabiliza en una cantidad constante igual a $1/\mu$.

En la Figura 2.7 se observa la evolución de la ΔSNR para diferentes valores de μ .

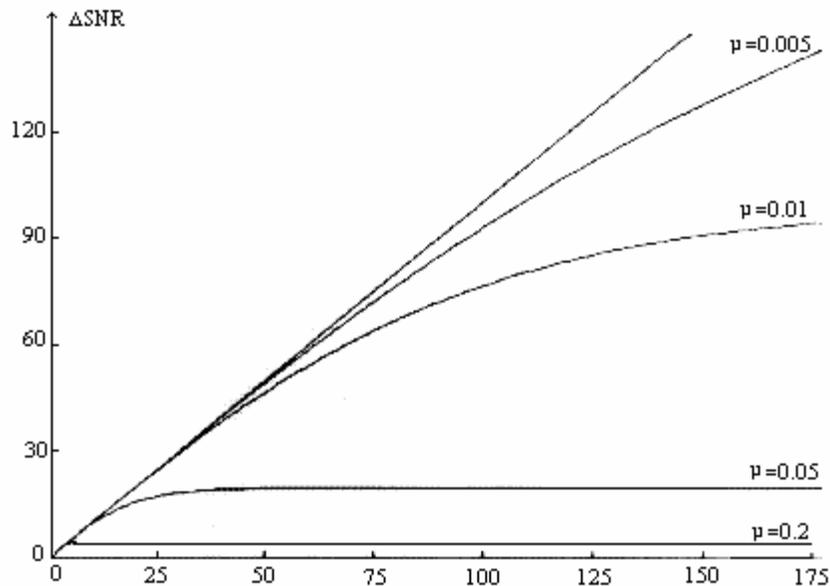


Figura 2.7: Mejora de la SNR en función del número de ciclos adaptados para diferentes valores de μ .

2.4 Ventajas del filtrado adaptativo frente a la promediación directa

La Promediación Directa (**PD**) es, sin duda, la técnica utilizada por la mayoría de los investigadores y fabricantes de analizadores de PTV. El Filtrado Adaptativo con filtro transversal (**AICF**), técnica empleada en el **LM®** presenta similar habilidad para la reducción de ruido pero ofrece ventajas a explorar.

Si se selecciona un valor adecuado de μ , la mejora de la SNR con ambas técnicas arroja resultados idénticos. A modo de ejemplo, la mejora en la SNR aplicando promediación en 100 ciclos, es la misma que la obtenida con el AICF para igual cantidad de ciclos, cuando se elige un valor de $\mu=0.01$. Para ambos casos:

$$\sqrt{\Delta SNR} = \frac{1}{\sqrt{\mu}} = \sqrt{N} = 10$$

El procesado con el AICF ofrece ventajas comparativas frente a la PD, por el hecho de que el primero puede adaptarse a los cambios transitorios que pueden ocurrir en la señal, modificando su salida gradualmente en correspondencia con los cambios en la señal.

Esta capacidad del AICF se puede observar en la Figura 2.8 donde se lo compara con la PD para diferentes valores de μ . La componente determinística de la señal(es) varía luego de los primeros 80 ciclos. Se observa que a los 120 ciclos el AICF ($\mu=0.01$) representa mejor a la señal real que la PD.

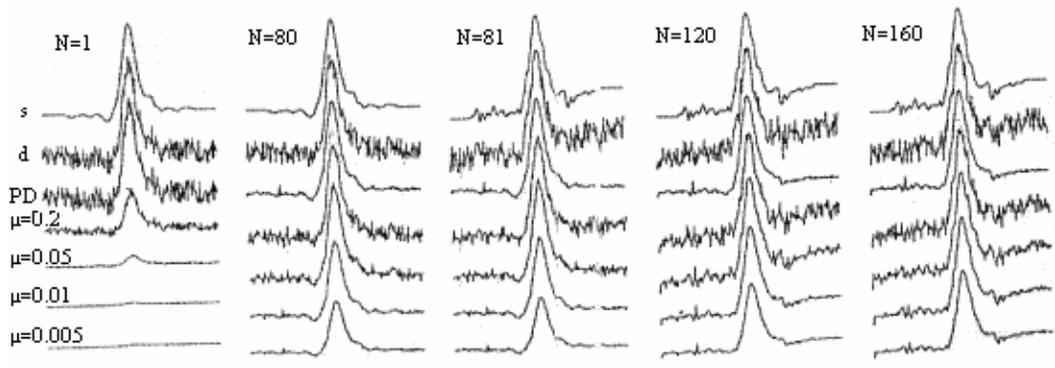


Figura 2.8: Comparación entre el AICF y la PD para una señal cuya componente determinística varía a partir del latido 80.

Hasta el presente no se ha confirmado la variación de los PTV con la frecuencia cardíaca, aunque es probable que así sea en virtud de los cambios morfológicos observados en los Potenciales Fraccionados.

La Figura 2.9 muestra la variación de la frecuencia cardíaca de un sujeto normal durante la adquisición de ECG. Es razonable esperar que tal variación afectará a la señal a procesar. Por tal motivo la técnica de reducción de ruido con el AICF aparece como la más apropiada. Esto permite explorar en un futuro la dependencia de los PTV con la frecuencia cardíaca, por ejemplo, durante un test de esfuerzo.

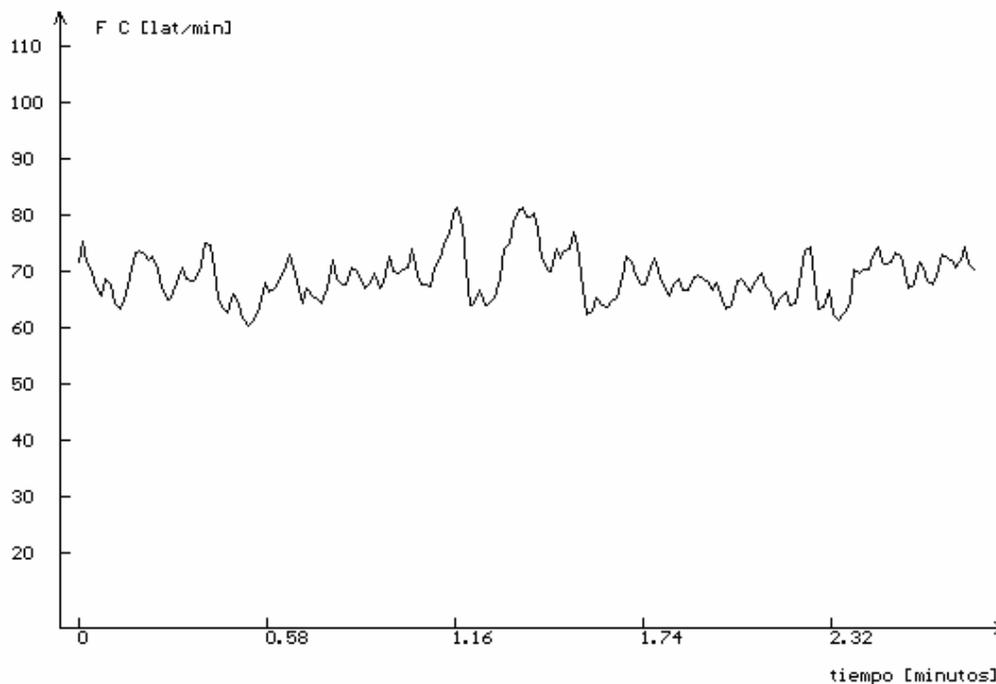


Figura 2.9: Variación de la frecuencia cardíaca durante el análisis de PTV.

SECCIÓN 3:

ABC de los Potenciales Tardíos Ventriculares

¿QUÉ SON LOS POTENCIALES TARDÍOS VENTRICULARES (PTV)?

Los PTV son señales eléctricas de baja amplitud (menores de 1 microvolt) detectadas sobre la superficie torácica que aparecen al final del QRS, y representan un retardo en la conducción de impulso eléctrico despolarizante debido a la presencia de tejido miocárdico ventricular enfermo o infartado.

¿CUÁL ES LA IMPORTANCIA CLÍNICA DE LOS PTV?

Los Potenciales Tardíos Ventriculares indican la presencia de un substrato con conducción retardada, necesario para la existencia de un circuito de reentrada eléctrica, causa de la mayoría de las taquicardias ventriculares.

¿CÓMO SE MIDEN LOS PTV?

Los Potenciales Tardíos Ventriculares, debido a su pequeño nivel, no pueden ser identificados en un registro estándar de ECG, y deben ser registrados por medio de la técnica conocida como Electrocardiografía de Alta Resolución (High Resolution Electrocardiography, en inglés). Esta técnica combina amplificación de bajo ruido, ganancia elevada y filtrado estadístico para reducir el ruido aleatorio de fondo que enmascara los PTV en el ECG adquirido. Una vez obtenido un ECG de alta resolución, se aplican técnicas de procesamiento digital (Digital Signal Processing, en inglés) para resaltar la presencia de y cuantificar los Potenciales Tardíos Ventriculares.

¿QUE DIFERENCIAS EXISTEN ENTRE LAS TÉCNICAS DE FILTRADO POR PROMEDIACIÓN DE SEÑALES Y FILTRADO ADAPTATIVO?

Ambas técnicas de filtrado estadístico buscan reducir el ruido aleatorio de fondo presente en el ECG de superficie. En el filtrado por promediación de señales se almacenan sucesivos ciclos de ECG, se los alinea y se los promedia, obteniéndose un latido tanto más limpio cuanto mayor sea la cantidad de ciclos considerados. Los ciclos cardíacos deben ser similares y no debe existir otras variaciones de la frecuencia cardíaca que las debidas a la arritmia sinusal natural. En el filtrado adaptativo, los sucesivos ciclos de ECG le permiten aprender al filtro digital de modo de producir por aproximaciones sucesivas, un ciclo de ECG cada vez más limpio. A diferencia de la técnica anterior, una vez “adaptado”, el filtro puede eliminar el ruido aleatorio presente, incluso aunque varíe la frecuencia cardíaca.

¿SON LOS PTV DIFÍCILES DE MEDIR CON ELECTROCARDIOGRAFÍA DE ALTA RESOLUCIÓN?

Cuando se cuenta con el adecuado Hardware de Adquisición de ECG de alta resolución y el adecuado Software de Análisis, la medición de los PTV se transforma en un estudio de 20 minutos de duración que puede realizarse en el consultorio. La información suministrada incluye un análisis temporal que no requiere experiencia clínica y un análisis frecuencial permite una interpretación complementaria. El estudio puede ser realizado por técnicos o enfermeras luego de un breve entrenamiento.

¿EN QUÉ CASOS ES CONVENIENTE UTILIZAR LA ELECTROCARDIOGRAFÍA DE ALTA RESOLUCIÓN?

El Software LM® permite identificar y cuantificar Potenciales Tardíos Ventriculares, y por lo tanto evaluar el riesgo de que se desarrollen arritmias ventriculares malignas o muerte súbita cardíaca. El estudio de PTV se recomienda en los siguientes casos:

- Pacientes que sufrieron infarto de miocardio
- Pacientes que experimentaron síncope cardíaco de origen desconocido
- Predicción de inducción de taquiarritmias durante estudios electrofisiológicos
- Chequeo de terapias trombolíticas

¿CUÁL ES LA ACCIÓN A SEGUIR ANTE LA PRESENCIA DE POTENCIALES TARDÍOS VENTRICULARES EN UN PACIENTE?

Dependiendo de la patología primaria (infarto de miocardio, síncope, etc.), la presencia de PTV debe estar seguida de aquellos estudios complementarios (medición de la fracción de eyección, ECG ambulatorio, estudio electrofisiológico, etc.) o acciones terapéuticas (suministro de beta-bloqueantes, antiarrítmicos, etc.) que permitan evaluar y minimizar el riesgo de que el paciente sufra un arritmia seria. Si bien la Electrocardiografía de Alta Resolución no debe ser nunca la única herramienta de diagnóstico, provee información valiosa sobre inestabilidad eléctrica cardíaca, algo que no se obtiene con ningún otro estudio no invasivo. Esto es principalmente importante cuando un paciente sin patologías documentadas presenta PTV. Se debe considerar seriamente la posibilidad de existencia de un substrato arritmogénico que no se ha manifestado aún.

¿PORQUÉ ALGUNOS PACIENTES CON TAQUICARDIA VENTRICULAR NO PRESENTAN PTV?

Puede haber tres razones:

- La taquicardia ventricular puede no ser reentrante (por ejemplo, es del tipo “automatismo incrementado”). Las taquicardias más comunes son reentrantes.
- La amplitud de la señal puede ser demasiado pequeña para emerger, incluso después del filtrado estadístico.
- Los PTV pueden estar ocurriendo simultáneamente con la despolarización normal del miocardio y quedan enmascarados por la señal cardíaca.

¿EN QUÉ PACIENTES EL ANÁLISIS TEMPORAL NO DA RESULTADOS VÁLIDOS?

- Pacientes que presentan Bloqueos de Ramas de His. Normalmente el análisis de PTV se hace con ritmo sinusal.
- Paciente con Marcapasos (complejos lucen como un bloqueo de rama derecha). En este caso conviene programar transitoriamente la frecuencia del marcapasos por debajo del ritmo intrínseco del paciente de modo que se inhiba el marcapasos.
- Pacientes con aleteo auricular. Las ondas P coincidirán con el tramo inicial del segmento ST, afectando la habilidad del software para detectar potenciales tardíos. En teoría, se podría efectuar el análisis temporal en pacientes con fibrilación auricular.

SECCIÓN 4:

Descripción del Software LM® de Análisis de PTV

4.1 Características generales del sistema

El software de adquisición y análisis de Potenciales Tardíos Ventriculares **LM®** corre en la Estación Profesional de ECG **GBI ECG-PS** y utiliza la plaqueta de adquisición de datos **ECGALIX** de alta resolución y los cables de 12 derivaciones regularmente provistos con este equipo.

Una vez ingresado al menú principal, el usuario puede escoger analizar registros de ECG “limpio” previamente guardados en memoria (estudios guardados), procesar la última adquisición de ECG de alta resolución o iniciar un proceso de adquisición de ECG:

Para la adquisición de ECG el usuario dispone de todos los comandos habituales encontrados en los sistemas **ECGalix** y **ERGalix**. Este proceso de adquisición tiene por objetivo el almacenar en disco duro un registro de ECG de alta resolución correspondiente a las derivaciones bipolares, aumentadas y

de Frank durante 10 minutos. El usuario puede, como es habitual, efectuar impresiones de los registros mientras se están almacenando las derivaciones en el disco duro.

