



Facultad de Ingeniería Eléctrica.

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

**Evaluación de Métodos de Filtrado para la Detección/
Análisis de Potenciales Tardíos Ventriculares**

Autor: Yarien Aparicio Díaz

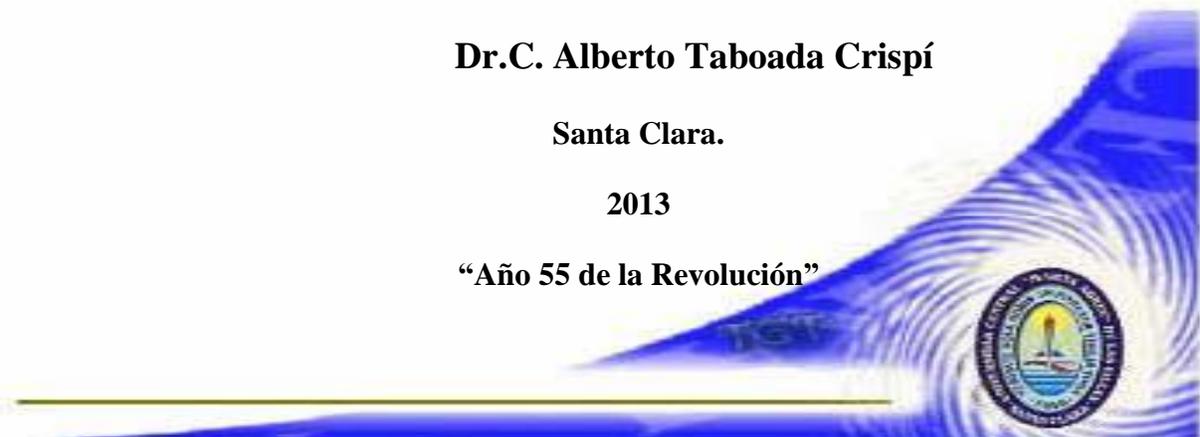
Tutor: Ing. Idileisy Torres Rodríguez

Dr.C. Alberto Taboada Crispí

Santa Clara.

2013

“Año 55 de la Revolución”



Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas.

Facultad de Ingeniería Eléctrica.

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información (CEETI)**



TRABAJO DE DIPLOMA

**Evaluación de Métodos de Filtrado para la Detección/
Análisis de Potenciales Tardíos Ventriculares**

Autor: Yarien Aparicio Díaz

Tutor: Ing. Idileisy Torres Rodríguez

Dr.C. Alberto Taboada Crispí

Profesor Titular, Profesor Investigador, CEETI, ataboada@uclv.edu.cu

Santa Clara

2013

“Año 55 de la Revolución”

Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad en Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

...No hay otros paraísos que los paraísos perdidos.

(Jorge Luis Borges, "Posesión del ayer")

DEDICATORIA

A mi mama por darme la vida y todo su apoyo, y a mi diana, mi musa preciosa por
aguantarme y estar a mi lado.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia por formar los buenos valores que todo hombre decoroso debe tener.

A Linnet por ayudarme siempre cuando la necesidad lo amerita.

A mi tutora por, a pesar de las adversidades estar ahí para mí.

A Michel y su esposa por ser los culpables de mi investigación.

A mis amigos del cuarto que más que amigos han sido hermanos durante estos 5 años.

A mis compañeros de vicio e insomnio (Duvier, Dustin, Manuel, Pallí, Javier, Carlos, Claudia, Michel etc.), en fin a todos los aficionados a la Blizzard.

A todos los que de una manera u otra incidieron en mi formación y autoreconocimiento como persona y como profesional.

TAREA TÉCNICA

- Estudio de la bibliografía relacionada con los Potenciales Tardíos Ventriculares, su detección y análisis.
- Selección de los métodos de filtrado a evaluar.
- Realización de un análisis estadístico del desempeño de los métodos de filtrado escogido.
- Implementación de un nuevo algoritmo que descarte las desventajas principales de los anteriores.
- Redacción del informe final de la tesis.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

En el desarrollo de este trabajo de diploma se realiza la evaluación estadística de dos métodos de filtrado utilizados en la detección y análisis de Potenciales Tardíos Ventriculares. Los métodos seleccionados para su evaluación fueron: el Método de filtrado de Simson, escogido por ser el método estándar y el Método de filtrado FIR, desarrollado en el CEETI [1]. La detección de VLPs posee una gran importancia pues representa un método no invasivo para la detección de enfermedades cardiovasculares en la población, contribuyendo a la estratificación de riesgo de muerte súbita cardíaca.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	iv
RESUMEN	v
TABLA DE CONTENIDOS	vi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. LOS POTENCIALES TARDÍOS VENTRICULARES (VLP)	3
1.1 Electrocardiografía (ECG)	3
1.2 Enfermedades cardiovasculares	6
1.2.1 Muerte súbita cardíaca.....	7
1.3 Electrocardiograma de Alta Resolución (HRECG)	8
1.4 Potenciales Tardíos Ventriculares (VLP).....	9
1.4.1 Breve historia de los VLP.....	10
1.4.2 Características de los VLP, ¿Por qué es difícil su detección?	10
1.4.3 Detección.....	11
Conclusiones parciales.....	13
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....	14

2.1	Base de datos (<i>tst_signals</i>)	14
2.2	VLPdet.	14
2.3	Técnicas de realce de la señal	18
2.3.1	Promediado coherente	21
2.4	Detección y Análisis de VLPs.....	23
2.4.1	Método de filtrado de Simson.....	24
2.4.2	Método de filtrado paso-alto FIR.....	24
2.5	Evaluación de la calidad.....	25
2.5.1	Índice de desempeño	26
2.5.2	Espacio ROC	26
	Conclusiones parciales.....	28
CAPÍTULO 3. EVALUACIÓN DE LOS MÉTODOS DE FILTRADO SELECCIONADOS.....		29
3.1	Características del filtro de Simson.....	29
3.2	Características del filtro FIR	31
3.3	Detección de VLPs utilizando el filtro de Simson	33
3.4	Detección de VLPs utilizando el filtro FIR.....	36
	Conclusiones parciales.....	40
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		41
	Conclusiones	41
	Recomendaciones	41
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		42
ANEXOS		45

INTRODUCCIÓN

Los Potenciales Tardíos Ventriculares (VLP) son componentes del Electrocardiograma (ECG) de amplitudes muy pequeñas con un contenido frecuencial que se encuentra por arriba de los 40Hz, y se asocian a las enfermedades coronarias tales como infartos de miocardio y arritmias cardíacas. Se localizan comúnmente en la porción terminal del complejo QRS y/o al inicio del segmento ST, aunque a veces pueden también localizarse en cualquier parte dentro del complejo QRS [2].

A pesar de la importante disminución de la mortalidad post-infarto alcanzada por el tratamiento fibrinolítico, los pacientes que sobreviven a un infarto agudo de miocardio siguen presentando un riesgo más elevado de morir que la población general[3].

Desde principios de la década de los años 70, un gran número de parámetros han sido evaluados con el objetivo de estratificar el riesgo post-infarto. Se ha encontrado que el grado de disfunción ventricular, expresado mediante la fracción de eyección ventricular izquierda (FEVI), y la presencia de isquemia residual, han sido los que con mayor frecuencia han sido determinantes en el pronóstico tras un infarto de miocardio[3].

Recientemente, se han introducido nuevos predictores para la estratificación del riesgo post-infarto. Uno de ellos es la presencia de Potenciales Tardíos Ventriculares (VLP) y los derivados de la detección de desequilibrios en el balance simpáticovagal cardíaco [2]. A pesar de los innegables avances en los últimos 30 años, la valoración del riesgo post-infarto posee 2 serias limitaciones:

- a) La mayoría de los estudios proceden de la etapa pretrombolítica, por lo que algunas de las variables de riesgo utilizadas han perdido capacidad predictiva y a la vez ha crecido el grupo de bajo riesgo en la era fibrinolítica.

- b) Los estudios pioneros determinaron la capacidad predictiva de diversas variables, pero siempre aplicadas de forma individual y, en promedio, esta era moderada. Esto suponía que una importante proporción de los pacientes identificados como de alto riesgo no iban a sufrir ningún evento fatal en su evolución posterior y podrían ser tratados innecesariamente[3].

Los VLP son muy utilizados como marcadores de riesgo arrítmico en el desarrollo de métodos no invasores para la predicción de muerte súbita cardíaca. Desafortunadamente, la mayoría de estos métodos presentan valores predictivos bajos, dado que los VLP son estructuras fisiológicas muy difíciles de detectar. La dificultad en la detección de los VLP consiste en que son estructuras que varían tanto en forma, amplitud, duración y ubicación sobre el trazo ECG. En el presente trabajo se pretende evaluar dos tipos de filtrado utilizados para la detección de los VLPs, constituyendo el **Objetivo General** de este trabajo de diploma.

Objetivos Específicos:

1. Revisar la bibliografía correspondiente al tema
2. Escoger los métodos de filtrado a evaluar.
3. Analizar estadísticamente el desempeño de los filtros escogidos.
4. Redactar el informe final de la tesis.

Organización del informe

El informe está compuesto por Introducción, Capítulo 1, 2 y 3, Conclusiones y Recomendaciones, y Referencias Bibliográficas.

En la **Introducción** se plasmará la actualidad, importancia, necesidad y surgimiento del tema de la investigación, además de los objetivos propuestos.

El **Capítulo 1** reflejará un estudio del estado del arte referente a los VLPs.

El **Capítulo 2** detalla las distintas herramientas utilizadas en el desarrollo de esta investigación.

El **Capítulo 3** muestra los resultados de la evaluación de los métodos de filtrados seleccionados.

CAPÍTULO 1. LOS POTENCIALES TARDÍOS VENTRICULARES (VLP)

En este capítulo se realiza una recopilación bibliográfica de aspectos básicos relacionados con las enfermedades cardiovasculares, la electrocardiografía de alta resolución (HRECG) y los Potenciales Tardíos Ventriculares.

1.1 Electrocardiografía (ECG)

La electrocardiografía es el registro de la actividad eléctrica que genera el corazón durante el ciclo cardíaco. El origen fisiológico de la señal ECG se encuentra en las células del músculo cardíaco. Estas células tienen la propiedad de ser excitables eléctricamente, produciéndose un flujo de iones a través de su membrana que produce un potencial eléctrico variable entre el interior y el exterior (potencial de acción de la célula). Este hecho puede modelarse en una primera aproximación como un dipolo eléctrico variable. En este proceso de excitación, la membrana celular cambia de polaridad (se despolariza), para posteriormente volver a la normalidad en la fase de recuperación (repolarización). Cuando una célula del músculo cardíaco se excita eléctricamente se produce un efecto de propagación, excitando a las células de las regiones adyacentes. Dado que la señal ECG está asociada a la actividad del músculo cardíaco, el ECG presenta un comportamiento repetitivo unido a cada recurrencia de los latidos cardíacos.

Cada recurrencia o ciclo de la señal ECG consta de distintas ondas en una secuencia determinada. Cada onda, o grupo de estas, representa a una de las distintas fases del latido cardíaco, y se denotan por una letra del alfabeto (P, Q, R, S, T). La Figura 1. 1 muestra una representación simplificada de la segunda derivación de la señal ECG ideal, correspondiente a un latido cardíaco. Cualquier desviación de esta forma de onda puede ser causa de una enfermedad cardíaca [4].

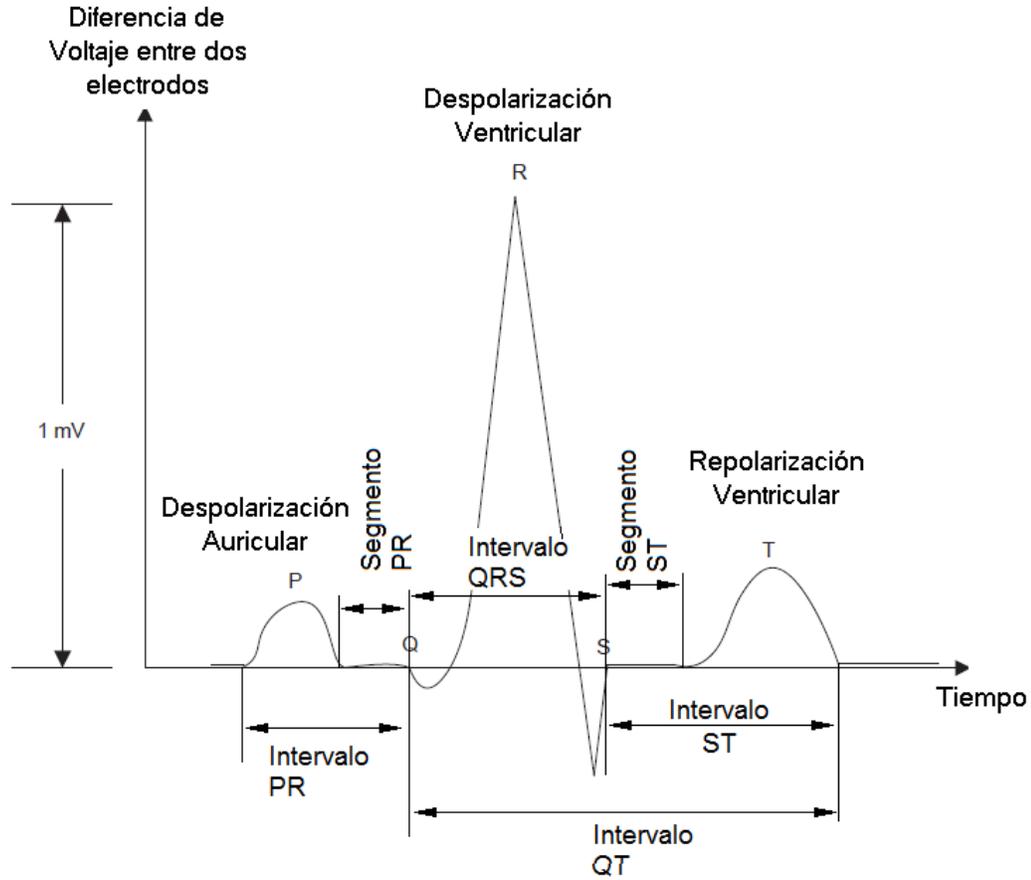


Figura 1. 1. Representación simplificada de la señal ECG

La onda P representa la despolarización del músculo de los atrios. La siguiente secuencia de ondas Q, R, S, denominado QRS o complejo QRS, refleja la combinación de la despolarización ventricular y la repolarización atrial que ocurren prácticamente al mismo tiempo. La onda Q es la primera inflexión negativa (hacia abajo) previa a una positiva, la onda R es la primera inflexión positiva (hacia arriba) y la onda S es la primera inflexión negativa posterior a una positiva. Una o más de estas ondas pueden o no estar presentes, y en ocasiones aparece una segunda onda R que se denota como onda R'. La onda T representa la repolarización ventricular.