Una vez adquirido el ECG, el usuario está en condiciones de realizar el Procesamiento de ECG (Mejora de la SNR), el Análisis Temporal y el Análisis Frecuencial que se describen a continuación.

* **Mejora de la SNR:** Para producir la mejora de la relación señal-ruido en todas las derivaciones se utiliza la técnica de filtrado estadístico conocida con el nombre de **filtrado adaptativo**. La estructura utilizada es el filtro transversal adaptativo que requiere dos entradas: una de las entradas es la señal a la cual se le desea reducir el nivel de ruido y la otra es una señal de referencia para el proceso (sintetizada con el método de Correlación Cruzada Normalizada). A medida que se produce la adaptación se observan los trazados en X, Y y Z.

* **Análisis temporal:** El análisis temporal reporta los parámetros QRSd, RMS40, LAS40, Ruido Residual, y genera el gráfico del QRSd filtrado. El análisis precordial es una alternativa de posible implementación.

* **Análisis frecuencial:** Este enfoque al estudio de los **PTv** completa la gama de posibilidades para el análisis. La estimación espectral de la PSD (Power Spectral Density) se realiza con la técnica de la FFT.

En la **figura 4.1** se observan las distintas perspectivas del análisis posibles desde el sistema detallando los algoritmos individuales que lo hacen posible, aunque la descripción detallada de los mismos es tema de los capítulos posteriores.

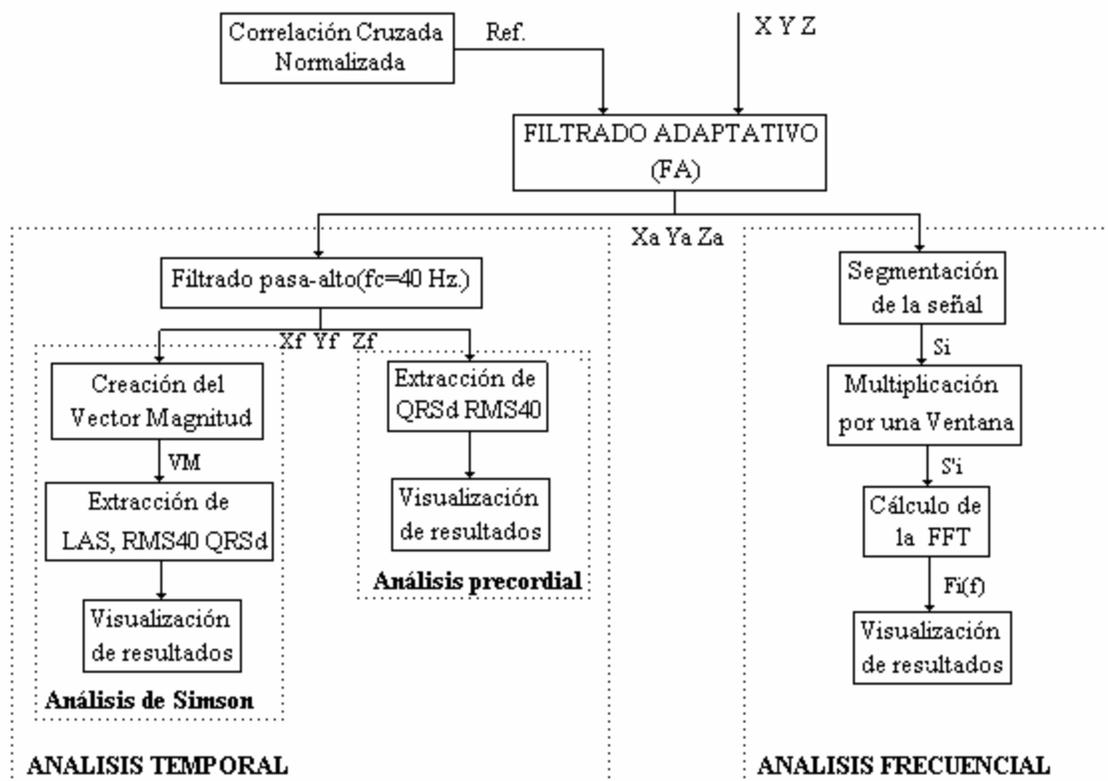


Figura 4.1: Esquema del análisis realizado por el sistema para la detección de los PTv.

4.2 Filtrado adaptativo

Como se explicó en la Sección 2, la técnica de filtrado adaptativo requiere una señal de referencia consistente en una secuencia de “ceros” y un “uno” cada vez que se reconoce la repetición de un nuevo ciclo cardíaco individual.

El proceso de generación de la señal de referencia es crítico para el filtrado adaptativo. La detección del período de la señal cardíaca se debe hacer en forma precisa. De lo contrario, la salida del filtro adaptativo presentaría un efecto de alisado de señal al final del proceso de adaptación, sin picos agudos, como si a dicha señal se la hubiera sometido a un filtro pasa-bajo.

Debido a este efecto, en la técnica de promediación usada por la mayoría de los equipos comerciales, es preciso alinear los latidos precisamente antes de promediar los ciclos individuales. Para ello se reconoce en todos los ciclos un punto determinado de las ondas cardíacas, que sirve como punto de referencia en el proceso de promediación.

El método usado por el LM® para la generación de la señal de referencia es el de **Correlación Cruzada Normalizada (CCN)**. Dicho método es el más preciso de los comúnmente usados, a expensas de una mayor cantidad de cálculos matemáticos.

Para la utilización de este método el software estima una señal denominada **Señal Patrón (SP)**. Esta consiste en el segmento de señal que se quiere adaptar, y que en este caso es un fragmento de un latido cardíaco individual, que se extiende desde instantes antes del complejo QRS hasta casi finalizado el segmento S-T. La SP es un segmento representativo (no es un latido anormal o patológico), conteniendo bajos niveles de ruido.

La SP se determina mediante la promediación de un número variable de latidos pertenecientes a una derivación. Al promediar varios ciclos, la señal resultante no contendrá las particularidades de un solo latido sino que tendrá las características de varios de ellos, a la vez que el nivel de ruido aleatorio habrá disminuido en relación a la raíz cuadrada del número de ciclos que se promediaron, como se explica en la Sección 2. En la Figura 4.2 se observa la SP generada por este método.

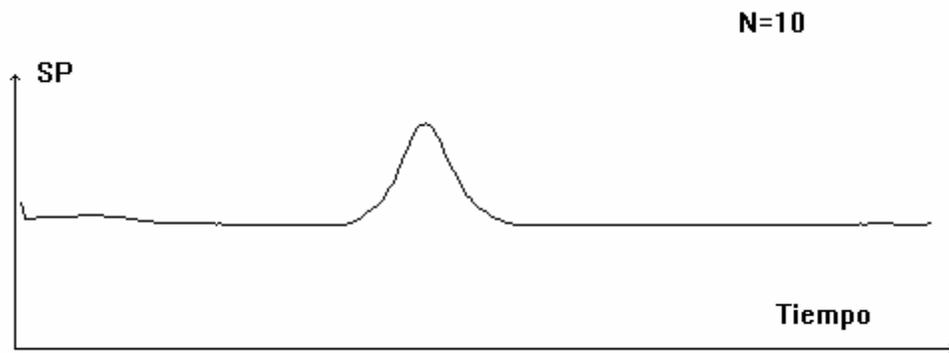


Figura 4.2: Señal Patrón generada por la promediación de 10 ciclos de la derivación X.

La alineación necesaria para realizar la promediación se realiza por un algoritmo especial que detecta la onda R del ciclo cardíaco, y que no ha sido utilizado hasta el presente en ningún otro equipo comercial de análisis de potenciales tardíos. Este algoritmo es muy eficaz para la detección de la onda R en condiciones muy desfavorables, con altos niveles de ruido.

Para realizar la síntesis de la SP se recurre a una de las tres derivaciones. La derivación a escoger es aquella que posee bajos niveles de ruido. El operador entrenado puede escoger la derivación adecuada para realizar el filtrado adaptativo. Como se explica más adelante, existen dos configuraciones: estándar y avanzada. En esta última el operador puede optimizar el proceso de adaptación escogiendo la derivación, la velocidad de renovación de la SP y el momento de medición del ruido de la señal procesada.

El proceso es el siguiente:

- Primero se genera la SP de acuerdo al algoritmo ya descrito.

- Se calcula la correlación de cada nuevo ciclo cardíaco analizado con la SP. Si el valor de correlación es superior a un 95%, se toma la secuencia como válida. Si el valor es menor, se descarta la secuencia. De este modo se rechazan los latidos patológicos.
- Cuando la señal de entrada (ECG con ruido) se encuentra correlacionada con la SP, se genera una marca para la señal de referencia.
- La SP se renueva regularmente para tener una SP de mejor calidad.

La renovación de la SP se hace a intervalos regulares, que pueden ser seleccionados por el operador cuando se elige la opción Configuración Avanzada o que corresponden a un intervalo de 15 ciclos cardíacos válidos en la opción Configuración Estándar. La razón para realizar esta operación se encuentra en la mejora de la SNR que se obtiene en la salida del filtro adaptativo a medida que avanza el proceso de adaptación.

Luego de transcurrido un determinado número de ciclos adaptados, la salida del filtro adaptativo poseerá mayor SNR que la SP generada en primera instancia, por lo cual resulta conveniente tomar la salida del filtro adaptativo como la nueva SP. Con esto, se logra que la "calidad" de la SP mejore gradualmente en forma automática. Esta renovación se hace antes de que el proceso alcance el estado estacionario. La amplitud de la salida del filtro adaptativo se irá aproximando al valor definitivo en forma progresiva.

El objeto del filtrado estadístico es el de obtener un latido tipo "limpio de ruido". La sensibilidad y la especificidad de los estudios de potenciales tardíos ventriculares aumentan cuando el nivel de ruido residual se reduce a un valor comprendido entre 0.3 y 1 μV .

Este nivel depende de:

- *Magnitud del ruido presente en la señal original.* Cuando más pequeño sea el ruido inherente de la señal a filtrar, menor será el ruido final. Por lo tanto, es muy importante efectuar una correcta aplicación de los electrodos.
- *Número de ciclos adaptados y valor de μ .* Cuando mayor sea el número de ciclos adaptados menor será el ruido residual, pero más tiempo demorará el proceso.

El LM® mide el nivel de ruido de la señal entrante y, en respuesta a esto, ajusta los parámetros de los filtros adaptativos. La mejora de la SNR al finalizar el proceso es tal que el ruido residual adquiere un valor constante, independientemente de la magnitud del ruido existente en la señal de ECG original.

En la configuración estándar el operador sólo tiene que definir el número de latidos a adaptar. El valor implícito es 350. Esto significa que si una persona tiene un ritmo sinusal mínimo de 60 latidos por minutos, el algoritmo procesará 6 minutos de registro aproximadamente.

En la configuración avanzada el operador puede definir el momento de la medición del ruido de la señal de entrada, momento medido en ciclos transcurridos desde el comienzo del proceso. El valor implícito es 50. A partir del valor del ruido medido, el software calcula el μ óptimo y la cantidad de ciclos cardíacos mínimos a procesar. **La configuración avanzada le permite al operador experto reducir considerablemente el tiempo de procesamiento del ECG "sucio" para obtener un ECG "limpio".**

Para la estimación del ruido de entrada el software almacena segmentos de 15 mseg (ventanas) de duración ubicados dentro del intervalo S-T, que conservan siempre la misma posición relativa (representada en la Figura 4.3).

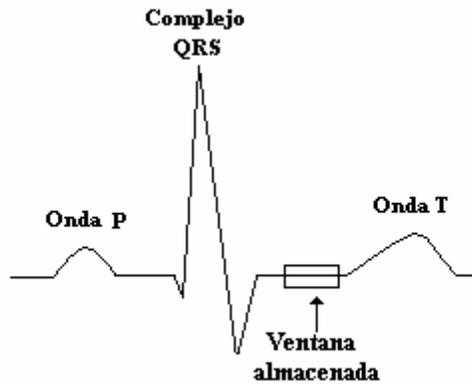


Figura 4.3: Ubicación de las ventanas almacenadas para la medición de ruido, en relación al ciclo cardíaco.

OPCIONES DEL MENÚ DE PROCESAMIENTO

El menú de procesamiento del LM® tiene las siguientes opciones:

- FILTRADO ADAPTATIVO
- CONFIGURACIÓN
- CONFIGURACIÓN AVANZADA

FILTRADO ADAPTATIVO

Esta opción inicia el filtrado adaptativo. En la pantalla aparecen los registros de las derivaciones X, Y y Z en forma dinámica, mostrando en forma sucesiva la aproximación a la forma final “limpia de ruido”.

También se muestra:

- El número de latidos a procesar (calculado por el software)
- El número de latidos procesados
- El número de latidos aceptados
- El número de latidos rechazados (latidos ectópicos, patológicos, de excesivo ruido, etc.)
- El ruido inicial de la señal de entrada (X, Y o Z, de acuerdo con la derivación de referencia)
- El ruido estimado de la señal de entrada al final del proceso de adaptación

El proceso se detiene cuando el número de latidos aceptados es igual al número de latidos a procesar. El número de latidos procesados es igual a la suma de latidos aceptados y latidos rechazados. Los niveles de ruido inicial y final estimado de la señal de entrada se miden y calculan simultáneamente.

Antes de ingresar a esta opción se debe ingresar a la opción de CONFIGURACIÓN ó a la de CONFIGURACIÓN AVANZADA.

CONFIGURACIÓN

Ésta es la opción de configuración estándar.

El usuario debe indicar el número de latidos a procesar. El valor implícito es 350. La derivación de entrada para la evaluación de la Señal Patrón y medición de ruido es la del vector X.

CONFIGURACIÓN AVANZADA

Ésta es la opción de configuración que debe ser accedida sólo por el operador avanzado. Esta opción permite optimizar el proceso de filtrado, reduciendo los tiempos de procesamiento y el nivel de ruido residual.