Los intervalos temporales dentro de la señal correspondiente a cada latido también tienen importancia desde el punto de vista del diagnóstico. Además de las medidas absolutas correspondientes a las ondas de un latido cardíaco, existen otras relativas a latidos consecutivos, como es el ritmo cardíaco medido por el intervalo RR, que es la distancia entre dos ondas R pertenecientes a latidos cardíacos consecutivos. Otras medidas de gran

interés en el diagnóstico son la variabilidad en el tiempo de la forma de las ondas y el valor de los intervalos. Así, la variabilidad de los intervalos PR, RR y QT puede resultar muy significativa para el diagnóstico de determinadas patologías. Apariciones de latidos que cambian bruscamente de forma, como son los latidos ectópicos o contracciones ventriculares prematuras, son de gran interés y su detección es un problema importante en Electrocardiografía.

En la Tabla 1. 1 se presentan los valores típicos de amplitud para las distintas ondas, expresado en voltaje en la superficie del cuerpo. También se presentan algunos de los valores más comunes de los intervalos antes mencionados. Los elementos (ondas e intervalos) que se describen en esta tabla, constituyen las características más utilizadas en la Electrocardiografía convencional.

Tabla 1. 1 Valores típicos de los intervalos del ECG y de la amplitud de las diferentes ondas en él presentes

Amplitud		Duración	
Onda P	0,25mV	Intervalo PR	0,12 a 0,20s
Onda R	1,60mV	Intervalo QT	0,35 a 0,44s
Onda Q	25% de la onda R	Segmento ST	0,05 a 0,15s
Onda T	0,1 a 0,5mV	Intervalo de la onda P	0,11s
		Intervalo QRS	0,06 a 0,10s
		Intervalo RR	0,6 a 1s

Además de la información suministrada por las características antes referidas, se puede obtener otro tipo de información a través de la actividad cardíaca de baja amplitud (del orden de μV) mediante estudios de lo que se conoce con el nombre de Electrocardiografía de alta resolución. Esta actividad se encuentra normalmente en el segmento PR, que corresponde al paso del impulso eléctrico por el haz de His (potenciales del haz de His), y en la zona posterior al QRS y segmento ST que corresponde a posibles irregularidades en la activación del ventrículo, y por tanto, de gran interés clínico. Estos últimos potenciales se conocen con el nombre de Potenciales Tardíos Ventriculares [5].

1.2 Enfermedades cardiovasculares

Las Enfermedades Cardiovasculares son un grupo heterogéneo de enfermedades que afectan tanto al sistema circulatorio como al corazón, de ahí se deriva su nombre (cardiovascular). Las enfermedades cardiovasculares son una causa importante de muerte en todo el mundo. Las tasas de incidencia por sexo y dependencia de edad pueden cambiar de un país a otro, pero siempre son impresionantes [2]. En Cuba, teniendo en cuenta los datos del *Anuario Estadístico Nacional* (2009), las enfermedades cardiovasculares aparecen como la primera causa de muerte (197,8 x 100 000 habitantes) [6]. A continuación se realiza una breve descripción sobre algunas cardiopatías y su efecto sobre las ondas características del ECG [7].

- **Hipertrofia ventricular.** El corazón responde a un incremento de carga con un aumento de la masa muscular. El incremento de carga puede provenir de una hipertensión o estenosis aórtica o pulmonar. En ambos casos, el corazón necesita un mayor esfuerzo para realizar el bombeo de la sangre y responde aumentando su masa muscular. Las consecuencias en el ECG se muestran en un aumento de la amplitud del QRS unido a un incremento en la duración de este [8].
- **Defectos de conducción ventricular.** Estos defectos pueden ser congénitos o adquiridos y consisten en una anormal iniciación de la activación de los ventrículos. Este efecto se muestra en el ECG en una mayor duración del complejo QRS [8].
- **Preexcitación.** Se da cuando la conducción del impulso eléctrico de la aurícula al ventrículo se realiza por canales distintos a la unión aurículo-ventricular, y, por tanto, no existe el retardo que esta unión en condiciones normales ocasiona. El efecto sobre el ECG consiste en un patrón anormal del complejo QRS [8].
- **Infarto.** Se produce cuando el flujo de la sangre a una región del músculo cardíaco se reduce o interrumpe. Las células de esta región son dañadas y pueden en ocasiones morir. El impulso eléctrico cuando llega a esta región necesita seguir otras vías de propagación de las usualmente seguidas, ya que estas células quedan inactivas. El efecto sobre el ECG no es unívoco y depende de cada caso. Cuando las células no han muerto sino que han quedado parcialmente dañadas (isquemia), se suele reflejar en una

anormal elevación o depresión del segmento ST debido a una más rápida repolarización de dichas células [8].

- **Patologías asociadas con el entono cardíaco.** Son modificaciones en el ECG debido a alteraciones no en el corazón sino del volumen conductor que le rodea. Algunas de estas enfermedades son pulmonares, que cambian la orientación del corazón y que presentan una menor conductividad del pulmón, ocasionando una menor amplitud del ECG. La pericarditis o inflamación del saco pericárdico ocasiona también una reducción de la tensión del QRS y la onda T. Algunas enfermedades congénitas de corazón pueden generar hipertrofias, que presentan efectos sobre el ECG análogos a los ya comentados en primer lugar [8].
- **Arritmias.** Consisten en irregularidades en el ritmo cardíaco debido a cambios en la inicialización del impulso generador del latido o a problemas de conducción entre la aurícula y los ventrículos. Su efecto en el ECG puede ser cambios en el ritmo cardíaco y/o variaciones en la forma de la señal. Estas son las más importantes debido a que son las más relacionadas a los VLPs, y constituyen el objeto de estudio de esta tesis [8].

1.2.1 Muerte súbita cardíaca

La muerte súbita es aquella muerte natural que ocurre de forma inesperada en una persona sana o sin enfermedad grave conocida, en un corto espacio de tiempo desde el comienzo de los síntomas. La muerte súbita tiene dos picos de máxima incidencia: durante el primer año de vida (Muerte súbita del lactante) y entre los 45-75 años. El 90% de las muertes súbitas del adulto son de origen cardíaco y ocurren en la primera hora desde el inicio de los síntomas, siendo muchas veces fulminantes. La muerte súbita cardíaca es un desorden catastrófico, en el que el corazón abruptamente y sin aviso alguno deja de funcionar. Es un evento aterrador porque en cuestión de minutos mata a personas aparentemente sanas y sin problemas cardíacos conocidos. No hay estadísticas que den el número exacto de paros cardíacos al año. Se estima, sin embargo, que más del 95 % de las víctimas muere antes de llegar al hospital [9]. Este tipo de muerte no es un hecho aleatorio, la mayoría de las personas en ocasiones están enfermas pero no conscientes de ello. Un 75 % de las personas que mueren de muerte súbita cardíaca, tienen signos de haber tenido un infarto cardíaco previo y un 80 % tiene signos de enfermedad coronaria. La muerte súbita cardíaca se

produce por una taquiarritmia ventricular en el 80% de los casos y por bradiarritmia o asistolía en el resto [10].

Las víctimas de paro cardíaco pueden ser rescatadas de inmediato si se tiene un desfibrilador disponible para dar un choque eléctrico que restaure el ritmo normal del corazón. Personas en riesgo de muerte súbita cardíaca pueden ser protegidas con el uso de un desfibrilador implantable. Un desfibrilador implantable es un dispositivo eléctrico que se implanta debajo de la piel, el cual monitoriza el ritmo del corazón y en forma automática proporciona un choque eléctrico cuando detecta una irregularidad del ritmo del corazón que pueda conducir a muerte súbita. Estudios han demostrado que el uso del desfibrilador implantable es la mejor manera de prevenir el paro cardíaco en ciertos grupos de pacientes con alto riesgo.

Los Potenciales Tardíos Ventriculares aparecen asociados a la taquicardia ventricular, la cual precede la mayoría de las veces a la muerte súbita cardíaca. Esta es la razón que ha demostrado que los VLPs son un predictor fuerte de las taquicardias ventriculares, las cuales constituyen anormalidades cardíacas graves [9] [2].

1.3 Electrocardiograma de Alta Resolución (HRECG)

La detección y análisis de VLPs requiere de instrumentación especial o de un sistema de adquisición de Electrocardiografía de Alta Resolución (HRECG), además de técnicas de procesamiento digital para realzar la señal de interés. Una vez que la señal ECG es adquirida usando un equipamiento de alta resolución, diversas estrategias de cancelación de ruido pueden ser aplicadas con el objetivo de determinar la presencia o no de los VLPs.

La Figura 1. 2 muestra un diagrama en bloques que recoge las principales características que debe tener un canal de un sistema de HRECG.

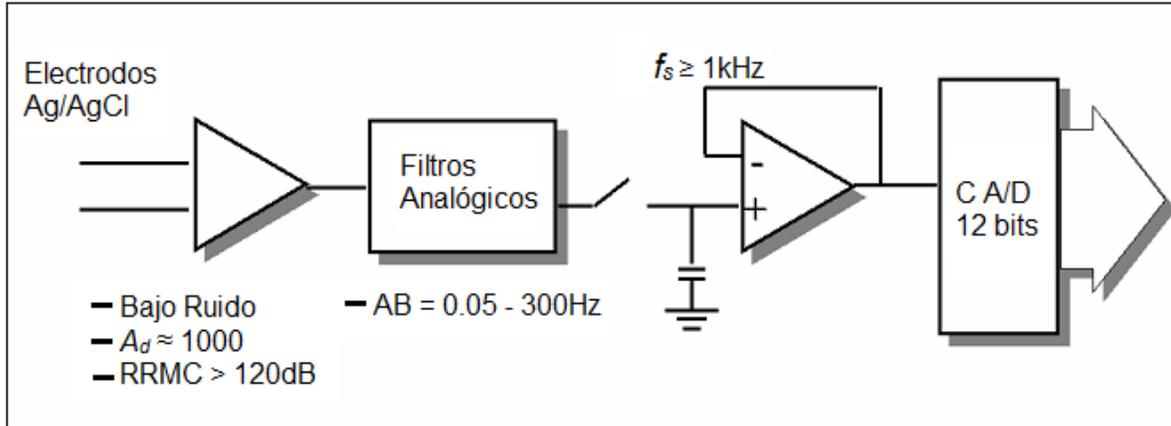


Figura 1. 2. Instrumentación requerida para detección de VLPs (un canal)

El sistema requiere de un amplificador con una ganancia diferencial en el orden de 1000, una Razón de Rechazo al Modo Común mayor o igual a 120dB [11], un Ancho de banda mínimo entre 0,5 y 250Hz, sin embargo los estudios en el dominio de la frecuencia sugieren utilizar un Ancho de Banda entre 0,05 y 300Hz. Los datos deben ser muestreados a una frecuencia mayor o igual a 1000 muestras por segundos y el convertidor Analógico/Digital debe ser al menos de 12 bits para lograr una resolución mejor que $2,5\mu\text{V}$ [12].

1.4 Potenciales Tardíos Ventriculares (VLP)

Los Potenciales Tardíos Ventriculares (por sus siglas en inglés VLP) son indicadores de conductividad ventricular anormal que se asocia a los substratos arrítmicos cardíacos en pacientes que han sobrevivido a un infarto de miocardio [2]. Cuando alguna región del tejido del miocardio (músculo cardíaco) está dañado, ocurre un retraso en la conducción, el cual puede alterar la actividad eléctrica normal del corazón. Un impulso retardado provoca una despolarización tardía al final del complejo QRS en la señal ECG, por lo cual aparecen los VLP [2].

Los VLP están caracterizados por ser señales de corta duración, baja amplitud y amplio espectro de frecuencias, que aparecen en la última parte del complejo QRS o en el inicio del segmento ST del electrocardiograma (ECG), en pacientes con ciertas anomalías cardíacas que pueden provocar la muerte [2].