El operador puede definir:

- La derivación de entrada usada para el cálculo de la señal patrón y la medición de ruido (Opciones: X, Y, Z. Derivación implícita: X).
- El intervalo de actualización de la señal patrón, en ciclos cardíacos aceptados (Valor implícito: 15).
- El momento de la medición del ruido de la señal de entrada usada para el cálculo de la señal patrón, en número de ciclos cardíacos aceptados transcurridos desde el comienzo del proceso (Valor implícito: 50).

Los criterios que debe seguir el operador experimentado son:

- Valores pequeños de intervalos de actualización de la señal patrón redundan en una mayor reducción del ruido pero mayor tiempo de procesamiento.
- La elección de la derivación con menor ruido reduce el tiempo de procesamiento al ser menor la cantidad de ciclos cardíacos a procesar.
- La elección de la derivación con mayor ruido aumenta la especificidad del filtrado, al ser rechazado más latidos ligeramente dudosos.
- Postergando la medición del ruido de la señal de entrada se reduce el tiempo de procesamiento si la señal de entrada es más ruidosa al comienzo del registro.

4.3 ANÁLISIS TEMPORAL

Las etapas comprendidas en el análisis temporal, propuesto por Simson, son las siguientes:

- Filtrado pasa-alto (se eliminan las componentes de baja frecuencia)
- Combinación de señales en el Vector Magnitud (VM)
- Determinación del Punto Inicial (PI) y Punto Final (PF) del complejo QRS
- Medición de RMS40, LAS40 y Ruido Residual (RR)

FILTRADO PASA-ALTO

Una vez concluido el proceso de filtrado adaptativo, el primer paso en el análisis temporal lo constituye el filtrado digital de la señal mediante un filtro pasa-alto. El objetivo de este proceso es eliminar las componentes de baja frecuencia de cada una de las derivaciones (XYZ). En particular interesa eliminar aquellas presentes en el intervalo S-T que puedan enmascarar la presencia de los Potenciales Tardíos Ventriculares.

La frecuencia de corte utilizada es de 40 Hz. Estudios en que se comparan resultados obtenidos con distintas frecuencias de corte, han demostrado que, con este valor, obtiene la mejor sensibilidad y especificidad en los análisis de **PTV**. El filtro digital utilizado es del tipo Butterworth de 4° orden con procesamiento bidireccional.

El resultado de este proceso aplicado a cada una de las derivaciones intervinientes en el análisis se muestran en la Figura 4.4, conjuntamente con las señales no filtradas.

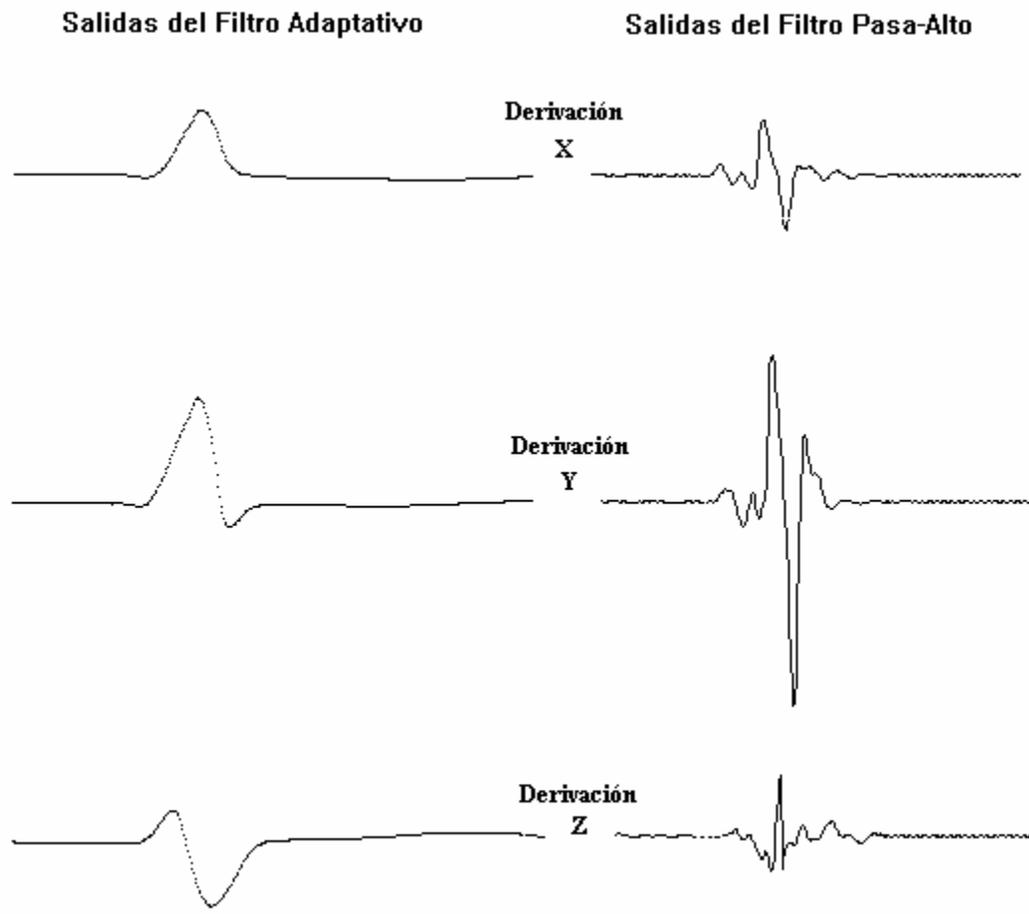


Figura 4.4: Salidas ("limpias") del filtro adaptativo filtradas en forma bidireccional. La frecuencia de corte del filtro pasa-alto es 40 Hz.

VECTOR MAGNITUD

Una vez generadas las tres derivaciones filtradas, las mismas se combinan para formar el VM, en la forma:

$$VM = \sqrt{X_f^2 + Y_f^2 + Z_f^2}$$

donde:

X_f, Y_f, Z_f : Representan las derivaciones filtradas

DETERMINACIÓN DEL PUNTO INICIAL (PI) Y DEL PUNTO FINAL (PF) DEL COMPLEJO QRS

Consiste en determinar, con precisión y en forma automática, el comienzo y el final del complejo QRS en el VM. Los algoritmos para la identificación de ambos puntos se basan en el mismo principio. Se trata de determinar un cambio brusco en la amplitud de la señal correspondiente al complejo QRS.

Para establecer el **PI**, el software procede a medir el valor medio de la tensión en una ventana de 30 mseg de duración en el intervalo P-R. Para el mismo segmento de señal se determina el valor de la desviación estándar.

Se fija con estas dos medidas un valor umbral, de la siguiente manera:

$$U_x = \bar{x} + 3\sigma_x$$

donde:

U_x : Valor Umbral

\bar{x} : Tensión media en la ventana temporal

σ_x : Desviación estandar de la tensión en la ventana temporal

Se mide luego el valor medio de la tensión (\bar{x}_v) dentro de una ventana deslizante (sin solapamiento) de 5 mseg de duración. Esto se hace dentro del intervalo P-R y la ventana se va moviendo en dirección al complejo QRS.

Cuando \bar{x}_v supera el valor umbral definido (U_x) se está frente a un cambio brusco en la amplitud de la onda, y por lo tanto en el comienzo del complejo QRS. En valor del **PI** se fija como el punto medio de la ventana deslizante en el momento en que:

$$\bar{x}_v > U_x = \bar{x} + 3\sigma_x$$

El **PF** se establece de igual modo, sólo que los valores que intervienen en la expresión de U_x para la determinación del valor umbral se miden en el intervalo S-T, y la ventana deslizante se mueve inversamente en el intervalo S-T, es decir, de atrás hacia adelante en dirección al complejo QRS.

La identificación correcta del **PI** y **PF** por este algoritmo depende de los niveles de ruido presentes en VM. En la Figura 4.5 se muestra el funcionamiento de dicho algoritmo para tres valores diferentes de ruido residual. En **(a)** se adaptaron 50 ciclos, en **(b)** 120 ciclos y en **(c)** 250 ciclos.

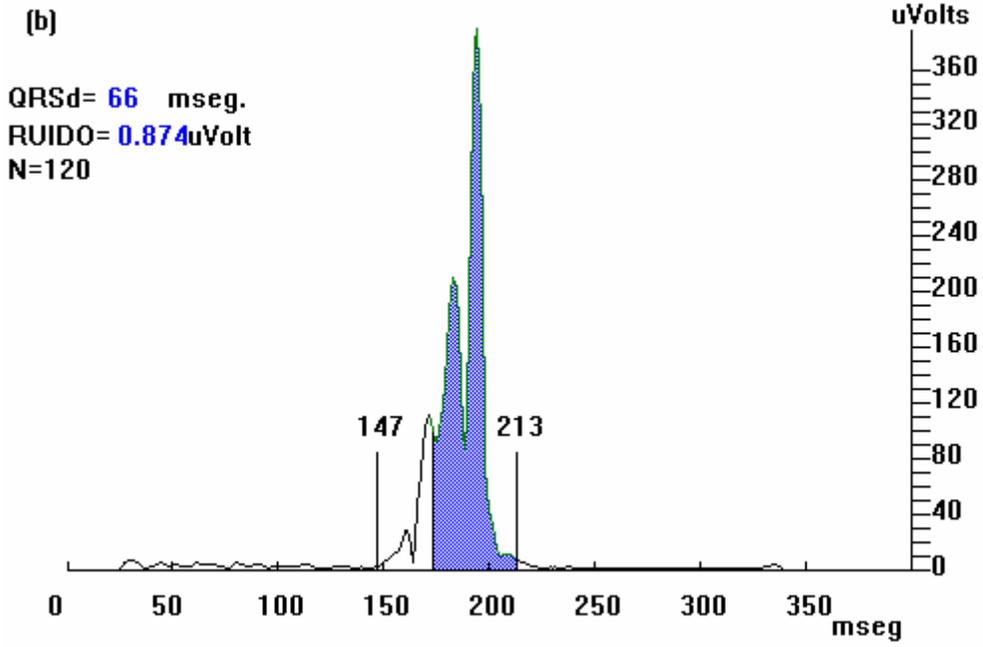
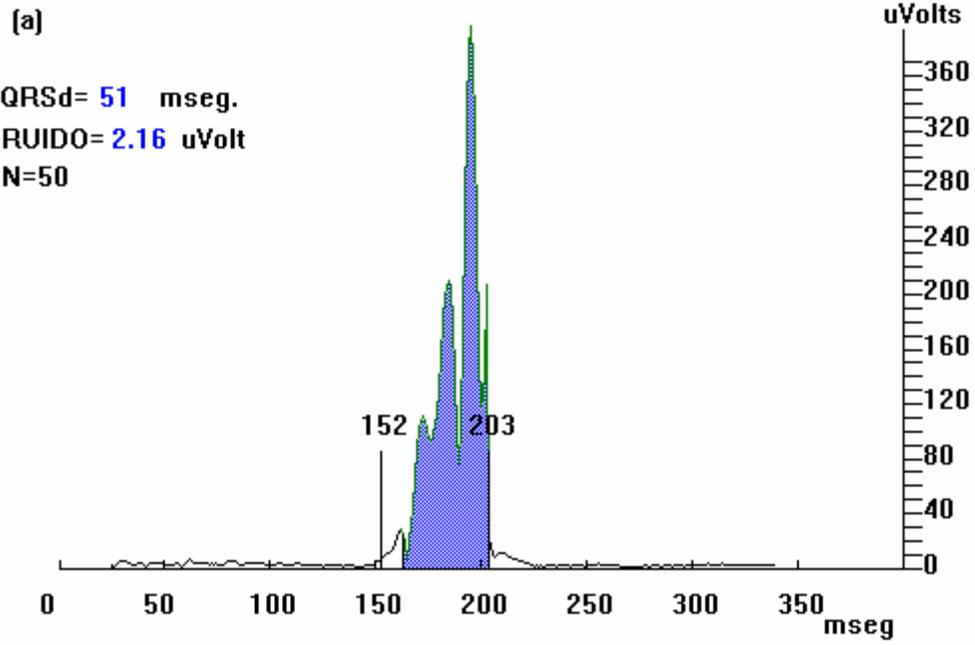


Figura 4.5: Determinación del PI y PF para tres niveles de ruido residual.

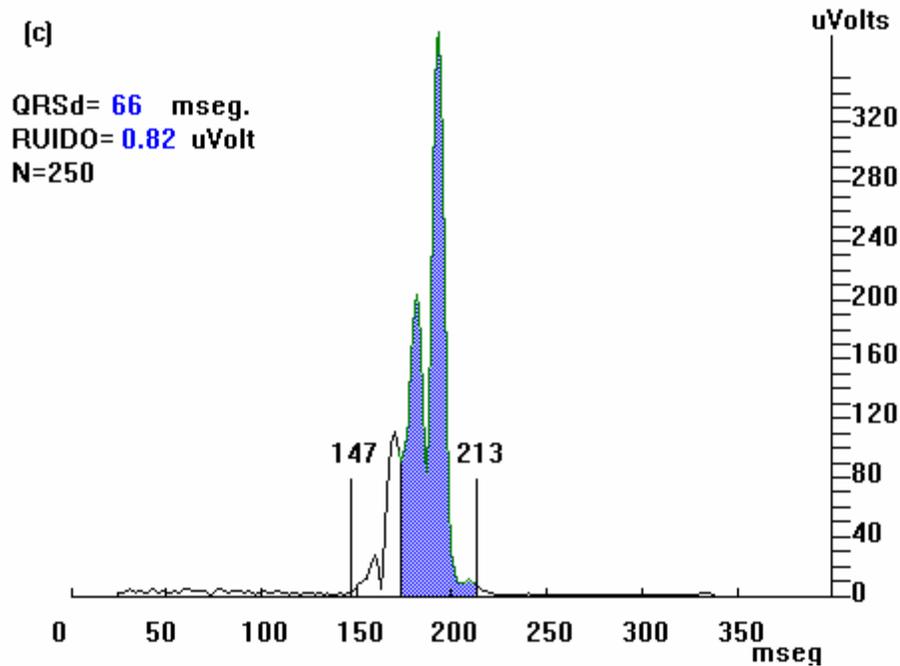


Figura 4.5 (cont): Determinación del PI y PF para tres niveles de ruido residual.