La detección de dichas señales resulta un indicador diagnóstico no invasivo para taquicardias ventriculares sostenidas y muerte súbita cardíaca. No obstante, su detección representa un reto por la mala relación Señal a Ruido (SNR) en el intervalo de interés; el solapamiento de su espectro con el de las otras componentes del ECG y con el del ruido e interferencias que afectan el registro [2].

1.4.1 Breve historia de los VLP

Las señales de bajo nivel, directamente registrados a partir de las regiones isquémicas de un modelo canino de infarto de miocardio (MI), se describieron por primera vez en 1973 [13]. Esto fue seguido en 1978 con la primera grabación de VLP, de nuevo en un modelo canino de MI, usando electrodos de superficie [14]. En el mismo año fueron publicados los estudios sobre VLP grabados desde el endocardio humano [7]. En 1981, Simson introdujo la base para estudios no invasivos de VLP en el dominio del tiempo [15], que fue adoptado como un estándar diez años más tarde [16].

1.4.2 Características de los VLP, ¿Por qué es difícil su detección?

La amplitud de los VLP aparecen en el orden de $1 - 20\mu\text{V}$ [17] en el HRECG usando electrodos de superficie; estos valores son muy pequeños si se comparan con otros componentes de la señal HRECG (Figura 1. 3); por ejemplo el complejo QRS, el cual lo precede, tiene una amplitud de 1mV. El ruido y las interferencias que contaminan la señal ECG tienen amplitudes mucho mayores que los potenciales, causando que la SNR en el segmento de interés (final del complejo QRS) sea menor que la unidad. El espectro de frecuencias (25-250Hz) se solapa con el de la señal ECG.

Las características de amplitud y frecuencia, la corta duración y la posición dentro de la señal HRECG, hacen que la detección de los potenciales se dificulte. Estas causas junto al hecho de que la señal es contaminada con ruido provocan que el monitoreo de los VLP sea muy difícil [17] [2]. Cuando se hace referencia a la contaminación por ruido se está teniendo en cuenta, entre otros factores, la línea de 60Hz.

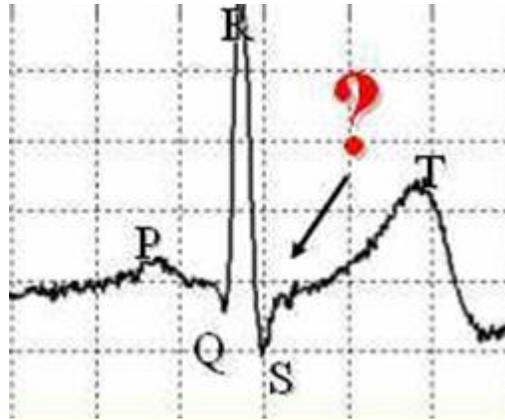


Figura 1. 3. Potenciales Tardíos Ventriculares en la señal ECG

1.4.3 Detección

La detección y análisis de las VLP requieren instrumentación especial, sistemas de adquisición de HRECG (Figura 1. 4), y técnicas de procesamiento digital de señales para realzar y analizar la señal de interés. Una vez que la señal ECG de alta resolución se adquiere, mediante el uso del equipo, se le aplica una estrategia de ruido decreciente con el fin de obtener la información relevante asociada a la presencia (o ausencia) de los VLP [2].

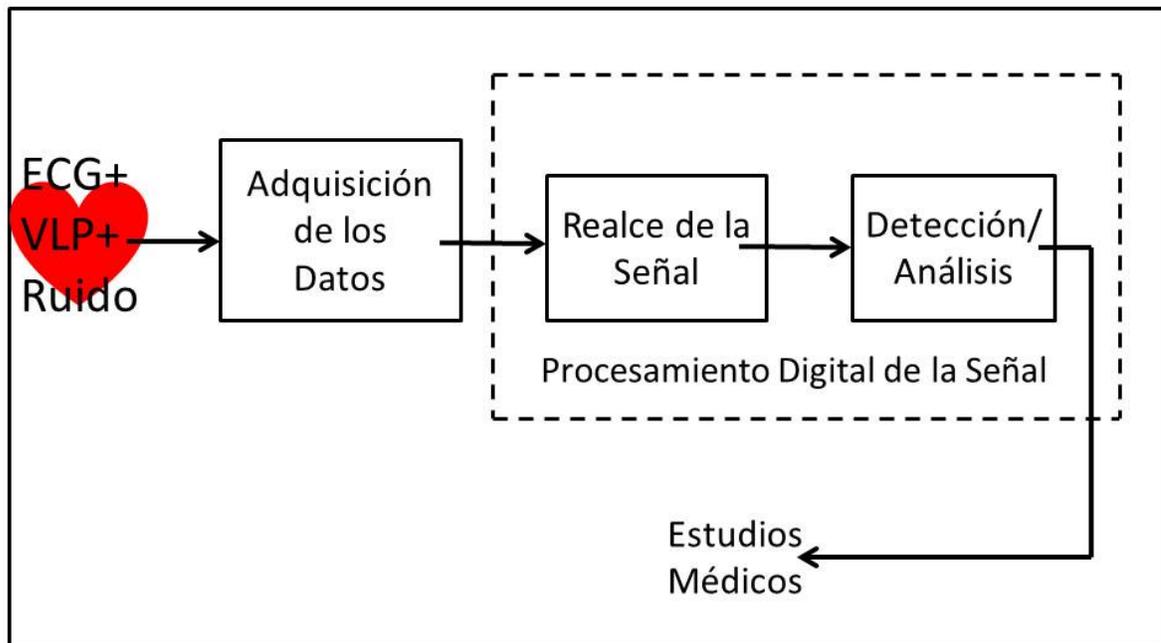


Figura 1. 4. Sistema para la detección y el análisis de VLPs

El análisis de la señal, luego de mejorada, puede realizarse en el dominio del tiempo o en el de la frecuencia. Los procedimientos convencionales para detectar Potenciales Tardíos

Ventriculares (VLP) en el dominio del tiempo logran mejorar la relación señal a ruido (SNR) en la señal electrocardiográfica de alta resolución (HRECG), con el promediado coherente de varios latidos normales (Figura 1. 5). No obstante, el número de latidos (N) requeridos para una reducción aceptable del ruido resulta elevado (~ 300), con un tiempo de registro (~ 5 min) que conspira contra la cooperación del paciente. Además, el desalineamiento de los VLPs en los distintos latidos, debido a imperfecciones del detector de QRS en presencia de ruidos y/o causas fisiológicas, trae aparejado un efecto de filtrado paso-bajo, que degenera la señal de interés. Igualmente, cualquier información que varíe de un latido a otro, que pudiera contribuir al diagnóstico, se pierde en el promediado [17]. Otras limitaciones del promediado coherente están asociadas a ambientes no estacionarios y a ruidos periódicos, como la interferencia de 60Hz.

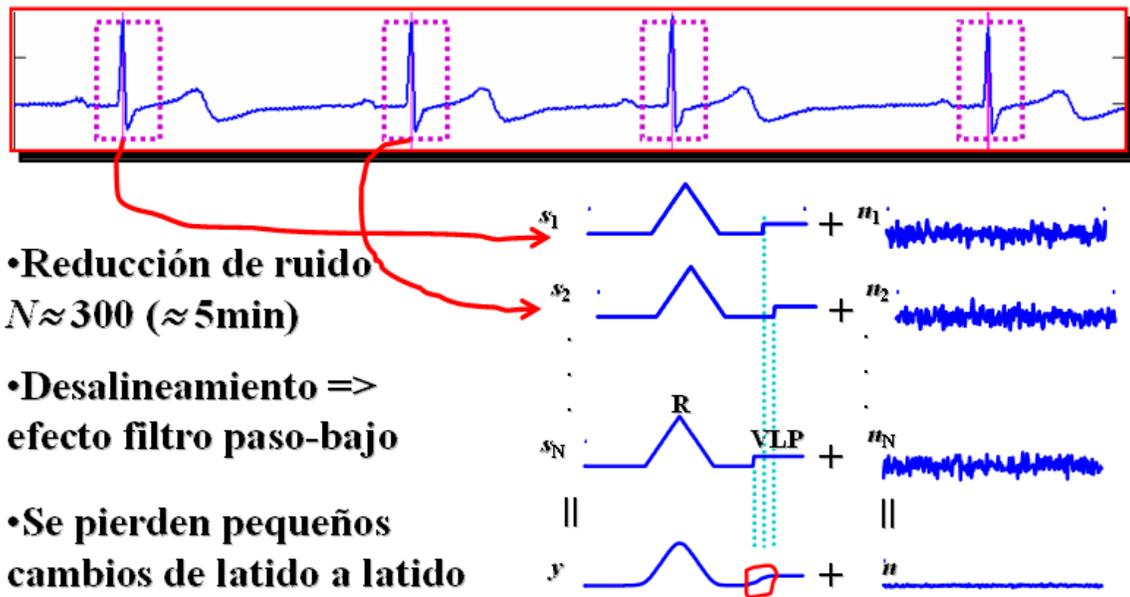


Figura 1. 5. Representación esquemática del promediado coherente de la señal electrocardiográfica

En el proceso de detección de los VLPs, se usa un filtro paso-alto(HPF) para reducir la amplitud del complejo QRS y atenuar las componentes de baja frecuencia (< 10Hz) del ruido contaminante (deriva del segmento ST) [1]. El HPF más comúnmente usado para el análisis de los VLP es el propuesto por Simson [18], que ha sido aceptado como estándar [5].

Algunos autores han propuesto distintas variantes de HPF con respuesta finita al impulso (FIR) para preservar la morfología de la señal filtrada en la detección/análisis de los VLPs [19] [20]. La primera variante propuesta consiste en aplicar de forma bidireccional ininterrumpida (de un extremo a otro de la señal), un filtro de *Butterworth* de dos polos (*filtfilt*) [19]. La otra variante [20] fue propuesta en la Universidad de Ulm, para lograr máxima semejanza con la respuesta de magnitud del filtro de Simson. Los HPF FIR son inherentemente de fase lineal. El de [20] tiene la ventaja, además, con respecto al estándar IIR bidireccional [18], de poder usarse en un solo sentido. No obstante, el orden necesario para lograr similar atenuación de ruidos con respecto a los IIR, es muy elevado, provocándose un ensanchamiento notable del QRS, que afecta la extracción de rasgos [5] para detectar VLP. En el CEETI [1] se desarrolló un HPF FIR el cual tiene características de atenuación y respuesta de magnitud similares a las del filtro de Simson, pero este permite su aplicación en una sola dirección y sin ensanchar excesivamente el complejo QRS, al detectar los VLPs.

En los últimos años, se ha prestado gran atención a las representaciones tiempo-frecuencia y tiempo-escala (basada en *wavelet*). Estas representaciones multidimensionales tienen cierto atractivo para el análisis de los VLPs, proporcionando más información y resolviendo algunas de las limitaciones presentes en los análisis independientes en los dominios del tiempo y de la frecuencia [2].

Conclusiones parciales

En este capítulo se explicaron algunas de las enfermedades cardiovasculares, sus principales rasgos así como el concepto de muerte súbita cardíaca, pues esta enfermedad puede ser prevenida a partir de su detección de los VLPs. Por tal razón, un bosquejo histórico sobre los VLPs, su caracterización y los principales detalles de su detección permitió conocer aspectos sobre la HRECG, así como la importancia que para la detección de los VLPs tiene esta técnica, pues no pueden ser obtenidos de la ECG.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se abordan los materiales y métodos utilizados en la comparación de dos técnicas de filtrado para detectar los VLPs.

2.1 Base de datos (*tst_signals*)

La base de datos utilizada como estándar dorado se llama *tst_signals* o base de datos de prueba, consta de un total de 204 señales simuladas con la ayuda de MATLAB. Estas señales están distribuidas de la siguiente forma:

- *c* (señal HRECG),
- *cVLP* (señal HRECG con presencia de VLP),
- *cVLPj* (señal HRECG con presencia de VLP y *jitter*),
- *n* (señal HRECG contaminada con ruido),
- *nVLP* (señal HRECG contaminada con ruido y con presencia de VLP),
- *nVLPj* (señal HRECG contaminada con ruido con presencia de VLP y de *jitter*),

Cada uno de estos grupos está compuesto a su vez por 34 señales. En una primera instancia se usó la totalidad de las señales con el objetivo de modificar los umbrales para usar el método FIR. Luego se seleccionaron los grupos *c*, *n*, *cVLPj* y *nVLPj*, con el fin de tener la misma cantidad de señales con potenciales y sin ellos para a partir de distintas medidas de desempeño realizar una comparación objetiva de los métodos de filtrado seleccionados [2].

2.2 VLPdet.

El software VLPdet 1.0 es una herramienta de diagnóstico para uso clínico, que utiliza los parámetros extraídos de la señal electrocardiográfica (ECG). A continuación enumeramos y explicamos brevemente sus principales utilidades [21]:

- Visualización y manejo de archivos correspondientes a señales ECG y HRECG en formato IOT, DAT y CECG.
- Filtrado de las derivaciones de la señal para reducir la interferencia de la línea de alimentación (60Hz y sus armónicos).
- Detección de los complejos QRS mediante algoritmos robustos adaptables a múltiples formas de onda.
- Realización de análisis de detección de Potenciales Tardíos Ventriculares , VLPs, (sólo aplicable a señales HRECG).

El primer paso para utilizar este software es cargar una señal ECG (o HRECG) desde un archivo. VLPdet soporta varios tipos de formato de señal ECG, las cuales son .IOT, .DAT y .CECG [21]. La Figura 2. 1 muestra la interfaz gráfica de este *software*.

VLPdet es un software especialmente diseñado para el trabajo con señales ECG de alta resolución. Durante la adquisición de señales ECG, las interferencias del ambiente clínico (principalmente de la línea de 50 ó 60Hz y sus armónicos), se mezclan con la señal proveniente de los electrodos y estas enmascaran determinadas componentes de la señal que pueden ser útiles para el diagnóstico (como pueden ser los VLPs). Sin embargo, utilizando una referencia muy correlacionada con estas interferencias, mediante una técnica de filtrado adaptativo, puede disminuirse considerablemente su efecto en la señal. Utilizando el botón nombrado **60Hz filter** se aplica el filtrado a las 3 derivaciones, teniendo en cuenta que esto representa un elevado costo computacional es recomendado realizarlo solo a una derivación [21].

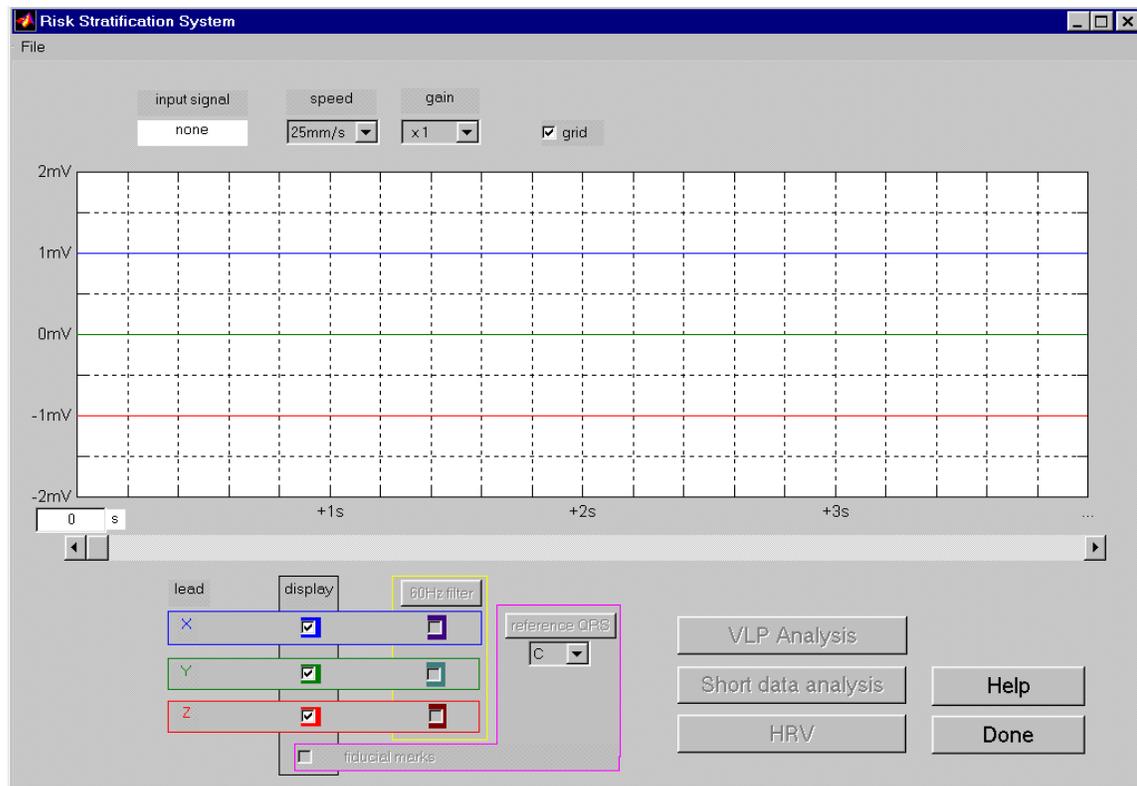


Figura 2. 1. Interfaz gráfica principal de VLPdet.

Para la detección de VLP, es necesario conocer la posición de las marcas fiduciales que denotan la posición de los complejos QRS. Al seleccionar *fiducial marks* en la interfaz gráfica y escoger el tipo de referencia en *reference QRS*, se detectan las marcas fiduciales.

Una vez que la señal HRECG es filtrada, esta se encuentra acondicionada para determinar si en la misma están presentes los VLPs, para ello se selecciona el botón *VLP Analysis* que se muestra en la Figura 2. 2, y que se activa luego de detectar las marcas fiduciales.

Al promediar y filtrar la señal, la misma está lista para extraer sus características o indicadores que sugieren la presencia o no de VLPs. Una vez fijado el comienzo y fin del complejo QRS filtrado (*onset* y *offset*) se calculan los parámetros estandarizados para el dominio del tiempo, los cuales son [21]:

- QRSd (ms): Duración del complejo QRS calculado como $offset - onset$.
- LASd (ms): El tiempo en que finalizando el complejo QRS la señal tiene una amplitud inferior a $40\mu V$.

- RMS40 (μV): Valor RMS de los últimos 40 milisegundos del complejo QRS.
- Ruido (μV): Estimado en el segmento isoelectrico como la mínima desviación estándar de un segmento de 100ms de señal.

La Figura 2. 2 muestra la interfaz gráfica de usuario para el análisis de VLPs. En esta se grafica la señal filtrada y los parámetros extraídos de ella. Los indicadores que se muestran en la parte superior de la Figura 2. 2 permiten seleccionar el número de latidos durante el promediado (*beats*), la derivación (*lead*), el tipo de ventana, el filtro (*filter type*), la frecuencia de corte (*cutoff*), así como un criterio de corrección de las marcas fiduciales y la duración final a la que se calculará el valor RMS [21].

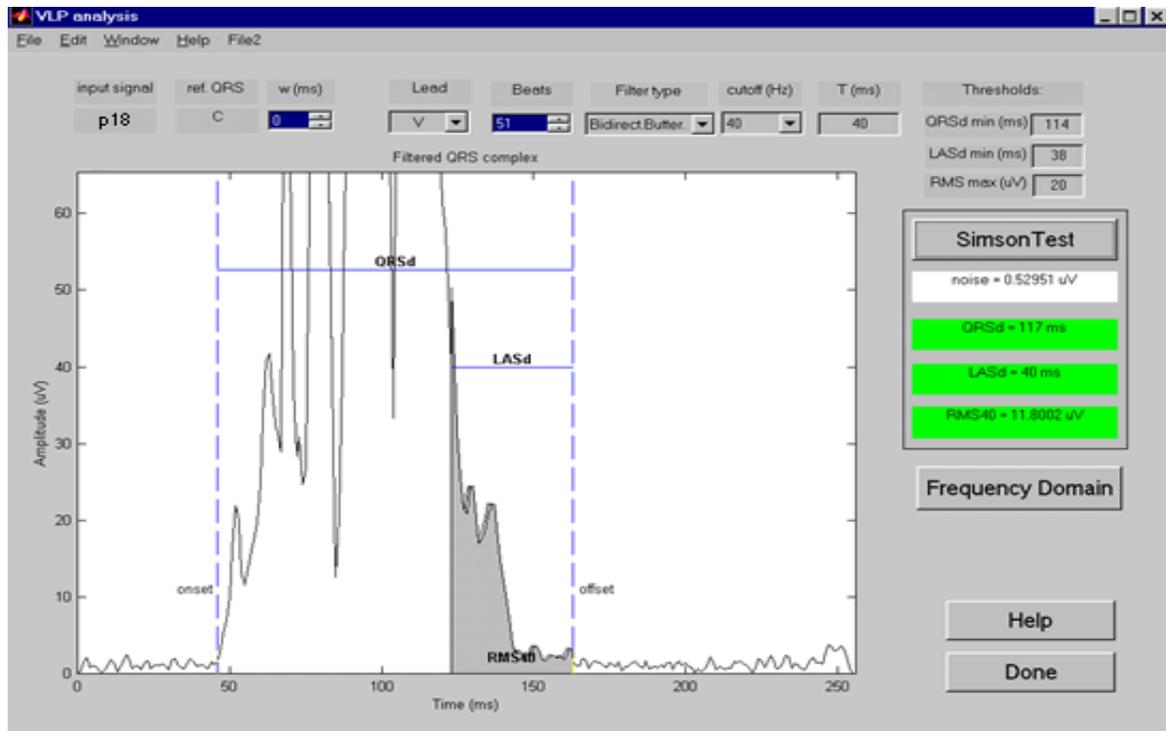


Figura 2. 2. Interfaz gráfica de usuario para el análisis de VLP

A pesar de que los tres parámetros (QRSd, LASd y RMS40) están mutuamente correlacionados, no existe un criterio que estratifique con menor margen de error a partir de uno solo de estos parámetros. Es por eso que el usuario conforma un diagnóstico final y estima el margen de error del mismo.

El software también posee un botón llamado *Frequency Domain* el cual permite realizar un análisis en el dominio de la frecuencia de la señal. Se calcula la contribución relativa de las componentes de frecuencia que están comprendidas entre los 20Hz y 50Hz con respecto al espectro de potencia en su totalidad, tal como muestra la Figura 2. 3. Además este programa presenta una ayuda que muestra las principales características y pasos a seguir en el uso del software [21].

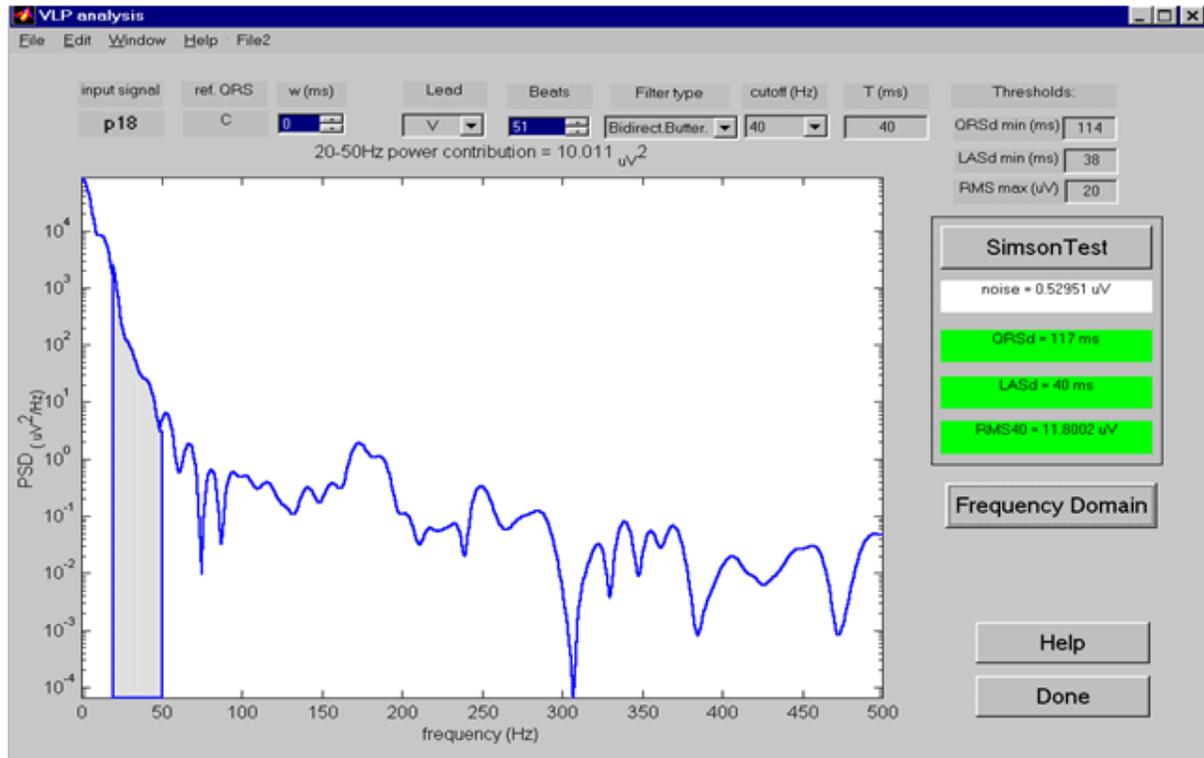


Figura 2. 3. Análisis en el dominio de la frecuencia

2.3 Técnicas de realce de la señal

La señal x es adquirida utilizando HRECG, y se puede denotar como una señal deseada s , la cual incluye la señal de ECG y los VLPs si estuvieran presentes, y un ruido aditivo n , que representa las diferentes fuentes de ruido e interferencias que afectan el ECG. Para permitir la fiable detección de los VLPs de bajo nivel, se aplican diferentes técnicas de procesamiento digital de señales con el objetivo de mejorar la SNR (Figura 2. 4). La salida

y del bloque de realce es una estimación \hat{s} de la señal deseada, la cual puede ser vista como una combinación de la señal s y el ruido remanente θ .