En la Figura 4.5 se ve que a partir de cierto número de ciclos adaptados, el nivel de ruido residual no sigue bajando, por lo tanto los valores de **PI** y **PF** permanecen inalterables.

Con **PI** y **PF** se puede determinar la primera de las tres variables medidas sobre VM para la definición de Potenciales Tardíos Ventriculares. El valor que expresa la duración del complejo QRS (**QRSd**) se define como:

$$QRSd = PF - PI$$

MEDICIÓN DE RMS40, LAS40 Y RUIDO RESIDUAL (RR)

La medición de estos parámetros se hace directamente a partir de sus definiciones. Para el caso del **RMS40**, una vez fijado el PF, se mide el valor RMS (Root-Mean-Square) de la tensión de los últimos 40 mseg del complejo QRS.

El valor de **LAS40** (Low-Amplitude-Signal) indica el intervalo de tiempo que transcurre desde el PF, hasta que el valor de la tensión del complejo QRS alcanza el valor de 40 μ Volts.

El **Ruido Residual (RR)** corresponde a la medición del valor RMS de la tensión en un segmento de señal de 30 mseg, dentro del intervalo S-T. El valor del RR guarda una estrecha relación con el ruido estimado durante el proceso de filtrado adaptativo.

4.4 Análisis frecuencial

El análisis de los Potenciales Tardíos Ventriculares en el dominio frecuencial es de tipo cualitativo, es decir, no se realiza ninguna medida automática sobre la señal resultante. Los **PTV** se detectan visualmente sobre mapas frecuenciales tridimensionales, y se manifiestan como turbulencias espectrales que aparecen al finalizar el complejo QRS

Este tipo de análisis es especialmente recomendado en aquellos pacientes con bloqueo en una de las ramas del haz de His, donde el análisis temporal no se puede realizar.

El análisis frecuencial se realiza sobre las derivaciones filtro-adaptadas XYZ y sobre la señal S generada del siguiente modo:

$$S = X + Y + Z$$

Las etapas involucradas en el análisis son las siguientes:

- Cálculo de la primer derivada y segmentación de la señal
- Cálculo de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de cada segmento
- Visualización de los resultados

CÁLCULO DE LA PRIMER DERIVADA Y SEGMENTACIÓN DE LA SEÑAL

El software selecciona una ventana de 290 mseg de duración, que comienza 160 mseg antes del complejo QRS. La señal de ECG representa la amplitud del frente de onda de despolarización en función del tiempo. Su derivada corresponderá a la velocidad de despolarización. Con el fin de detectar anomalías en la velocidad de despolarización se calcula la primer derivada en el intervalo definido.

En la Figura 4.6 se muestra la derivada de las tres derivaciones XYZ. Tal proceso remueve también las componentes de baja frecuencia (pero de alta energía) del intervalo S-T, que pueden enmascarar la presencia de los **PTV**.

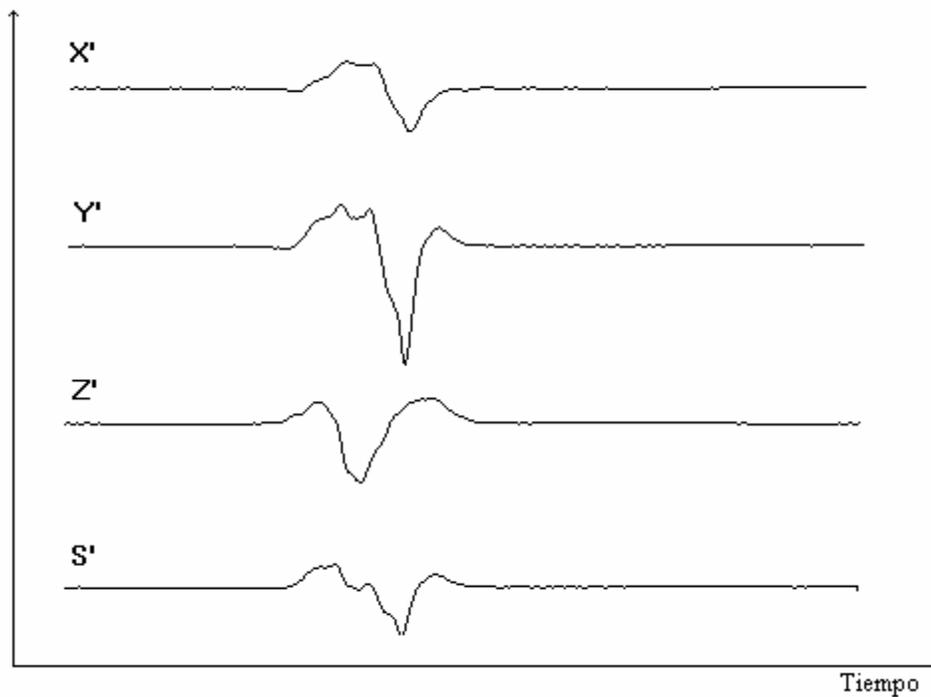


Figura 4.6: Derivadas de las tres derivaciones XYZ y de la señal S.

Luego de calcular la primer derivada se divide la señal resultante en segmentos de 25 mseg de duración. Los segmentos consecutivos se hallan solapados entre sí, de tal modo que cada segmento comienza 2 mseg después que su antecesor.

CÁLCULO DE LA FFT

La estimación de la Densidad Espectral de Potencia (Power Spectral Density, en inglés) se hace por medio de la Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform, en inglés). La FFT es un algoritmo rápido para calcular la Transformada Discreta de Fourier (Discrete Fourier Transform, en inglés), que es una extensión al mundo digital de la Transformada de Fourier para señales analógicas.

La FFT se calcula sobre cada segmento de 25 mseg de señal obtenido previamente, y el algoritmo supone que cada segmento representa un período de la señal. El proceso incluye la multiplicación previa de los valores de señal por una función “ventana”. El software **LM®** le permite al operador avanzado elegir el tipo de ventana (Hamming, Hanning o Blackman). **La ventana de Blackman es la que produce la señal con menor distorsión.**

VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS

La visualización gráfica de los resultados permite ver las posibles turbulencias espectrales presentes al final del complejo QRS que manifiestan la existencia de **PTv**.

Las gráficas son mapas tridimensionales, donde cada uno de los ejes coordenados representa:

- **tiempo**: Corresponde a los diferentes segmentos solapados de la onda.
- **PSD**: Para cada segmento se obtiene la estimación de la densidad de energía espectral.
- **frecuencias**: La PSD tiene un valor único para cada valor de frecuencia y cada instante de tiempo.

En la Figura 4.7 se muestran dos de las presentaciones implementadas. El análisis se realiza sobre las derivaciones XYZ y sobre una cuarta que representa la suma de estas tres ($S=X+Y+Z$). En **(a)** se observa la vista frontal de XYZ y S, mientras que en **(b)** se representa la vista lateral de las mismas señales. El análisis presentado en esta figura corresponde a un sujeto normal.

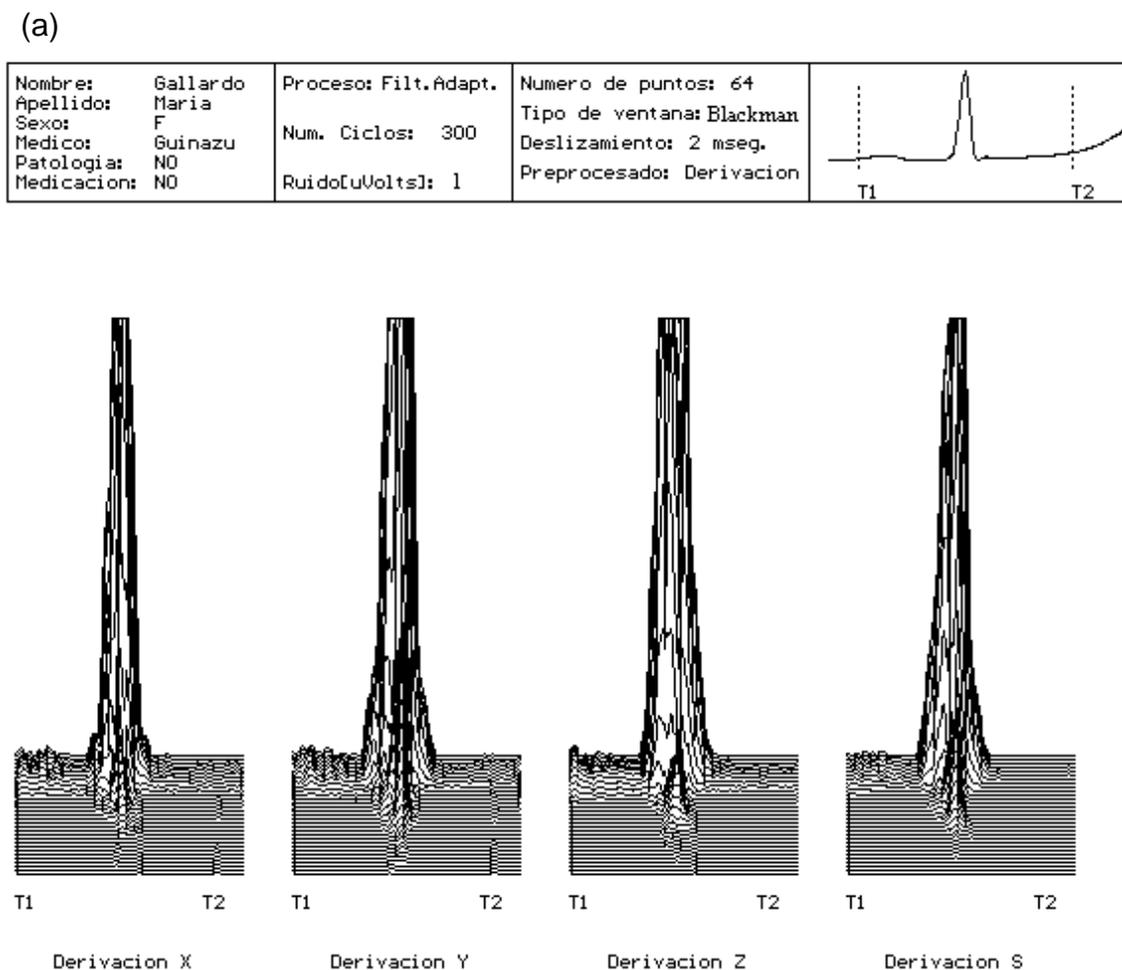


Figura 4.7 (a): Análisis frecuencial. Vista frontal derivaciones XYZ y derivación suma(S).

(b)

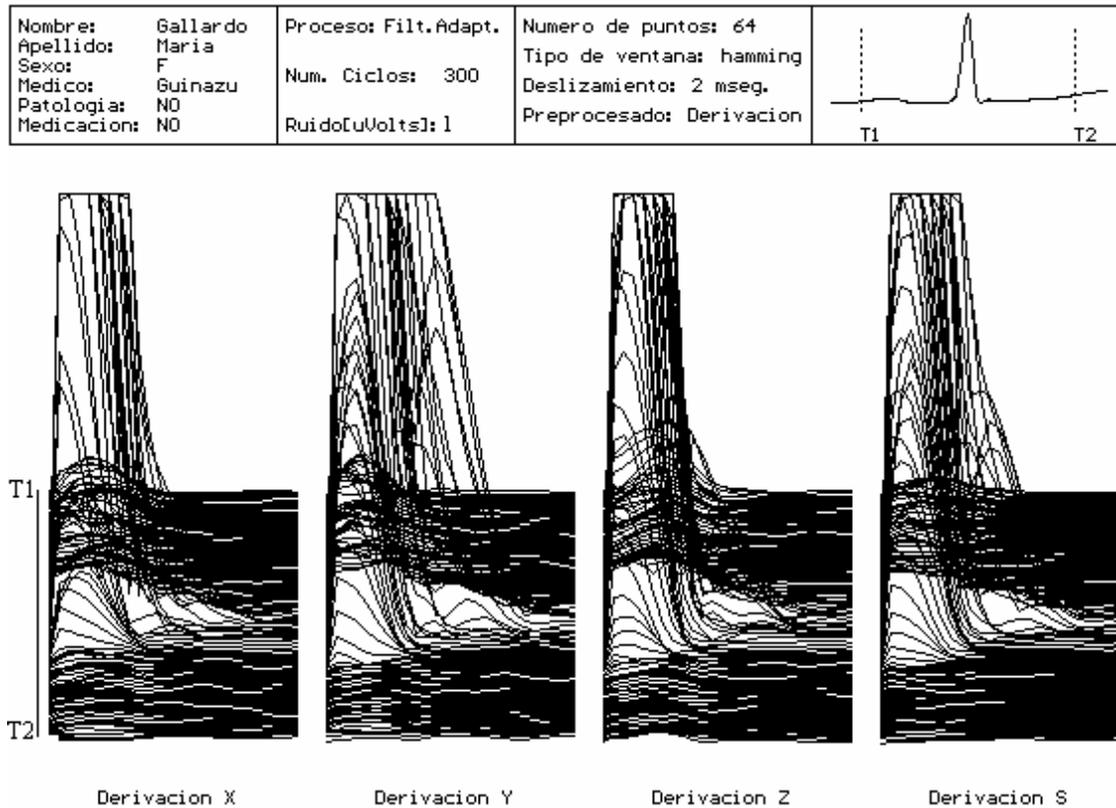


Figura 4.7 (b): Análisis frecuencial. Vista lateral de las derivaciones XYZ y derivación suma(S).

Otra gráfica es la imagen bidimensional color. En ésta los ejes corresponden a tiempo y frecuencias. La tercera dimensión, representada por la amplitud de PSD, se codifica con un color. Al nivel mas bajo de PSD se le asigna el color azul y al más alto el rojo. Entre estos dos colores extremos quedan, de menor a mayor PSD, los colores: celeste, verde, amarillo, magenta y anaranjado.

La escala seguida para la asignación de los distintos colores a rangos de PSD no es lineal, y la misma se ajusta automáticamente para poder detectar claramente la presencia de **PTV**. En la Figura 4.8 se muestra esta representación. La misma corresponde, al igual que las anteriores, a un sujeto normal.