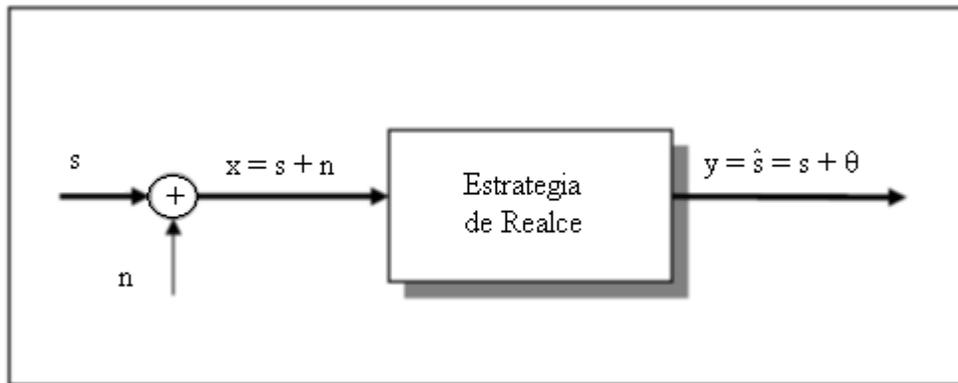


Figura 2. 4. Técnica para mejorar la relación señal a ruido

Si el bloque de realce es un sistema lineal invariante en el tiempo [22] caracterizado por una de respuesta de impulso $h[k]$, entonces la salida $y[k]$ se puede expresar por la convolución de la entrada $x[k]$ con $h[k]$,

(2.1)

Si $X(f)$, $Y(f)$ y la respuesta de frecuencia $H(f)$ son las transformadas de Fourier [22] de $x[k]$, $y[k]$ y $h[k]$, respectivamente, entonces la ecuación 2.1 puede ser escrita en el dominio de la frecuencia como:

(2.2)

La mayoría de las estrategias de realce utilizadas con señales ECG asumen “cuasi periodicidad”, que no es más que ver a un complejo PQRST correspondiente a un latido del corazón casi igual que otro [23]. Por lo tanto, algunos segmentos de interés se pueden aislar a partir de cada latido del corazón mediante el uso de una referencia temporal (marca fiducial) como el complejo QRS. De esta forma, el detector de QRS [24] es el centro de estos algoritmos, siendo crucial para la técnica de promediado coherente [11] [25] y para la segmentación de la señal ECG.

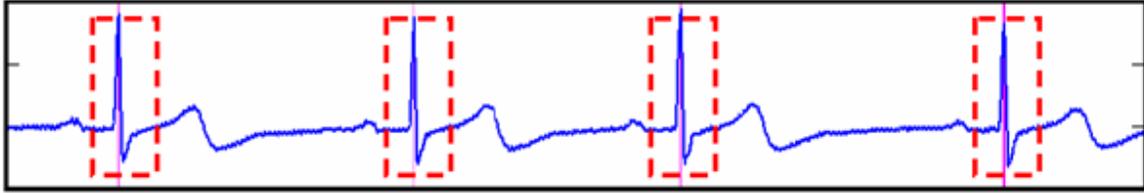


Figura 2. 5. Aislamiento de los segmentos de interés de la secuencia ECG

La figura 2.5 muestra un ejemplo de cómo los segmentos de interés (recuadros punteados en rojo) entorno a las marcas de referencia (líneas verticales rosadas) puede ser aislado de toda la secuencia mediante el uso de un detector de complejos QRS. Si M es el número de muestras que serán aisladas y N es el número de latidos incluidos en el análisis, la nueva señal x se puede escribir en un formato de matriz como:

$$(2.3)$$

Donde cada fila representa un latido diferente y cada columna representa una muestra diferente. La calidad de un segmento particular de la señal HRECG se puede expresar en términos de varios parámetros. Algunos de los parámetros más importantes para calificar una secuencia son: la varianza del ruido σ^2_{θ} , que representa la potencia de ruido [26] y se calcula usando la ecuación 2.4, y el sesgo b_{θ} calculado por la ecuación 2.5 [26]. Aquí, el sesgo se define de forma no convencional (incluyendo el signo módulo) para considerar la señal HRECG como una señal con una estructura de tiempo definida [26]. Otro parámetro importante es la SNR, que se puede estimar por la ecuación 2.6.

$$- \tag{2.4}$$

$$- \tag{2.5}$$

$$- \tag{2.6}$$

En las ecuaciones anteriores, M representa el número total de muestras del segmento a evaluar, θ es el ruido subyacente en la señal y y es el valor medio de θ . El subíndice j

identifica la muestra j -ésima del parámetro afectado y s es la señal pura, la cual es desconocida.

Es muy difícil obtener una varianza y un sesgo muy bajos al mismo tiempo en la región de los VLPs después de aplicar una técnica de realce particular en una situación práctica (con un número reducido de latidos N). Sin embargo, varias propuestas han sido seguidas con varios grados de éxito. Las técnicas aplicadas para la reducción de ruido en los estudios de VLPs incluyen promediado coherente, filtrado óptimo, filtrado adaptativo y más recientemente, eliminación de ruido usando *wavelets*.

2.3.1 Promediado coherente

En los sistemas de HRECG comerciales para uso clínico, la estrategia de reducción de ruido usada es el promediado coherente. Para implementar esta técnica, N latidos (normalmente $50 < N < 300$ [16]) se alinean mediante el uso de referencias temporales (marcas fiduciales) y luego se promedian. Este proceso puede ser descrito por:

$$- \quad - \quad - \quad (2.7)$$

Donde N es el número total de latidos cardíacos (segmentos aislados), y_j es la muestra j -ésima de la salida, y $x_{i,j}$ representa la muestra j -ésima del i -ésimo segmento aislado [11]. La secuencia completa de salida es equivalente al promedio de cada columna de la ecuación 2.3. Asumiendo que el ruido n es aditivo, no correlacionado con la señal s y estacionario, las señales de interés (VLP) no cambian de latido a latido y están exactamente sincronizadas con las marcas de referencia, la señal resultante y tiene una varianza y una SNR dada por las siguientes ecuaciones [27] [11],

$$- \quad (2.8)$$

$$- \quad (2.9)$$

Esta reducción de ruido lograda por el promediado se ilustra en el lado derecho de la Figura 2.6. La varianza de la señal de salida y decrece proporcionalmente con el número de latidos N a promediar. Por lo tanto, la tensión de SNR mejora por un factor de .

Desafortunadamente, en una situación práctica, ninguna de las condiciones supuestas anteriormente se cumple en su totalidad.

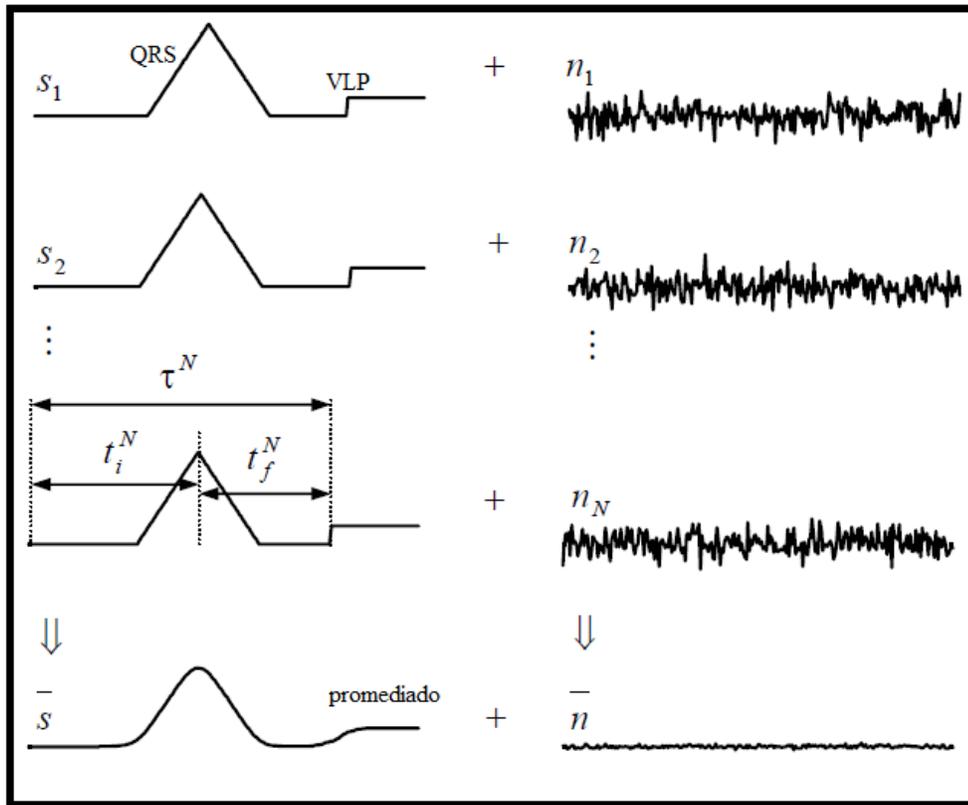


Figura 2. 6. Promediado coherente para el realce de VLP mostrando el efecto de jitter

En el lado izquierdo de la Figura 2. 6 se ilustra el efecto de la variabilidad de la distancia desde la muestra inicial τ o la primera muestra de la ventana de análisis a la posición del VLP, representada aquí por una función escalonada. Esta variabilidad es conocida como *trigger jitter* y se debe a la variabilidad de t_i y t_f . La distancia t_i entre el punto inicial (activación) y la marca fiducial teórica, representado por el pico de la forma de onda triangular, puede variar debido a la alineación o imperfecciones en un entorno ruidoso [28]. Para minimizar este efecto, se han desarrollado diferentes tipos de detectores de complejos QRS [29]. Sin embargo, la distancia de t_f (marca fiducial) al VLP puede variar considerablemente (\sim ms) de latido a latido [30].

2.4 Detección y Análisis de VLPs

Para la detección de los Potenciales Tardíos Ventriculares (VLPs) en este trabajo, se siguieron los lineamientos normados para el análisis en el dominio temporal, mediante el electrocardiograma de la señal promediada [5]. Se utilizaron dos métodos de filtrado diferentes para el análisis de las señales, el primer filtro utilizado fue el filtro de Simson, el cual filtra paso alto con una frecuencia de corte de 40Hz, usando un filtro de Butterworth de segundo orden, aplicado bidireccionalmente [5] [18], y el segundo filtro o Filtro paso-alto de respuesta finita al impulso con una frecuencia de corte igual a del anterior unidireccional y de orden 80. Con los complejos QRS promediados y filtrados de cada derivación se obtiene el vector V, como:

$$\text{-----} \quad (2.10)$$

Con este vector V, se determinan los puntos de inicio (*onset*) y fin (*offset*) del complejo QRS, para extraer los rasgos siguientes (ilustrados en la Figura 2. 7):

- a. QRSd: duración total del complejo QRS.
- b. LASd: duración de la señal de baja amplitud (por debajo de 40 μ V) al final del QRS.
- c. RMS40: valor eficaz de los últimos 40ms del complejo QRS.

Los criterios para detectar los VLPs que se siguieron en este trabajo para el primer filtro son los propios umbrales propuestos por Simson, QRSd > 114ms, LASd > 38ms y RMS40 < 20 μ V [5]. Para el segundo filtro se modificaron los umbrales con el objetivo de disminuir el ensanchamiento del complejo QRS, teniendo en cuenta que no existiese solapamiento a la hora de establecer los nuevos umbrales. Se utilizó, QRSd > 123ms, LASd > 43ms y RMS40 < 23 μ V.

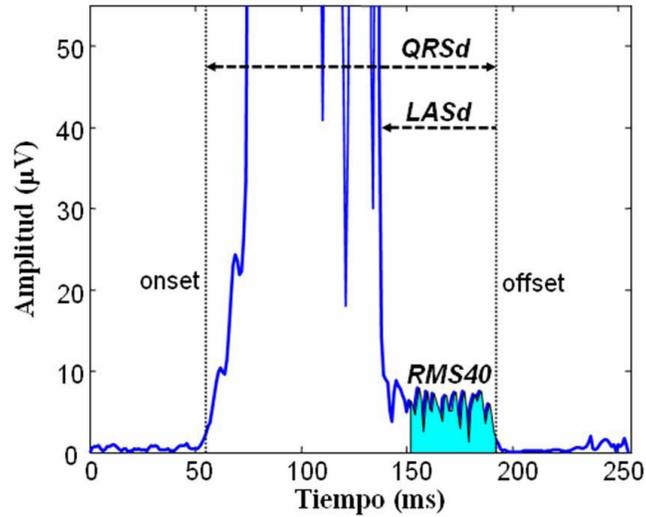


Figura 2. 7. Rasgos en el dominio del tiempo usados para detectar Potenciales Tardíos Ventriculares

2.4.1 Método de filtrado de Simson

El filtro paso-alto (HPF) más comúnmente usado para el análisis de los VLPs es el propuesto por Simson [18], que ha sido aceptado como estándar. Este filtro es un HPF de *Butterworth* (de respuesta infinita al impulso, IIR) de 4 polos y frecuencia de corte de 40Hz. Este es aplicado desde el inicio de la ventana de análisis hasta un punto de cambio dentro del complejo QRS y luego desde el final de la ventana hasta ese mismo punto, o sea se aplica de forma bidireccional.

Con el filtro de Simson las fronteras del complejo QRS se conservan, cosa que no es posible con un filtro IIR convencional aplicado en una sola dirección. No obstante, además de no poderse aplicar de una vez a la señal HRECG, aparece cierta distorsión en el interior del complejo QRS.

2.4.2 Método de filtrado paso-alto FIR

Otra forma de filtrado para la detección de VLP con propiedades similares a las obtenidas por Simson es el uso de un el filtro paso-alto (HPF) FIR. Este filtro se encuentra también implementado en el software VLPdet, se basa en la combinación en paralelo de un filtro paso-todo con uno paso-bajo (LPF). Es un filtro de orden igual a 80, frecuencia de

muestreo de 1kHz y frecuencia de corte, aproximadamente 55Hz. Este está diseñado con el objetivo de obtener una respuesta de magnitud lo más parecida a la de Simson [1].

2.5 Evaluación de la calidad

Luego de disponer de una referencia (“estándar dorado”) adecuada, que muestre las regiones anómalas para el problema dado, la valoración de un clasificador requiere la definición de medidas de similitud para comparar los datos de referencia con la salida del sistema de clasificación [31].

La Figura 2. 8 muestra un sistema inspirado en la Teoría de la Información para calcular medidas de similitud entre X (verde) e Y (amarillo).

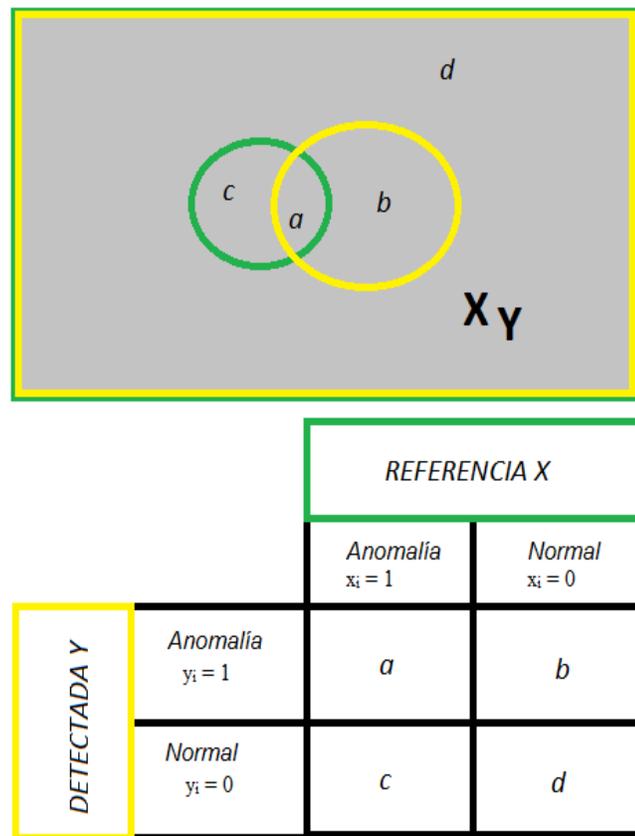


Figura 2. 8. Sistema para calcular medidas de similitud

En la figura mostrada se tienen las siguientes definiciones:

a = cantidad de ocurrencias de $y_i = 1 \mid x_i = 1$ (VLPs detectados como VLPs), conocidas como verdaderos positivos.

b = cantidad de ocurrencias de $y_i = 1 \mid x_i = 0$ (no VLPs detectadas como VLPs), conocidas como falsos positivos.

c = cantidad de ocurrencias de $y_i = 0 \mid x_i = 1$ (VLPs detectadas como no VLPs), conocidas como falsos negativos.

d = cantidad de ocurrencias de $y_i = 0 \mid x_i = 0$ (no VLPs detectadas como no VLPs), conocidas como verdaderos negativos.

2.5.1 Índice de desempeño

A partir de estas definiciones se pueden calcular los diferentes índices de desempeño:

Se = Sensibilidad o tasa de detección, es la probabilidad de que las anomalías sean detectadas correctamente. Se define como:

$$\text{---} \quad \text{---} \quad (2.11)$$

Sp = Especificidad, que es la probabilidad de detectar correctamente las regiones normales, se calcula como [31]:

$$\text{---} \quad \text{---} \quad (2.12)$$

Pp = Predictividad positiva, precisión o tasa de detección bayesiana, que es la probabilidad de que los positivos detectados realmente lo sean y está descrita como [31]:

$$\text{---} \quad \text{---} \quad (2.13)$$

Pn = Predictividad negativa o tasa bayesiana negativa, igual a la probabilidad de que los negativos detectados realmente lo sean, y se describe como [31]:

$$\text{---} \quad \text{---} \quad (2.14)$$

2.5.2 Espacio ROC

El espacio ROC es una representación gráfica de la Sensibilidad frente a $(1 - \text{Especificidad})$ para un sistema clasificador binario según varía el umbral de discriminación.

El espacio ROC se puede representar también por la RFP (razón de falsos positivos) y la RVP (razón de verdaderos positivos) como ejes x y y respectivamente, dado que RVP es

equivalente a Sensibilidad y RFP es igual a (1-Especificidad). Cada resultado de predicción o instancia de la matriz de confusión representa un punto en el espacio ROC. La Figura 2. 9 muestra la representación del espacio ROC para cuatro ejemplos de predicción definidos en la Figura 2. 10 [32].

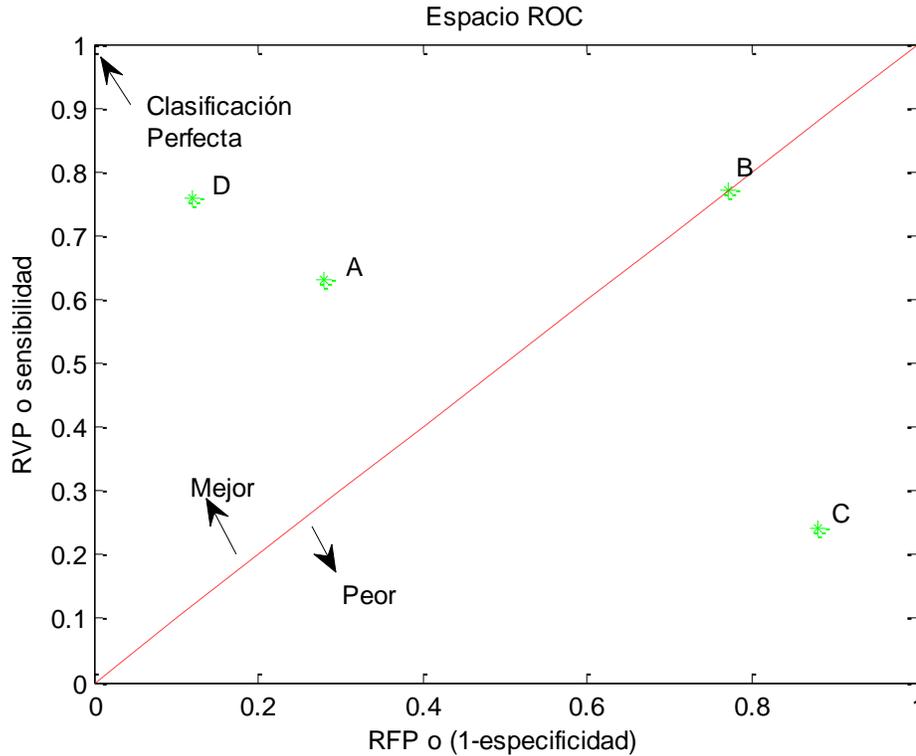


Figura 2. 9. Espacio ROC los cuatro ejemplos de predicción A, B, C y D

A			B			C			D		
VP=63	FP=28	91	VP=77	FP=77	154	VP=24	FP=88	112	VP=76	FP=12	88
FN=37	VN=72	109	FN=23	VN=23	46	FN=76	VN=12	88	FN=24	VN=88	112
100	100	200	100	100	200	100	100	200	100	100	200
VPR = 0.63			VPR = 0.77			VPR = 0.24			VPR = 0.76		
FPR = 0.28			FPR = 0.77			FPR = 0.88			FPR = 0.12		

Figura 2. 10. Datos de los ejemplos de predicción A, B, C y D

El mejor método posible de predicción se situaría en un punto en la esquina superior izquierda, o coordenada (0,1) del espacio ROC, representando un 100% de sensibilidad (ningún falso negativo) y un 100% también de especificidad (ningún falso positivo). A este punto (0,1) también se le llama una clasificación perfecta. Por el contrario, una clasificación totalmente aleatoria (o adivinación aleatoria) daría un punto a lo largo de la línea diagonal, que se llama también línea de no-discriminación, desde el extremo inferior izquierdo hasta la esquina superior derecha (independientemente de los tipos de base positiva y negativa). Un ejemplo típico de adivinación aleatoria sería decidir a partir de los resultados de lanzar una moneda al aire, a medida que el tamaño de la muestra aumenta, el punto de un clasificador aleatorio de ROC se desplazará hacia la posición (0.5, 0.5) [32].

La diagonal divide el espacio ROC. Los puntos por encima de la diagonal representan los buenos resultados de clasificación (mejor que el azar), puntos por debajo de la línea de los resultados pobres (peor que al azar). Nótese que la salida de un predictor consistentemente pobre simplemente podría ser invertida para obtener un buen predictor [32].

Conclusiones parciales

En este capítulo la descripción de materiales y métodos para la detección de VLPs demostró la importancia que tiene el software VLPdet y la base de datos, empleada en esta investigación, para evaluar los métodos de filtrado teniendo en cuenta el índice de desempeño y el espacio ROC.

CAPÍTULO 3. EVALUACIÓN DE LOS MÉTODOS DE FILTRADO SELECCIONADOS

En este capítulo se exponen los principales resultados alcanzados en este trabajo y se realiza una breve discusión de los mismos. Dichos resultados sirven para evaluar el desempeño de dos técnicas de filtrado sobre una base de señales de pruebas.

3.1 Características del filtro de Simson

Las siguientes figuras muestran las características principales del HPF de Simson, considerado como estándar.