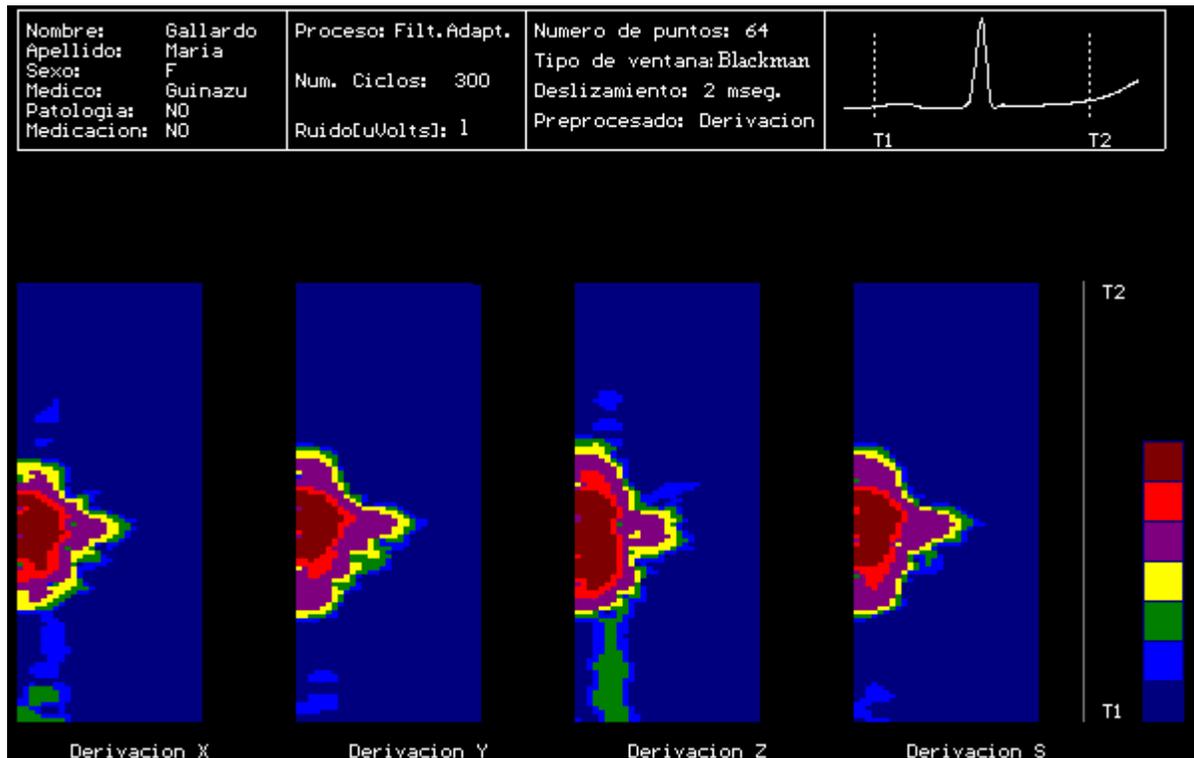


Figura 4.8: Representación bidimensional-color del análisis frecuencial.

Conjuntamente con las gráficas se muestra información, previamente almacenada, que es de gran utilidad para la interpretación de los resultados. A esta información se la divide en tres grupos:

- **Información Personal del Paciente:** Constituye información general a priori, tal como nombre, apellido, sexo, edad, etc., y referencias muy breves a información de interés clínico tal como patología y medicación. Estas dos últimas, en particular, son muy importantes ya que ayudarán a interpretar los resultados que se están mostrando.
- **Información del Proceso:** Indica la cantidad de puntos con la que se calculó la FFT, la longitud de los segmentos, el tipo de ventana que se utilizó y el pre-procesado que se le practicó a cada una de las derivaciones (derivación en este caso).

También se muestra la derivación X en la que se marca T1 y T2, que son las referencias temporales que indican los extremos de la ventana sobre la que se llevó a cabo el proceso.

INFLUENCIA DEL NIVEL DE RUIDO PRESENTE EN LA SEÑAL

La presencia de ruido residual tiende a generar "artefactos" en la señal para todas las frecuencias, que aparecen diseminados en todo el intervalo temporal. La amplitud de este ruido puede ser tal que alcance los niveles que poseen los **PTV**, haciendo imposible su visualización. El análisis frecuencial es más sensible a los valores altos de ruido que el análisis temporal.

En la Figura 4.9 se muestran las vistas frontal (a) y bidimensional-color (b) para un nivel de ruido de 2,3 μ Volts.

Nombre: Gallardo	Proceso: Filt.Adapt.	Numero de puntos: 64	
Apellido: Maria	Num. Ciclos: 50	Tipo de ventana: Blackman	
Sexo: F	Ruido[μ Volts]: 2.3	Deslizamiento: 2 mseg.	
Medico: Guinazu		Preprocesado: Derivacion	
Patologia: NO			
Medicacion: NO			

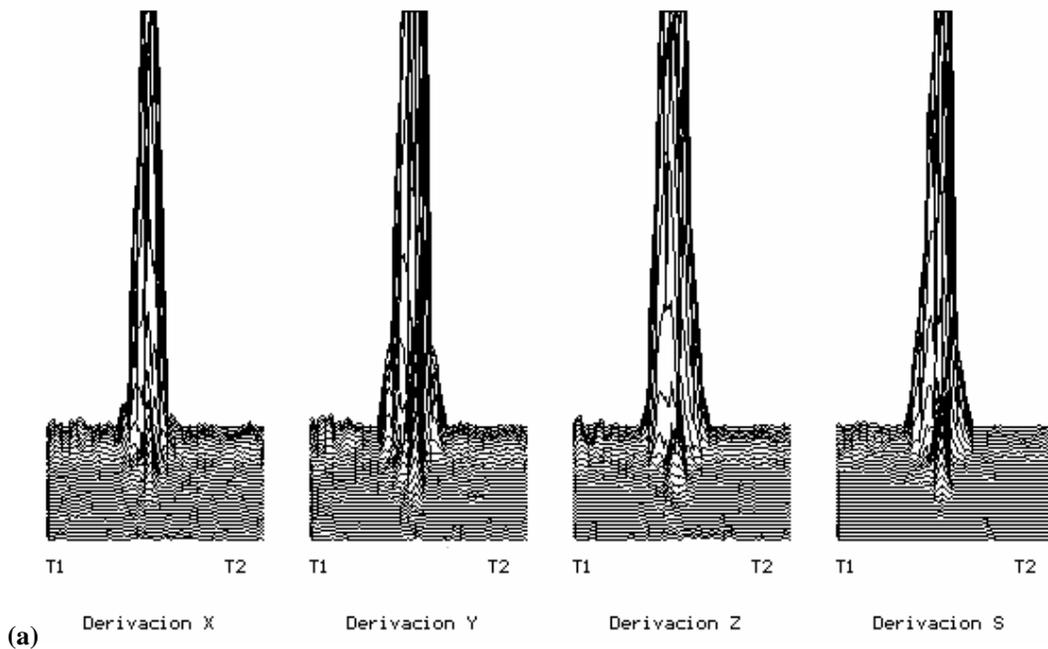
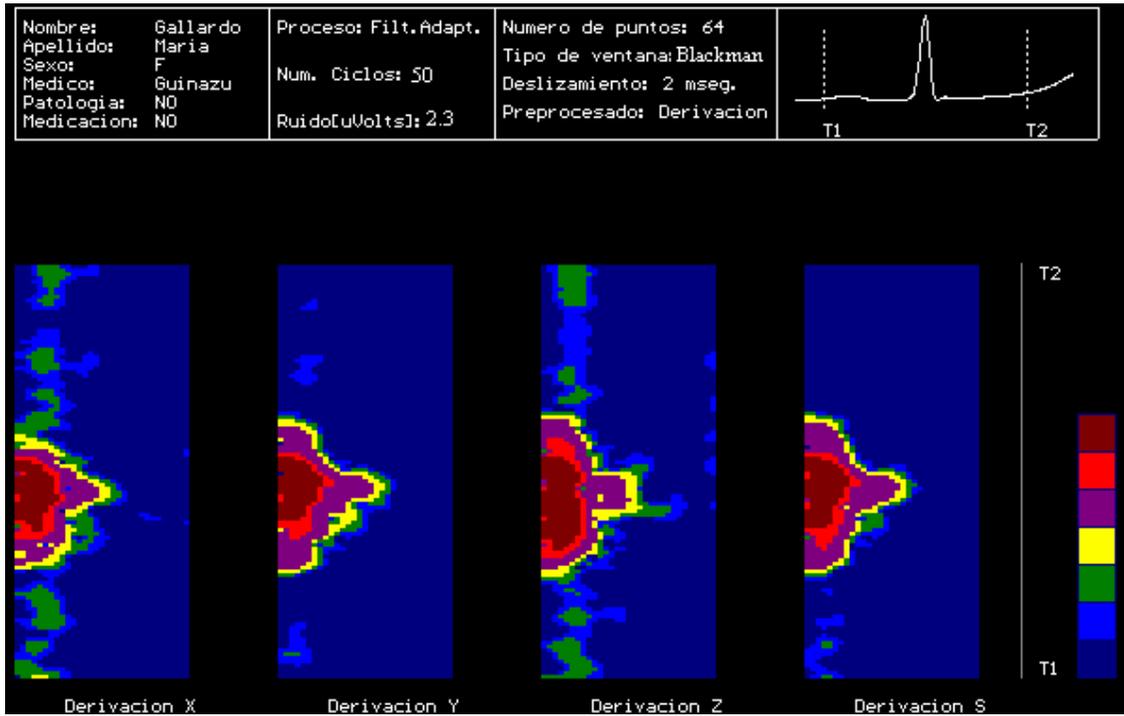


Figura 4.9 (a): Vista frontal correspondiente a niveles elevados de ruido.



(b)

Figura 4.9 (b): Vista bidimensional-color para niveles elevados de ruido.

SECCIÓN 6:

Registro de ECG para la detección de PTV

6.1 Opciones del menú de apertura GBI

Una vez instalado el software LM®, el usuario encontrará las opciones:

- REGISTRO PTV, y
- ANÁLISIS PTV

en el menú Manager de Apertura usado habitualmente con los productos HGalix, ECGalix y ERGalix. Este menú se accede digitando GALIX y apretando <ENTER>.

La detección de los PTV se realiza en dos etapas:

1. REGISTRO PTV: accediendo a esta opción el usuario puede registrar los vectores de Frank X, Y y Z, y las derivaciones bipolares (DI, DII, DIII) y las derivaciones aumentadas (aVF, aVR, aVL). El proceso de registro de ECG es similar al utilizado en Ergometría (ERGalix) y permite almacenar en el disco duro 10 minutos de ECG “ruidoso”. En esta opción se consignan los datos de paciente.
2. ANÁLISIS PTV: esta opción permite:
 - Filtrar el registro de ECG (vectores de Frank) ruidoso obtenido con la opción anterior para tener 3 ciclos cardíacos X,Y,Z “limpios” y almacenados en el disco duro como estudios en forma de archivos. Estos archivos y un archivo con los datos de paciente conforman la información necesaria para hacer el análisis de PTV en cualquier momento. Existirá un conjunto de cuatro archivos identificados con el mismo nombre por cada estudio realizado.
 - Escoger un estudio en particular almacenado en el disco duro y efectuar el análisis temporal o el análisis frecuencial.
 - Imprimir los gráficos de análisis temporal y análisis frecuencial.

Durante el registro de ECG el operador dispondrá de los comandos habituales encontrados en el ERGalix. El registro tendrá una duración de 10 minutos, y se iniciará luego de consignar los datos de paciente, tal cual sucede durante una ergometría. La luz roja parpadeante de la computadora indica el almacenamiento de la información en el disco duro. En la pantalla aparecerán trazados electrocardiográficos.

IMPORTANTE:

Antes de iniciar el registro de ECG es necesario preparar al paciente y colocarle los electrodos. Iniciar el registro de ECG una vez que el paciente se encuentre relajado y listo para el estudio.

6.2 Colocación de los electrodos

Para efectuar el registro de ECG para la detección de los PTV es muy importante una adecuada colocación de los electrodos. La figura 6.1 muestra la ubicación de los electrodos V1 a V6 del cable de ECG de 12 derivaciones provistos con el ECGalix/ERGalix para tener las derivaciones de Frank. El software tomará los vectores X,Y,Z de la siguiente manera:

$$X= V1 - V2$$

$$Y= V3 - V4$$

$$Z= V5 - V6$$

La posición de los electrodos RA (brazo derecho), RL (pierna derecha), LA (brazo izquierdo) y LL (pierna izquierda) es la habitual. **Estos cables deben conectarse al paciente aunque no se usen para las derivaciones X,Y,Z.**

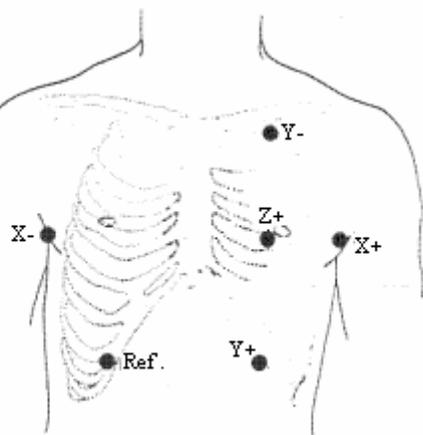


Figura 6.1: Posición de los electrodos XYZ. Los registros obtenidos con esta configuración son bipolares. El electrodo Z- se coloca sobre la espalda, en la misma línea que el Z+.

DERIV. CABLE UBICACIÓN EN EL CUERPO

+ X	V1	4to espacio intercostal, línea axilar media izquierda
- X	V2	4to espacio intercostal, línea axilar media derecha
+ Y	V3	Posición V3/V4 estándar o parte proximal pierna izquierda
- Y	V4	Manubrio
+ Z	V5	Posición V2 estándar
- Z	V6	Posición opuesta a V2 estándar sobre la espalda
REF	RL	Costilla inferior derecha/ Tobillo pierna derecha
RA	RA	Muñeca brazo derecho
LA	LA	Muñeca brazo izquierdo
LL	LL	Tobillo pierna izquierda

6.3 Preparación del paciente

Se recomienda seguir los siguientes pasos:

- Hacer que el paciente se tienda de espaldas sobre la camilla en forma confortable, con los brazos descansando sobre los costados
- Remover la grasitud de la piel en los sitios de ubicación de los electrodos por medio de una gasa embebida en alcohol.
- Aplicar los electrodos en los sitios mencionados. Hacerlo primero con el electrodo de la espalda .
- Conectar los cables a los electrodos.
- Debido a que el movimiento muscular causa ruido en el registro de ECG, informar al paciente sobre la importancia de no mover la cabeza o los brazos durante el mismo. Se recomienda que el paciente se relaje durante algunos minutos antes de iniciar la adquisición de ECG.