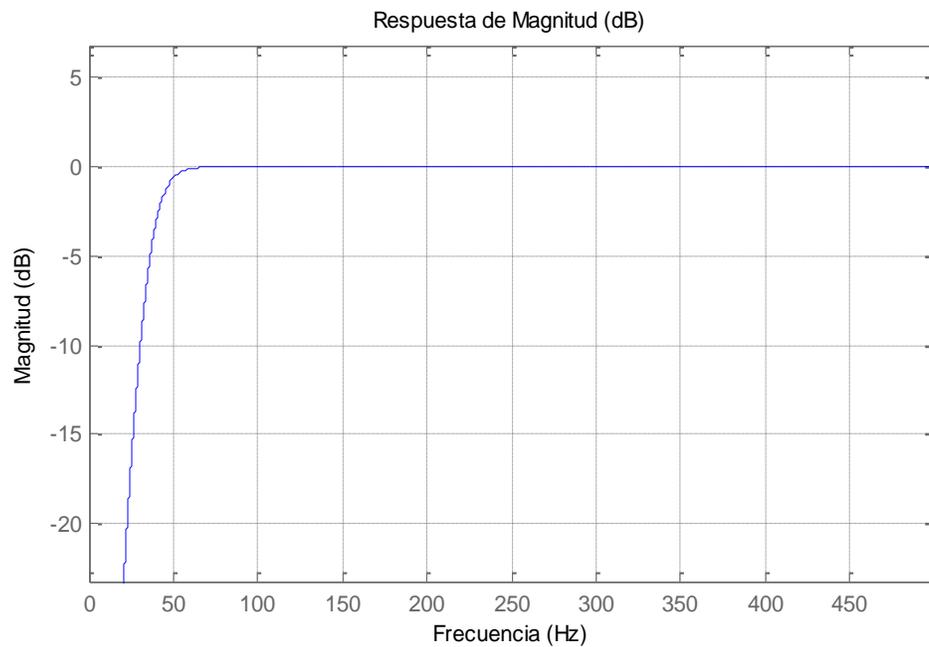


Figura 3. 1. Respuesta de Magnitud para Filtro de Simson

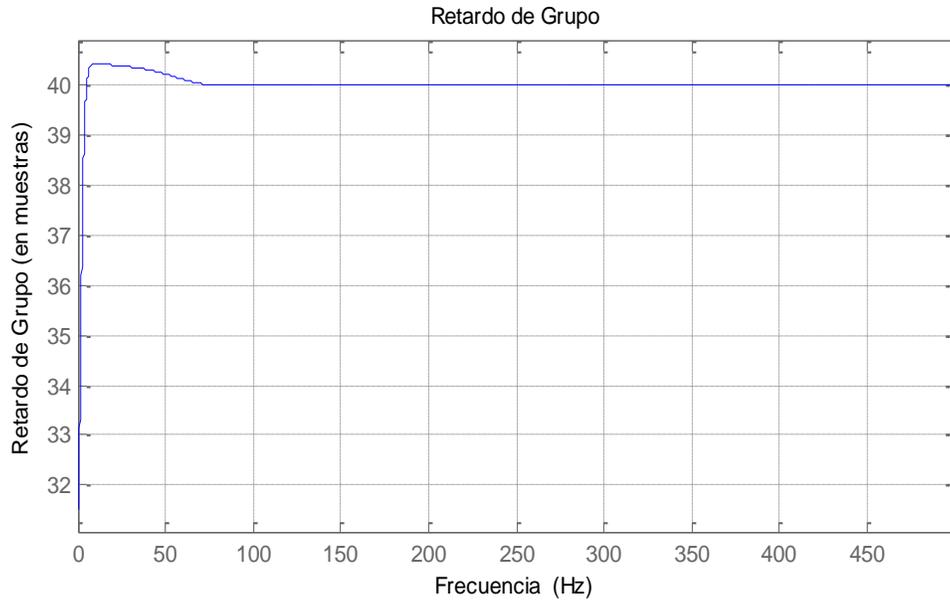


Figura 3. 2. Retardo de Grupo para Filtro de Simson

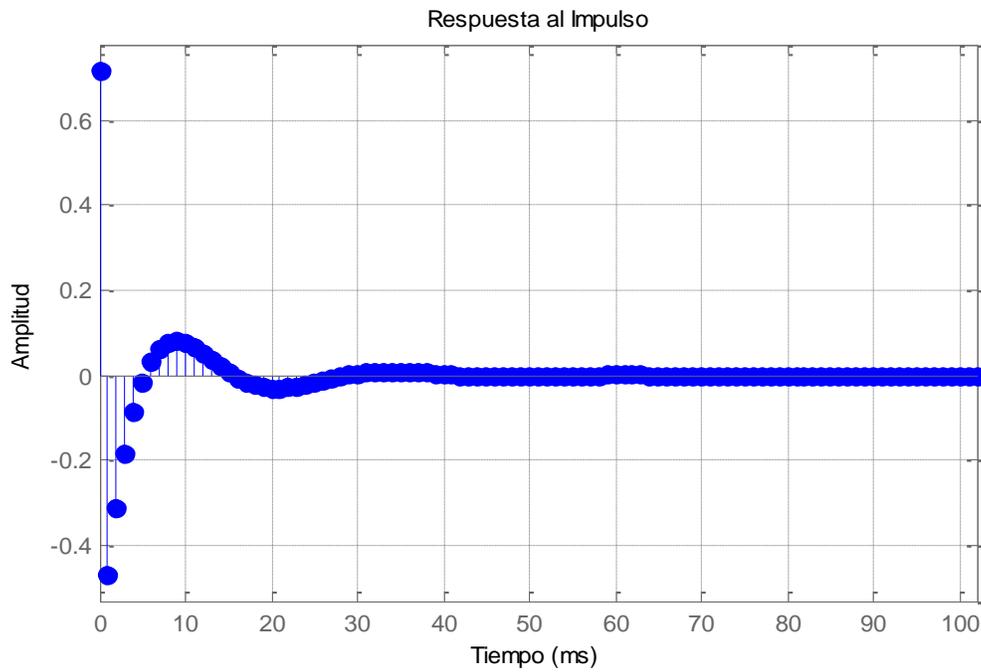


Figura 3. 3. Respuesta al Impulso para Filtro de Simson

El filtro de Simson garantiza la estabilidad, aunque como deficiencia se puede mencionar que no presenta fase lineal y se aplica de forma bidireccional.

3.2 Características del filtro FIR

Las siguientes figuras corresponden a las características del HPF FIR diseñado en [1]. Estas se obtuvieron utilizando la herramienta de diseño *fdatool* de MATLAB [33]. Se escogió método de diseño FIR con enventanado, utilizando una ventana de *Blackman* y las otras características mencionadas en el Capítulo 2. Como se puede apreciar este es un filtro muy similar al de Simson, pero a diferencia del anterior, el retardo de grupo es constante (40 muestras), lo cual no introduce distorsión de fase. También se puede ver que la respuesta al impulso es centrada y simétrica, y que solo toma valores de consideración en una zona limitada, alrededor del centro.

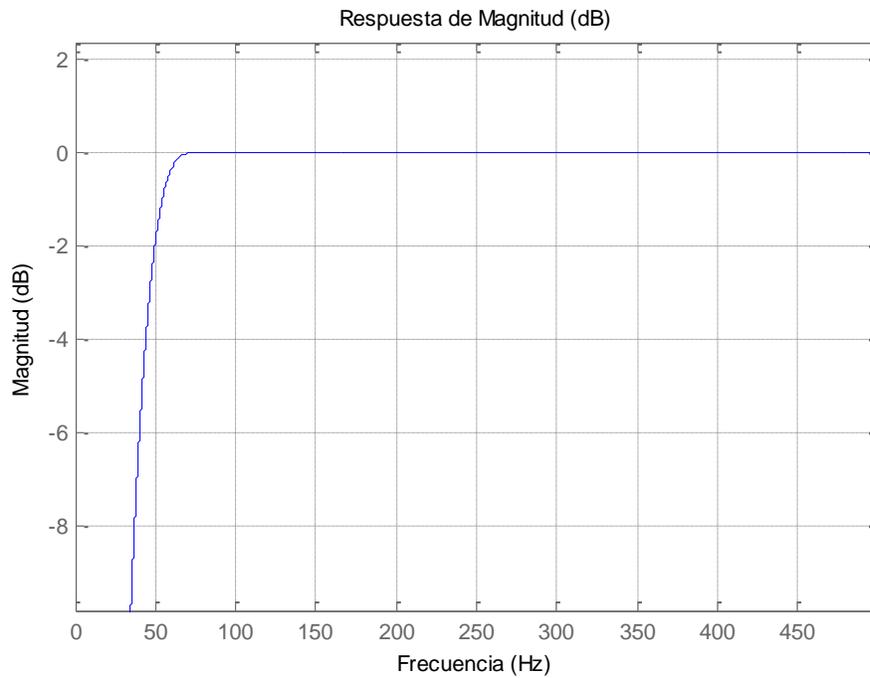


Figura 3. 4. Respuesta de Magnitud para Filtro FIR

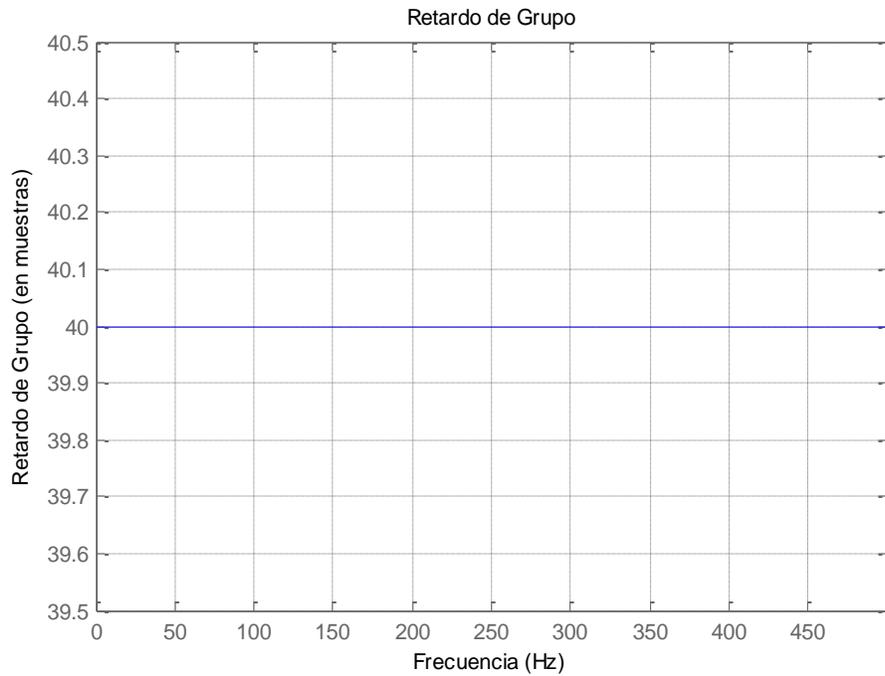


Figura 3. 5. Retardo de Grupo para Filtro FIR

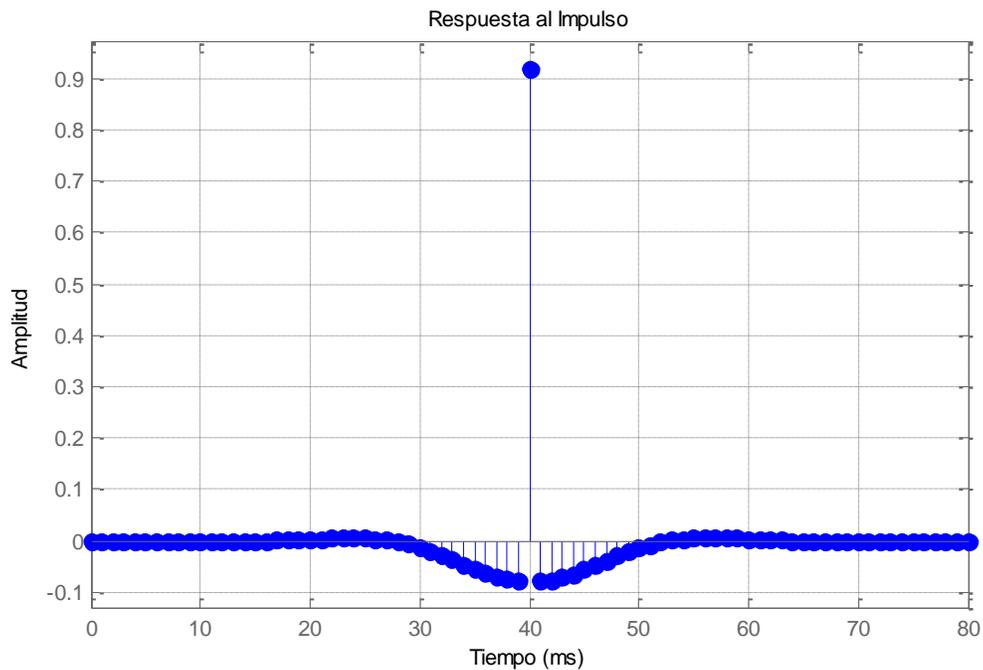


Figura 3. 6. Respuesta al Impulso para Filtro FIR

Con el orden seleccionado, no se produce un ensanchamiento considerable del complejo QRS, mientras que su respuesta de magnitud se asemeja bastante a la del filtro de Simson. Además, permite su aplicación en una sola dirección, sin introducir distorsión y sin

ensanchar excesivamente el complejo QRS, al detectar los VLPs. Este diseño constituye una buena alternativa a la técnica de Simson.

3.3 Detección de VLPs utilizando el filtro de Simson

Las siguientes tablas muestran la cantidad de falsos positivos (FP), falsos negativos (FN), verdaderos positivos (VP) y verdaderos negativos (VN), teniendo en cuenta al menos un criterio (QRSd, LASd, RMS40) para detectar los VLPs.

Tabla 3. 1. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta al menos un parámetro para filtro de Simson

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	0	-	-	34
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter (cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter (nVLPj)	-	18	16	-
Total	0	18	50	68

En la Tabla 3. 2 se exponen índices de desempeño del filtrado de Simson utilizando al menos un parámetro para la detección de los VLPs.

Tabla 3. 2. Medidas de desempeño teniendo en cuenta al menos un parámetro para el filtro de Simson

Se	Sp	Pp	Pn
73.52%	100%	100%	79.06%

Las dos tablas anteriores corresponden a la detección de VLPs teniendo en cuenta al menos un parámetro. Posteriormente, se muestran las mismas tablas pero teniendo en cuenta dos (Tabla 3. 3 y Tabla 3. 4) y tres parámetros (

Tabla 3. 5 y Tabla 3. 6) para la detección de los VLPs. Para uno y dos parámetros los resultados son iguales.

Tabla 3. 3. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta al menos dos parámetro para filtro de Simson

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	0	-	-	34
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter(cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter(nVLPj)	-	18	16	-
Total	0	18	50	68

Tabla 3. 4. Medidas de desempeño teniendo en cuenta al menos dos parámetro para el filtro de Simson

Se	Sp	Pp	Pn
73.52%	100%	100%	79.06%

Tabla 3. 5. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta los tres parámetros para filtro de Simson

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	0	-	-	34
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter(cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter(nVLPj)	-	19	15	-
Total	0	19	49	68

Tabla 3. 6. Medidas de desempeño teniendo los tres parámetros para el filtro de Simson

Se	Sp	Pp	Pn
72.05%	100%	100%	79.16%

Teniendo en cuenta los resultados expuestos en las tablas anteriores se construyó el espacio ROC correspondiente a estos datos (Figura 3. 7).

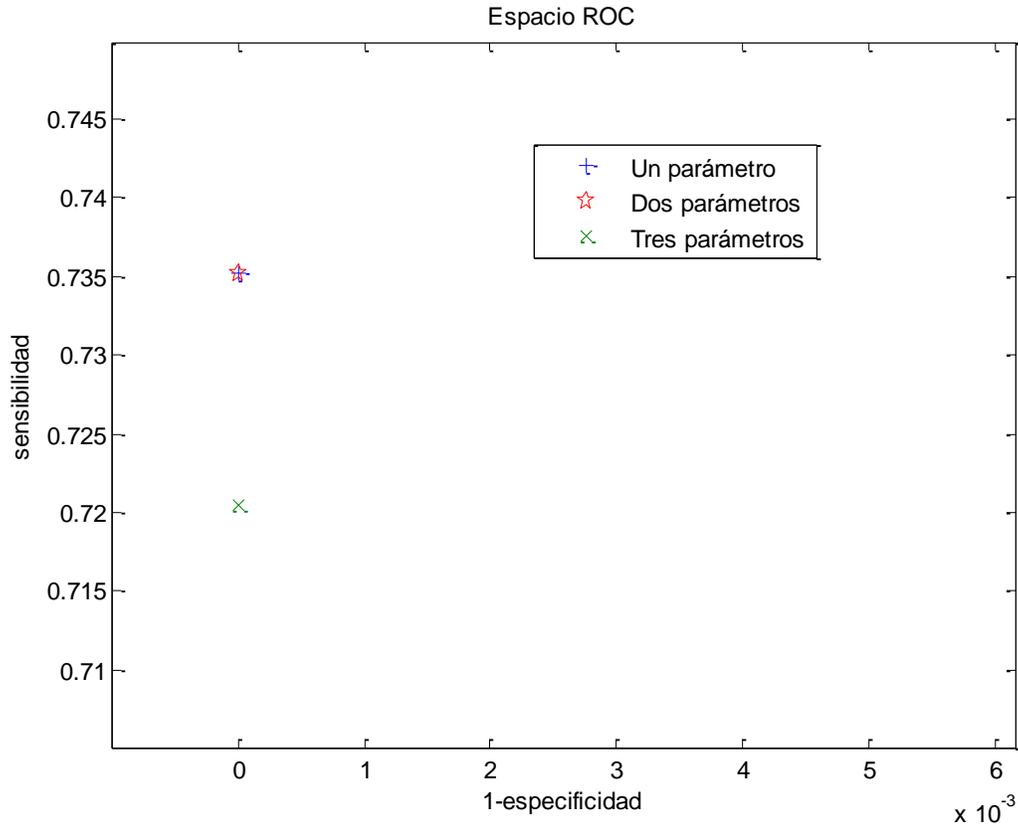


Figura 3. 7. Espacio ROC para Método de Filtrado de Simson

3.4 Detección de VLPs utilizando el filtro FIR

Igual que en el epígrafe anterior, en este se muestran las tablas correspondientes al análisis usando el método de filtrado FIR, para uno, dos y tres parámetros.