SECCIÓN 7:

Procesamiento de ECG y Análisis de PTV

7.1 Interface Windows con el usuario

El software, por ser una aplicación Windows, posee características comunes a toda otra aplicación en Windows. Entre ellas podemos destacar:

1. **Menú del Sistema:** le provee al usuario un conjunto de operaciones estándar que pueden ser hechas sobre la ventana.
 - **Restaurar:** Permite devolver a la ventana a su tamaño original cuando ésta se halla minimizada. Este ítems esta inhabilitado cuando la ventana no está minimizada.
 - **Mover:** Hace que la ventana pueda ocupar otra posición definida por el usuario mediante el uso del "mouse".
 - **Tamaño:** Permite redefinir el tamaño de la ventana.
 - **Minimizar:** Convierte a la ventana en un ícono que puede ser luego restaurado a su tamaño original. Esta función puede ser realizada con un botón especial que existe a la derecha de la ventana (ver Figura 7.1).
 - **Maximizar:** Hace que la ventana ocupe la totalidad de la pantalla. Al igual que la función anterior, esta puede ser realizada con un botón especial (ver Figura 7.1)
 - **Cerrar:** Cierra la aplicación; es una forma de salir del programa.
 - **Cambiar a...:** Dispara un dialog box del administrador de programas, cuya función está relacionada con el manejo de las aplicaciones que están abiertas en ese momento.
2. **Cambios de tamaño:** Esto puede realizarse desde el menú del sistema, como se dijo, o desde los bordes de la ventana.
3. **Cambios de posición:** Se hace desde el menú del sistema o posicionando el mouse en la barra de título.

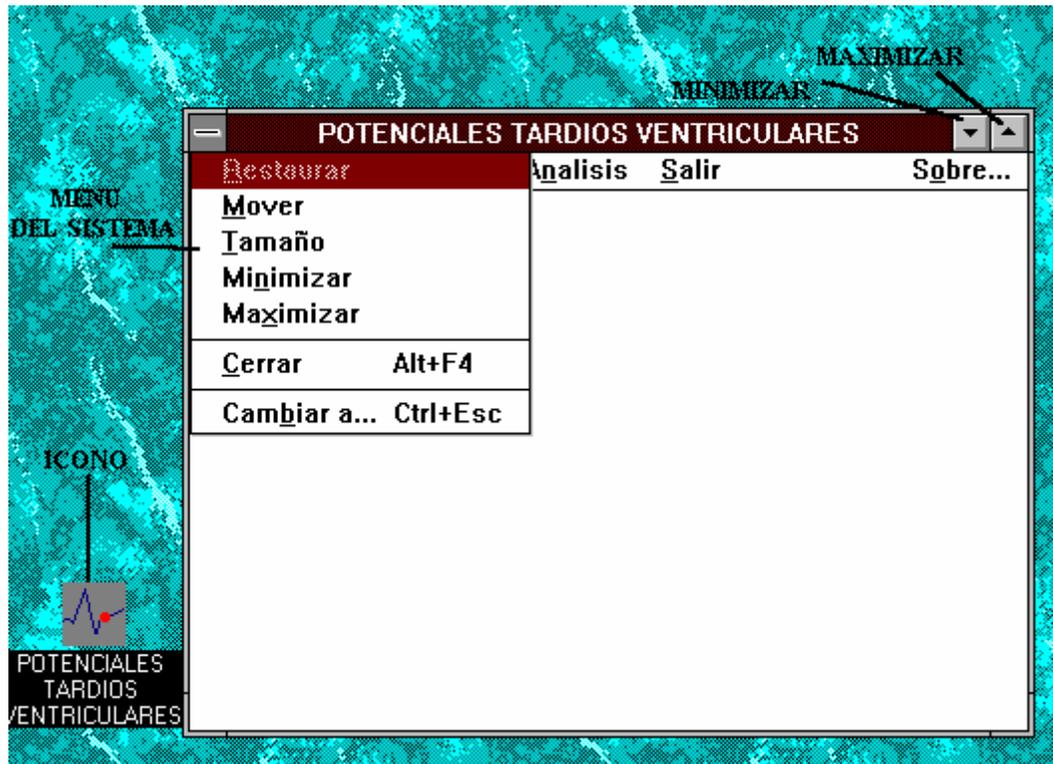


Figura 7.1: Funciones comunes a las aplicaciones Windows.

7.2 Diagrama operacional del sistema

En este punto se detallarán aspectos relativos a la organización de las operaciones dentro del entorno.

En la Figura 7.2 se muestra el flujo de operaciones que pueden realizarse en el sistema. Se parte de un menú principal, el cual tiene la forma de menú barra ("menu-bar") y aparece en la parte superior de la ventana debajo de la barra de título (Figura 7.3).

Dicho menú (menú 1 en Figura 7.2) da acceso a las siguientes funciones:

a) PROCESO: Constituye la acción de reducir los niveles de ruido de la señal mediante el filtrado estadístico. Según lo observado en la Figura 7.2, de aquí se desprenden tres opciones. Estas son ofrecidas al usuario de la forma de menú "pop up" que es un tipo de menú que se descuelga cuando un ítem del "menú-bar" se selecciona (Figura 7.3).

a.1) Configuración: La selección de este ítem dispara un "dialog box", que es una manera estandarizada de Windows para interactuar con el usuario cuando se precisa información adicional. En este caso se debe ingresar el número de latidos a procesar (valor implícito: 350). Esta es la opción de configuración que debe escoger el operador no entrenado.

a.2) Configuración Avanzada: La selección de este ítem dispara un "dialog box" (Figura 7.3). En este caso se debe ingresar (desde el teclado) los siguientes parámetros del proceso de filtrado adaptativo:

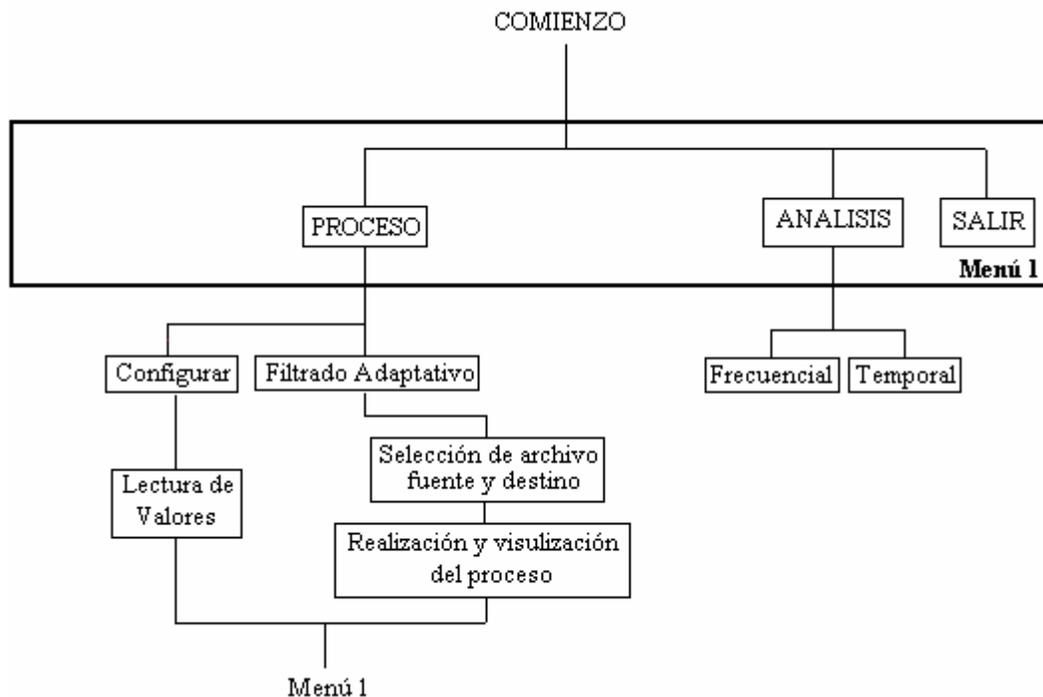


Figura 7.2: Diagrama operacional del sistema.

a.2.1) Número máx. de ciclos a procesar: Pone una cota superior a la cantidad de ciclos a procesar, y la misma está en relación a la cantidad de latidos que se almacenaron durante el proceso de adquisición. De la medición del ruido presente en la señal de entrada surge el número exacto de ciclos que se procesarán, pero dicho número no puede exceder este valor máximo.

a.2.2) Medición de ruido a los: Determina después de cuantos ciclos procesados se estimará el ruido presente en la señal de entrada..

a.2.3) Renovación de la SP cada: Fija cada cuántos ciclos procesados se renovará la Señal Patrón, tomando como nueva SP la salida de uno de los filtros adaptativos.

Luego de haber ingresado estas cantidades y de aceptar las mismas mediante un "click" en el botón de OK (Figura 7.3), el sistema retorna al menú principal (menú 1)

Si no se ingresara a esta opción dentro de PROCESO, estas variables adquieren los siguientes valores implícitos:

Número máx. de ciclos a procesar: **350**

Medición de ruido a los: **50**

Renovación de la SP cada: **15**

Si se selecciona Cancelar en el "dialog box" el proceso conservará los últimos valores establecidos, o los implícitos si estos nunca se modificaron.

La opción Configuración Avanzada debe ser utilizada únicamente por el operador experimentado.

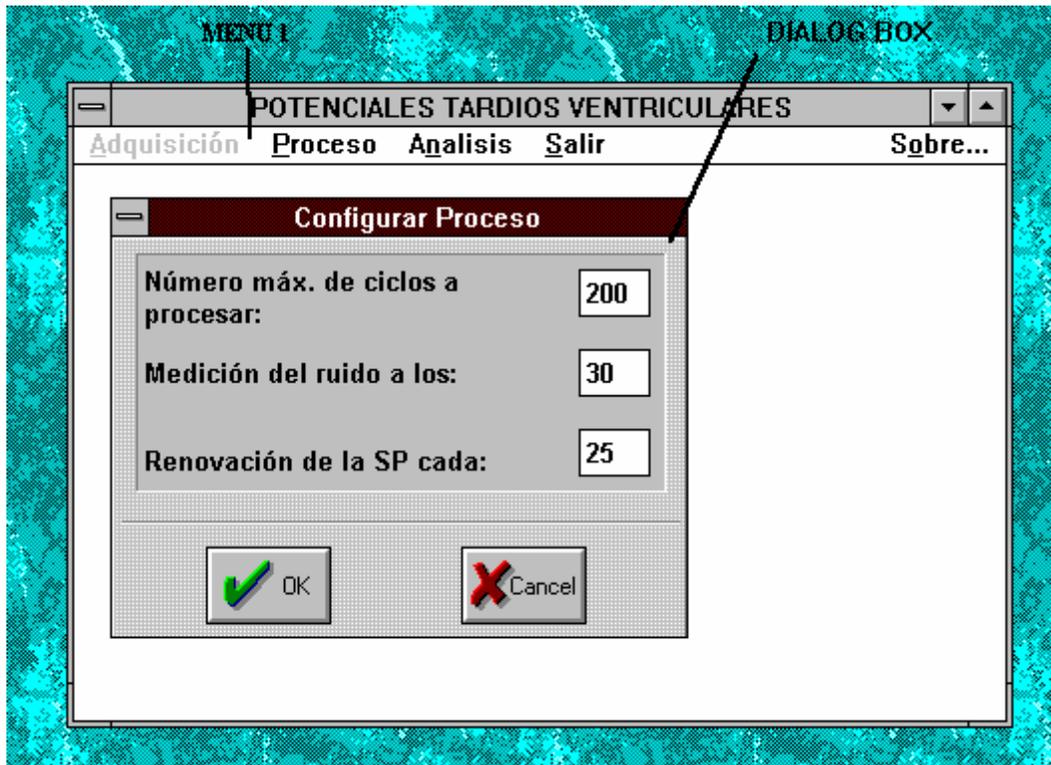


Figura 7.3: Entrada de valores en la configuración del proceso.

a.3) Filtrado adaptativo: El primer paso del proceso es disparar un "dialog box" titulado "Mejora de la SNR" (Figura 7.4) donde el usuario debe ingresar:

a.3.1) Nombre del archivo destino: Es el nombre con que se grabarán las tres señales procesadas. Las tres derivaciones se almacenan en forma separada con la extensión *dcd*. Para diferenciarlas, el software, le agrega al nombre definido por el usuario las cadenas *_x_*, *_y_* y *_z_* respectivamente. En el ejemplo de la Figura 7.4, en el que el usuario ingresa el nombre *nom* para el archivo destino, las derivaciones individuales se almacenarán en archivos que llevarán los nombres:

nom_x.dcd
nom_y.dcd
nom_z.dcd

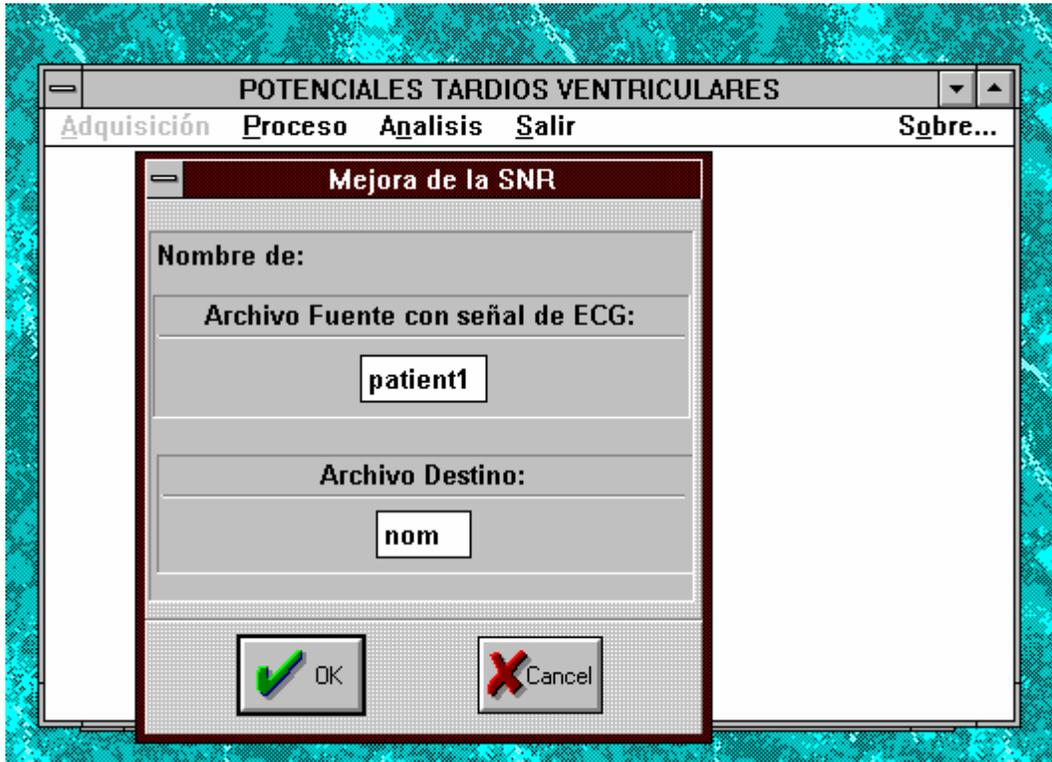


Figura 7.4: Ingreso del nombre del archivo destino para el filtrado adaptativo.

Con estos archivos definidos se da comienzo al proceso de filtrado adaptativo. Mientras transcurre este proceso se muestra en pantalla las salidas de los filtros adaptativos para las tres derivaciones, conjuntamente con información referida al mismo (Figura 7.5).

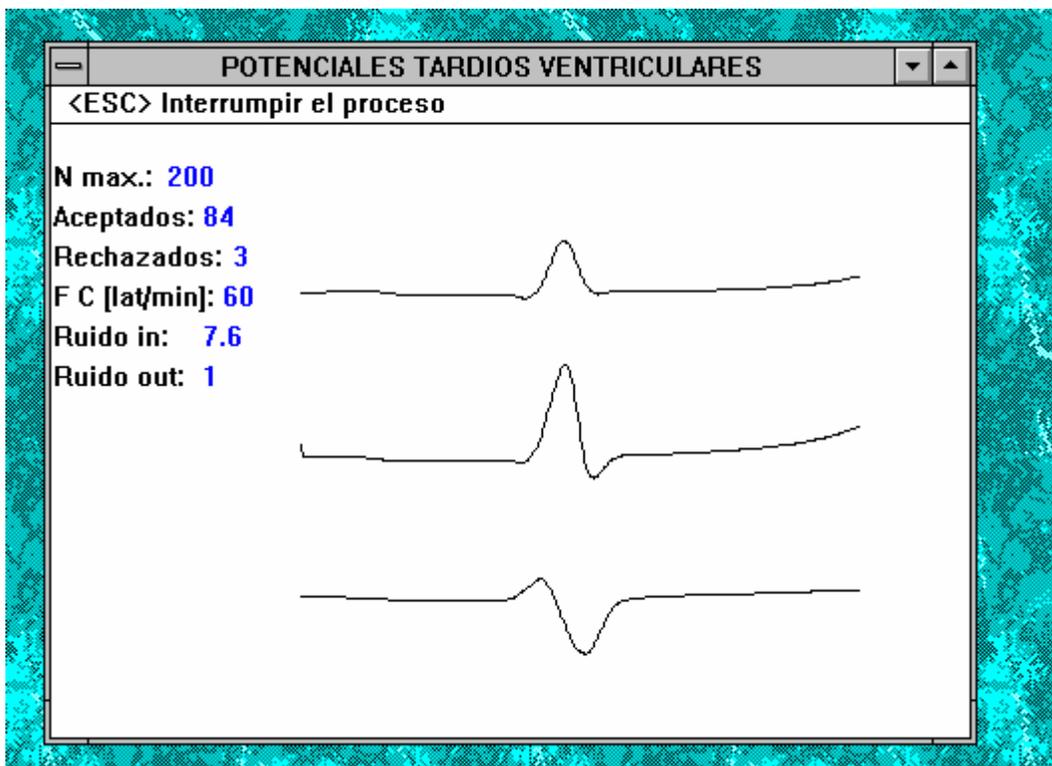


Figura 7.5: Pantalla en el proceso de adaptación.

La información mostrada es la siguiente:

- **N máx.:** Este parámetro tiene, al principio, el valor de la cantidad máxima permitida de ciclos que se pueden adaptar (ver a.2.1). Cuando se estima el ruido presente en la señal, dicho valor indica el número exacto de ciclos que se adaptarán.
- **Aceptados:** Informa, conforme avanza el proceso, el número de ciclos que han sido aceptados para realizar la adaptación, es decir, aquellos latidos que han superado el Coeficiente de Correlación Umbral.
- **Rechazados:** Informa del número de ciclos que fueron rechazados por no alcanzar el Coeficiente de Correlación Umbral.
- **FC[lat/min]:** Da, latido a latido, la frecuencia cardíaca (en latidos/minutos).
- **Ruido in:** Este valor permanece en cero hasta que se estima el nivel de ruido en una de las derivaciones, momento en el cual toma dicho valor (en μV).
- **Ruido out:** Al igual que el anterior, permanece en cero hasta que se realiza la estimación del ruido. En este momento indica el valor estimado de ruido (en μV) que poseerá la señal al finalizar el proceso. Si por la cota superior que se coloca a la cantidad de ciclos adaptables, no es posible alcanzar el nivel de ruido deseado ($0.8 \mu\text{V}$) este parámetro indicará el nivel estimado de ruido que tendrá la señal luego de adaptar el número máximo permitido de ciclos.

A finalizar el proceso de adaptación se graban los tres archivos con cada una de las señales correspondientes a las derivaciones, conjuntamente con un cuarto archivo que contiene información general del paciente y del proceso que fue llevado a cabo. Este lleva el nombre definido en el "dialog box" para el archivo destino (Figura 7.4) con la extensión *dat* (es un archivo de texto).

La información almacenada en dicho archivo es la siguiente:

- Nombre, apellido, edad y sexo del paciente.
- Nombre del médico que ordena el estudio.
- Patología del paciente y medicación que se le suministra.
- Tipo de proceso (filtrado adaptativo o promediación).
- Número de latidos procesados.
- Nivel de ruido estimado a la salida del proceso.

La información referida al paciente se extrae de un archivo generado durante la etapa de adquisición. Este posee idéntico nombre que el archivo donde se almacena la señal que se va adquiriendo (archivo fuente), y la extensión *dat*.

b) ANÁLISIS: Mediante la selección de este ítem se acceden los dos tipos de análisis: frecuencial y temporal (Figura 7.2). Estas posibilidades se le ofrecen al usuario en la forma de un menú "pop up".

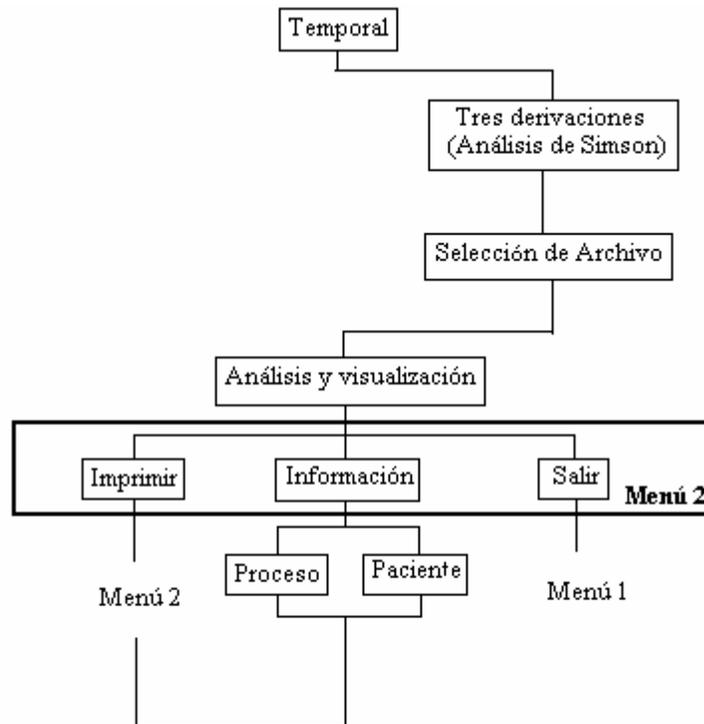


Figura 7.6: Diagrama de operaciones para el análisis temporal.

b.1) Temporal: Se hace según el diagrama de la Figura 7.6. Realiza el análisis convencional de Simson. Para ello se debe especificar, mediante un "dialog box" (Figura 7.7), el nombre del archivo que contiene las derivaciones que han sido previamente procesadas (filtro adaptadas). Este nombre es el mismo que aquel con el que se identificó al archivo destino en el proceso de adaptación (punto a.3.1).

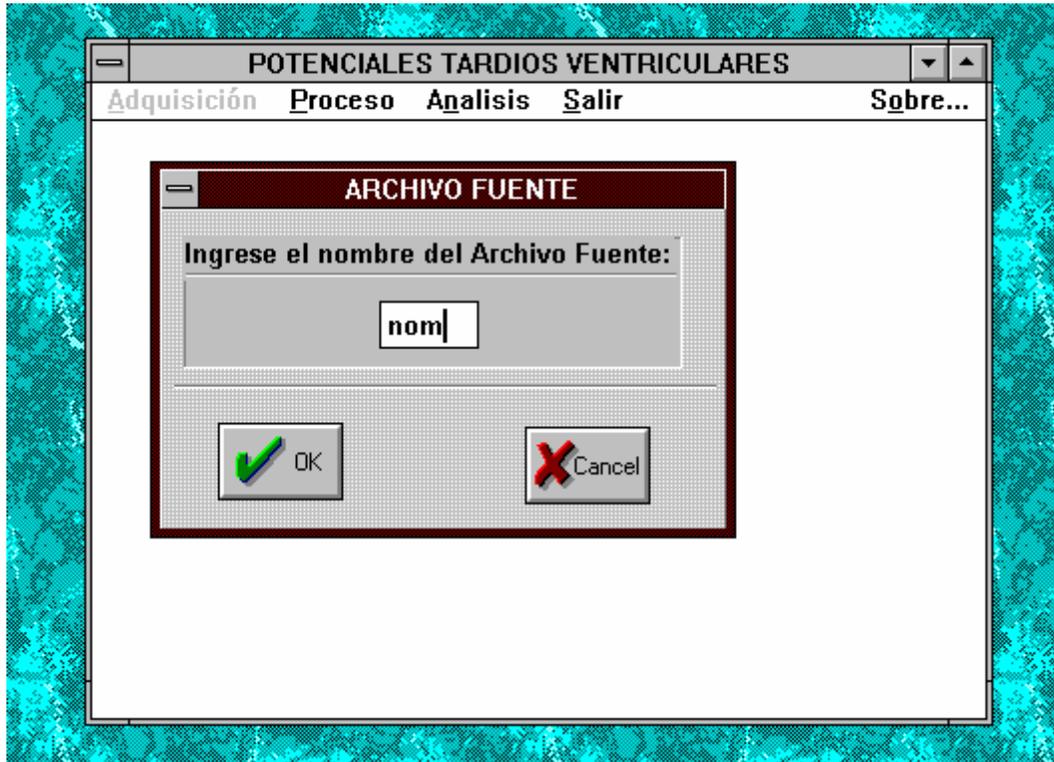


Figura 7.7: Ingreso del archivo sobre el cual se va a realizar el análisis temporal.

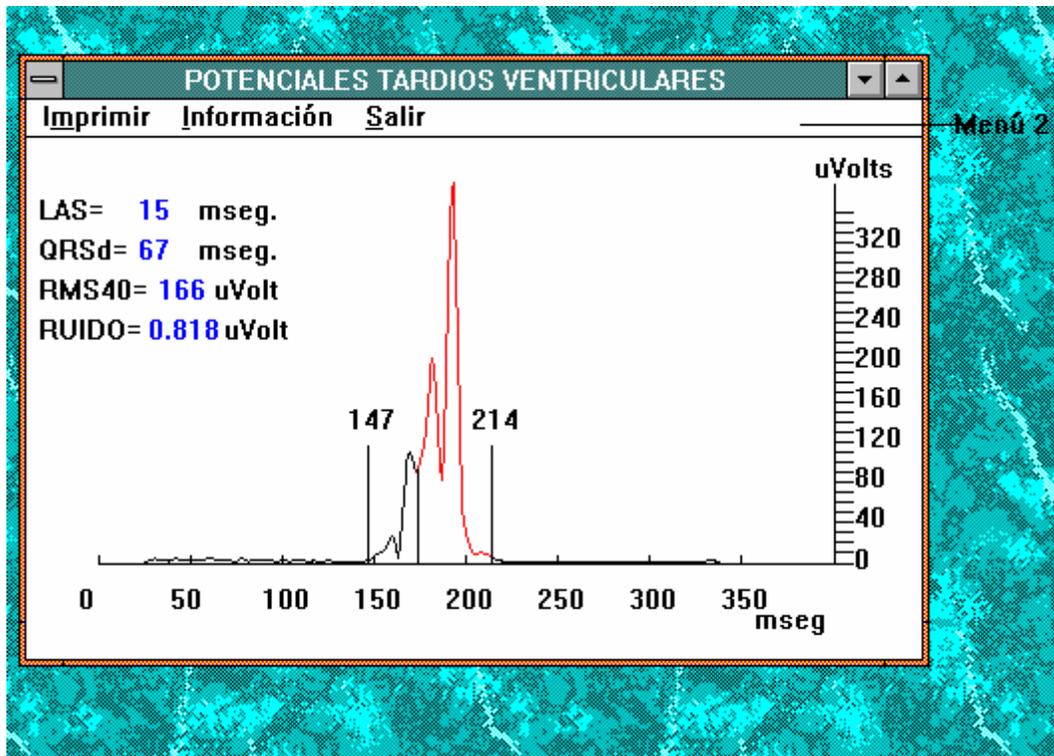


Figura 7.8: Salida gráfica del análisis temporal en las tres derivaciones.

Una vez especificado el archivo fuente se realiza el análisis y la visualización de los resultados. La salida para esta etapa se muestra en la Figura 7.8 y corresponde a la graficación del Vector Magnitud. En él se identifica el Punto Inicial (PI) y Punto Final (PF), al tiempo que se muestra el valor de las tres variables definidas por Simson (QRSd, LAS y RMS40) conjuntamente con el valor del Ruido Residual.

Cuando los valores de las variables definidas por Simson superan el límite de la normalidad, las mismas cambian de color. Esto da al usuario una ayuda visual para reconocer rápidamente valores patológicos. Los valores umbrales a partir de los cuales ocurre esto siguen el criterio de Gomes, y son:

QRSd \geq 120 mseg.

LAS \geq 38 mseg.

RMS40 \leq 20 μ Volt

También se diferencia, con otro color, los últimos 40 mseg en el trazado del VM.

Una vez realizada la visualización, el "menu-bar" se modifica dándole al usuario tres posibilidades, y que son: Imprimir, Información y Salir del menú. Si se elige la opción de Salir, el sistema retorna al menú inicial (menú 1 en la Figura 7.2)

A continuación se analizan las opciones Imprimir e Información.

b.1.2.1) Imprimir: La elección de este ítems del menú permite realizar la impresión de la pantalla actual. Para ello se dispara un "dialog box" estándar de impresión, como el que se observa en la Figura 7.9, que permite realizar todas las operaciones básicas de dicho proceso, algunas de las cuales son:

- Instalar la impresora
- Ajustar el número de copias
- Elegir la calidad de la impresión

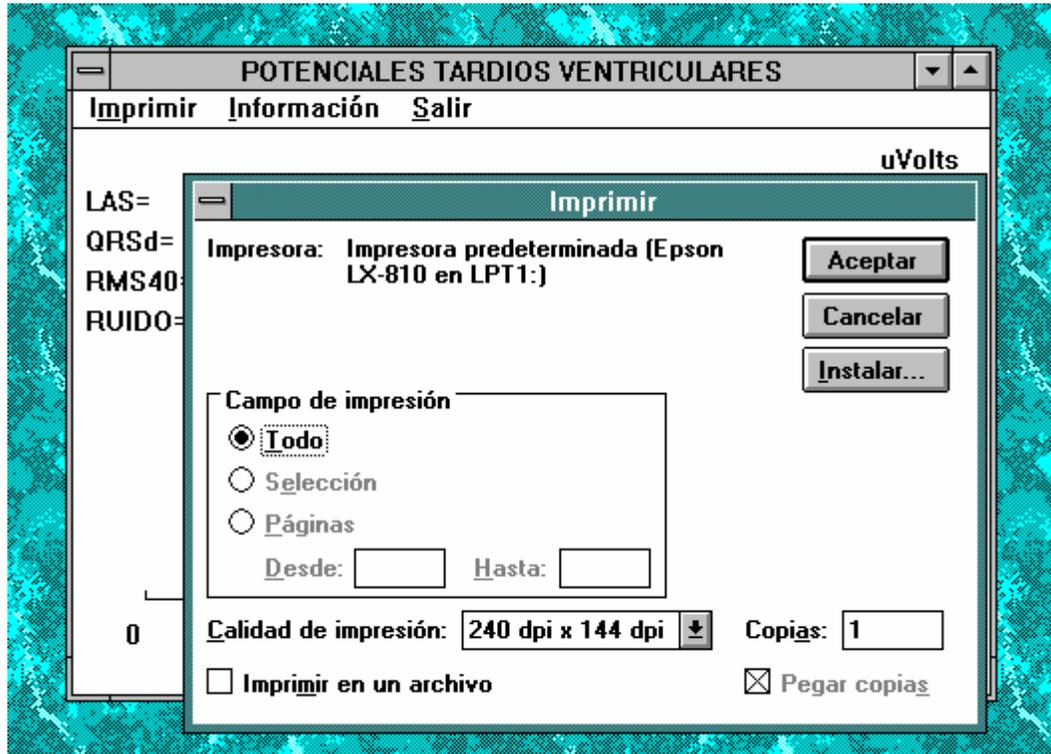


Figura 7.9: "Dialog box" que controla el proceso de impresión.

b.1.2.2) Información: Mediante esta opción se le da la posibilidad al usuario de obtener información referida al paciente y al proceso realizado previamente. El usuario accede a ésta en forma diferenciada a través de un "menú pop up".

i) Proceso: Indica el tipo de tratamiento que se le realizó a la señal, el número de ciclos que se procesaron y el nivel de ruido estimado para la señal, una vez finalizado el proceso (Figura 7.10). Este último valor puede ser contrastado con el nivel de Ruido Residual medido sobre el VM.

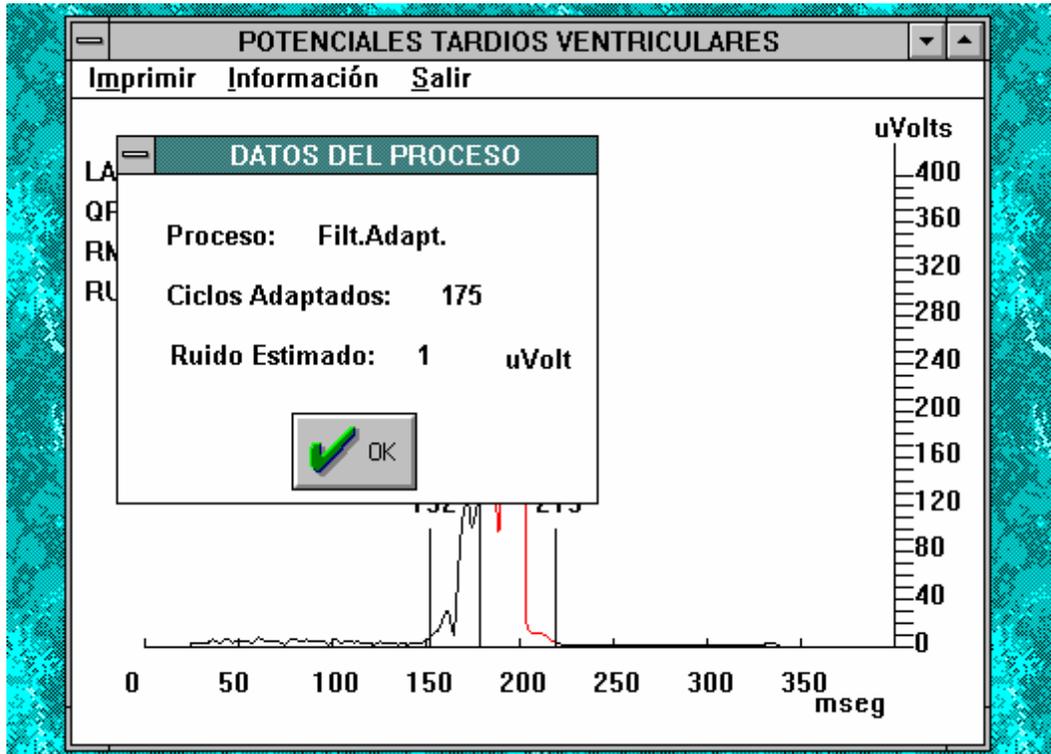


Figura 7.10: Visualización de datos referidos al proceso de filtrado estadístico.

ii) **Paciente:** En este "dialog-box" se visualiza apellido, edad, sexo, médico que ordenó el estudio, antecedentes patológicos y medicación que se le está suministrando al paciente (Figura 7.11). Estas dos últimas, en particular, son de vital importancia para la interpretación de los resultados del proceso.

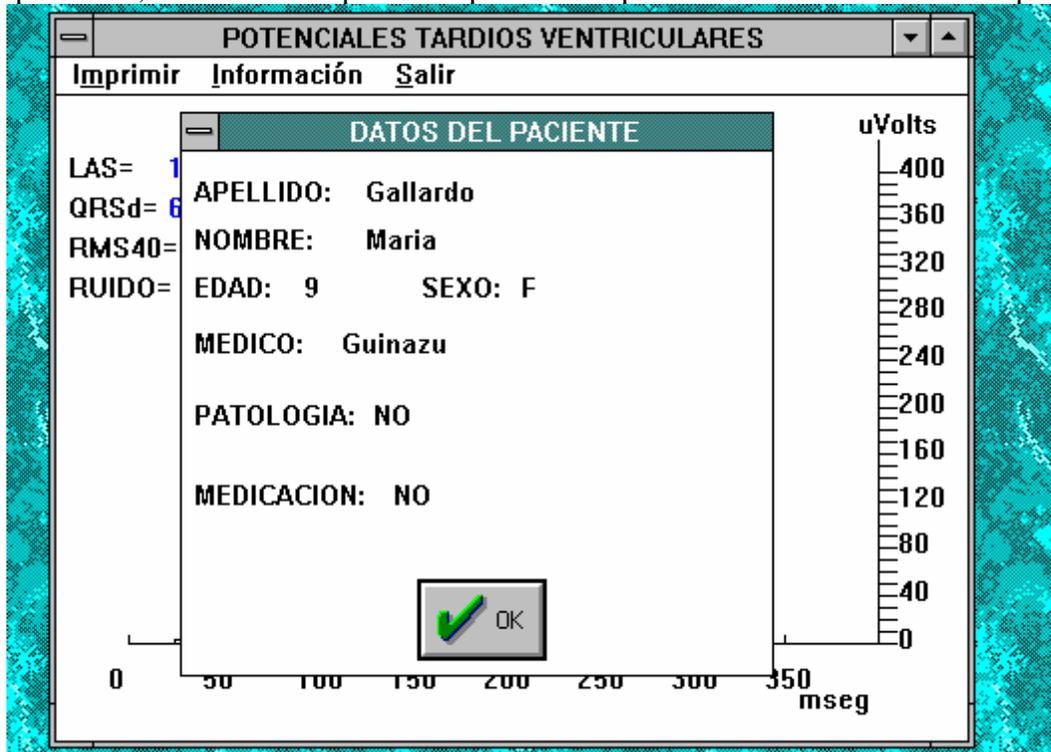


Figura 7.11: Visualización de información personal del paciente.

b.2) Frecuencial: Realiza el análisis frecuencial. El procedimiento es similar al utilizado en el análisis frecuencial.

c) SALIR: Finaliza la sesión de trabajo provocando que se cierre la aplicación.

7.2 Visualización de estudios múltiples

Por estar desarrollado bajo entorno Windows, el software **LM®** permite realizar estudios comparativos con el mismo paciente, por ejemplo en un "follow-up", o con distintos pacientes.

Esto se consigue abriendo tantas aplicaciones como el usuario desee, y ajustando el tamaño de las ventanas para poder realizar la visualización múltiple. En la Figura 7.12 muestra la comparación de estudios correspondientes al mismo paciente, pero con dos niveles de ruido residual diferentes.

Es importante destacar que con cada aplicación abierta es posible realizar todo el conjunto de operaciones definidas para una aplicación particular.

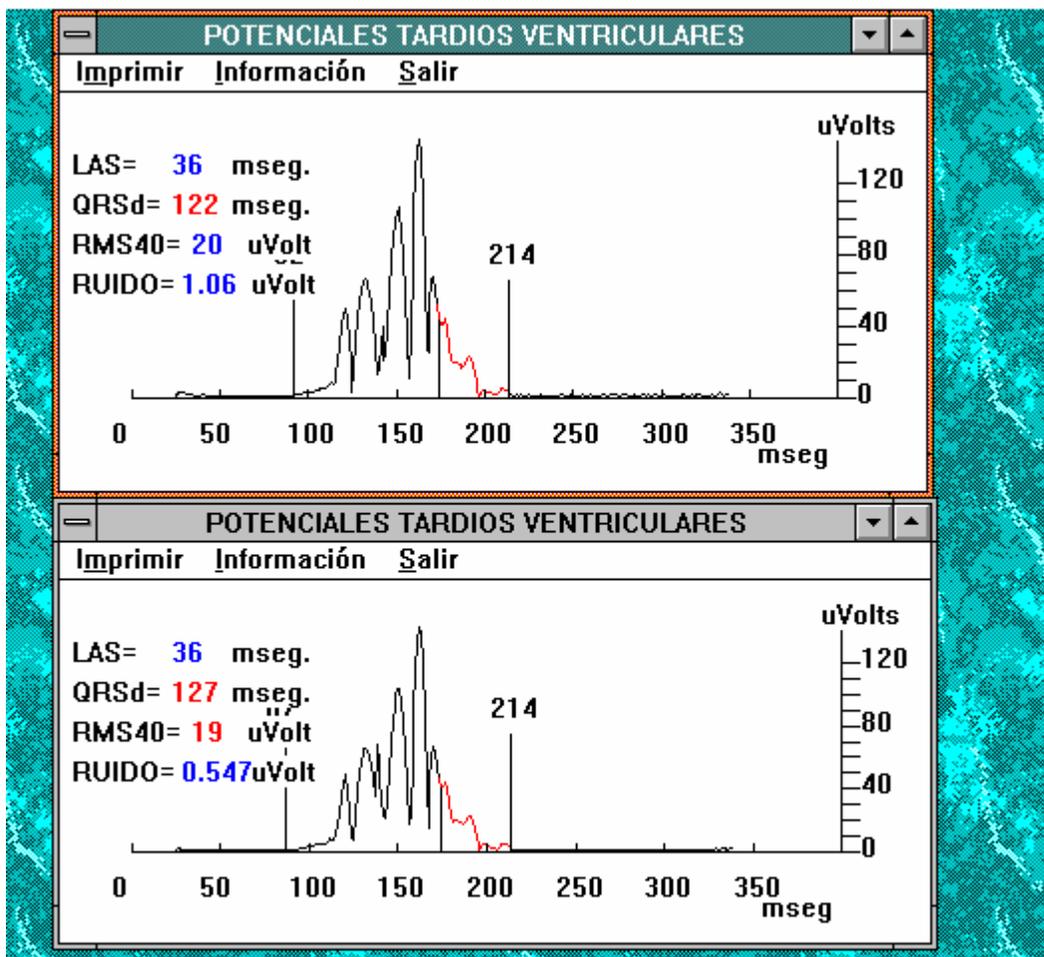


Figura 7.12: Visualización de estudios múltiples.