Tabla 3. 7. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta al menos un parámetro para filtro FIR

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	8	-	-	26
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter(cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter(nVLPj)	-	19	15	-
Total	8	19	49	60

Tabla 3. 8. Medidas de desempeño teniendo en cuenta al menos un parámetro para el filtro FIR

Se	Sp	Pp	Pn
72.05%	88.23%	85.96%	75.94%

Esta tabla revela una ligera cercanía a los valores alcanzados con Simson, teniendo en cuenta la Sensibilidad y la Predictividad negativa. Sin embargo los valores de Especificidad y Predictividad positiva son menores.

Tabla 3. 9. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta al menos dos parámetro para filtro FIR

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	4	-	-	30
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter(cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter(nVLPj)	-	19	15	-
Total	4	19	49	64

Tabla 3. 10. Medidas de desempeño teniendo en cuenta al menos dos parámetro para el filtro FIR

Se	Sp	Pp	Pn
72.05%	94.11%	92.45%	77.10%

En este caso también se aprecia una ligera cercanía a los valores del método de filtrado de Simson, pero se evidencian resultados menos eficientes.

Tabla 3. 11. Cantidad de FP, FN, VP y VN teniendo en cuenta los tres parámetros para filtro FIR

Casos	FP	FN	VP	VN
Señal ECG(c)	2	-	-	32
Señal ECG + Ruido(n)	0	-	-	34
Señal ECG + VLP + Jitter(cVLPj)	-	0	34	-
Señal ECG + Ruido + VLP + Jitter(nVLPj)	-	21	13	-
Total	2	21	47	66

Tabla 3. 12. Medidas de desempeño teniendo en cuenta los tres parámetros para el filtro FIR

Se	Sp	Pp	Pn
69.11%	97.05%	95.91%	75.86%

Al igual que en el epígrafe anterior, se muestra nuevamente el espacio ROC para los resultados del filtro FIR. En este caso sí existen diferencias apreciables al escoger uno, dos y tres parámetros para la detección. En la Figura 3. 8 se puede determinar que al escoger dos parámetros se garantiza una mayor fiabilidad a la hora de detectar la presencia o no de los VLPs.

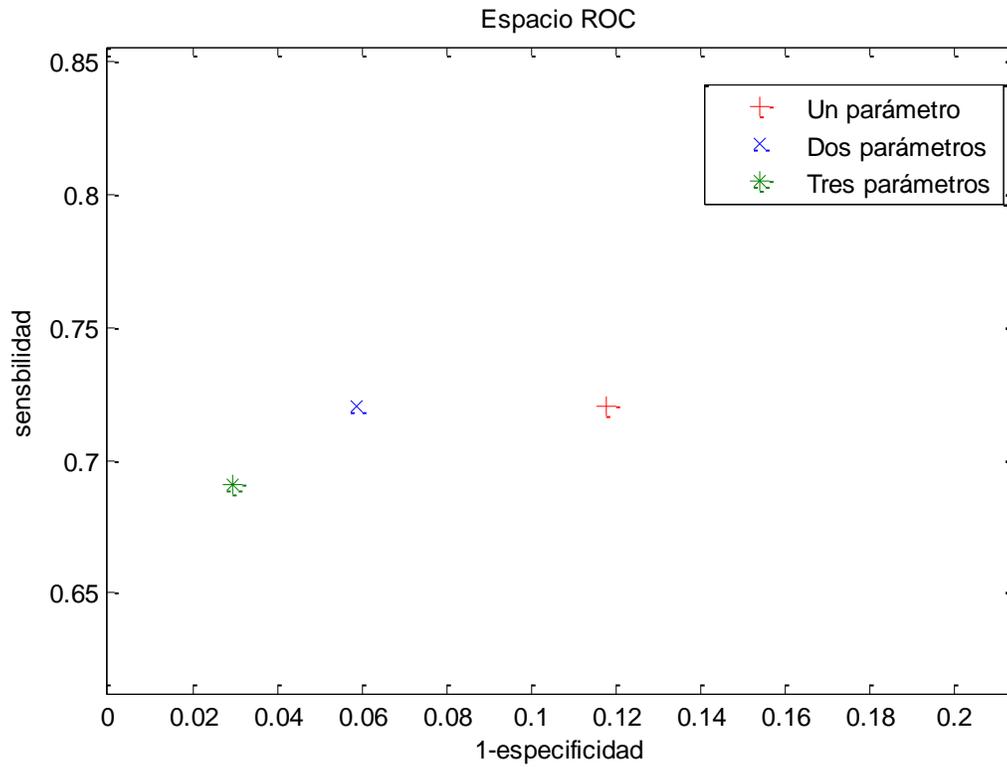


Figura 3. 8. Espacio ROC para Método de Filtrado FIR

Conclusiones parciales

En este capítulo se realizó una caracterización detallada de los filtros a evaluar y se demostró que el método más idóneo para la detección de VLPs es el Método de filtrado de Simson debido a una mejor sensibilidad y especificidad.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Se puede concluir que:

- La detección y análisis de los Potenciales Tardíos Ventriculares, continúa siendo un tema de actualidad y vital importancia en nuestro país, a pesar de no contarse con el equipamiento necesario para su estudio.
- El método de filtrado estándar presenta mejores resultados que el método de filtrado FIR para la base de datos utilizada, aunque con este último método se logra filtrar unidireccionalmente sin introducir distorsión y sin ensanchar excesivamente el complejo QRS.

Recomendaciones

Se recomienda:

- La realización de análisis estadísticos para el resto de los métodos de filtrado, implementados en VLPdet.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. T. M. A. M. y. J.V.Lorenzo, "Diseño de Filtro Paso-Alto de Respuesta Finita al Impulso para detectar Potenciales Tardíos Ventriculares," *CLAEB, João Pessoa*, 2004.
- [2] A. T. Crispí, "Improving Ventricular Late Potentials Detection Effectiveness," Doctor of Philosophy Department of Electrical and Computer Engineering The University of New Brunswick, 2002.
- [3] F. D. O. R. V. G. J. F. L.-C. y. F. G. Díaz, "Valoración pronóstica de pacientes postinfarto mediante la ecocardiografía bidimensional, los potenciales tardíos ventriculares y la sensibilidad barorrefleja," *REVISTA ESPAÑOLA DE CARDIOLOGÍA*, vol. VOL. 51, NÚM. 1, ENERO 1998, 1997.
- [4] T. Instruments, "Heart-Rate and EKG Monitor Using the MSP430FG439," 2007.
- [5] G. Breithardt, Cain, M.E., El-Sherif, N., Flowers, N., Hombach, V., Janse, M., Simson, M.B., Steinbeck, G, "Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High Resolution or Signal-Averaged Electrocardiography," *Eur. Heart J.*, vol. Vol. 12, 1991.
- [6] G. M. G. A. H. G. N. S. T. R. Á. T. A. S. RiveroV, "Comportamiento de las arritmias cardiacas y los trastornos de conducción en una Unidad de Cuidados Coronarios," *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular* vol. Vol. 17, 2011.
- [7] L. N. H. M. E. Josephson, and A. Farshidi, "Continuous local electrical activity: a mechanism of recurrent ventricular tachycardia," *Circulation*, vol. No. 57, 1978.
- [8] J. G. Webster, "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation," 1988.
- [9] "Muerte cardiaca subita," *North American Society of Pacing and Electrophysiology*.
- [10] R. A. J. a. R. J. Myerburg, "Muerte cardiaca súbita. Magnitud del problema, interacción sustrato-factor desencadenante y población en alto riesgo," in *Clínicas Cardiológicas de Norteamérica, Diagnóstico y Tratamiento Actuales de las Arritmias Cardíacas y Síndromes Afines (translated from Cardiology Clinics, Cardiac Arrhythmias and Related Syndromes: Current Diagnosis and Management*, vol. Vol. II, No. 1, 1993.
- [11] E. J. Berbari, "High-Resolution Electrocardiography," *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 16, No. 1, 1988.

- [12] M. E. C. G. Breithardt, N. El-Sherif, N. Flowers, V. Hombach, M. Janse, M. B. Simson, and G. Steinbeck, "Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High Resolution or Signal-Averaged Electrocardiography," *Eur. Heart J.*, vol. Vol. 12, No. 4, 1991.
- [13] J. P. B. a. J. L. Cox, "A slow ventricular activation in acute myocardial infarction. A source of reentrant ventricular contractions," *Circulation*, vol. Vol. 48, 1973.
- [14] B. J. S. E. J. Berbari, R. R. Hope, and R. Lazzara, "Recording from the body surface of arrhythmogenic ventricular activity during the ST segment," *Am. J. Cardiol.*, vol. Vol. 41, 1978.
- [15] M. B. Simson, "Use of Signals in the Terminal QRS Complex to Identify Patients with Ventricular Tachycardia after Myocardial Infarction," *Circulation*, vol. Vol. 64, No. 2, 1981.
- [16] M. E. C. G. Breithardt, N. El-Sherif, N. Flowers, V. Hombach, M. Janse, M. B. Simson, and G. Steinbeck, "Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High Resolution or Signal-Averaged Electrocardiography," *Eur. Heart J.*, vol. Vol. 12, No. 4, 1991.
- [17] A. T. C. J. V. L. G. D. F. Lovely, "Modified Signal Averaging for Ventricular Late Potential Detection " 2005.
- [18] M. B. Simson, "Use of Signals in the Terminal QRS Complex to Identify Patients with Ventricular Tachycardia after Myocardial Infarction," *Circulation*, vol. Vol. 64, 1981.
- [19] B. I. Gramatikov, "Digital Filters for the Detection of Late Potentials in High-Resolution ECG," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. Vol. 31, 1993.
- [20] H. A. Kestler, Höcher, M., Schwenker, F., Hombach, V., "Filtering Beat-to-Beat Recordings of the High Resolution Electrocardiogram," in *Proc. Computers in Cardiology*, 1996.
- [21] A. T. C. Idileisy Torres Rodríguez, Nelson Bermúdez Zamora, "VLPdet 1.0 Herramienta de Diagnóstico a Partir de Parámetros de la Señal Electrocardiográfica," 2010.
- [22] A. V. O. a. R. W. Schafer, "Discrete-Time Signal Processing," *Prentice Hall International Inc.*, 1989.
- [23] W. J. T. V. X. Afonso, T. Q. Nguyen, and S. Luo, "ECG Beat Detection Using Filter Banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 46, 1999.
- [24] R. H. M. O. J. Escalona, D. E. Balderson, and D. W. G. Harron, "Fast and Reliable QRS Alignment Technique for High-Frequency Analysis of Signal-Averaged ECG," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. Vol. 31, 1993.
- [25] A. M. B. L. T. Mainardi, and S. Cerutti, "Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing," in *The Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino, ed: Boca Raton: CRC Press: IEEE Press, 1995, pp. 828-852.

-
- [26] P. L. a. E. Berbari, "Time-Frequency Plane Wiener Filtering of the High-Resolution ECG: Background and Time-Frequency Representations," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 44, 1997.
- [27] M. R. W. Craelius, M. A. Assadio, and N. El-Sherif, "Criteria for Optimal Averaging of Cardiac Signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 33, No. 10, 1986.
- [28] H. R. R. Jané, P. Caminal, and P. Laguna, "Alignment methods for averaging of high resolution cardiac signals, a comparative study of performance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 38, 1991.
- [29] P. B. G. Speranza, and R. Antolini, "Analyzing Late Ventricular Potentials: Using an Improved Alignment Technique for Signal Averaging to Increase Detection Reliability," *IEEE Eng. in Medicine and Biology*, vol. Vol. 15, 1996.
- [30] M. H. H. A. Kestler, G. Palm, F. Schwenker, M. Kochs, and V. Hombach, "Time Domain Variability of High Resolution Beat-to-Beat Recordings Classified by Neural Networks," *IEEE Comput. Soc*, 1996.
- [31] J. V. L. Ginori, "Detección de Anomalías en Imágenes," presented at the Procesamiento Digital de Imágenes Avanzado, 2013.
- [32] J. A. Swets, "Signal detection theory and ROC analysis in psychology and diagnostics," 1996.
- [33] MathWorks, "Matlab," 7.8.0.347 ed, 2009.

ANEXOS

Anexo 1. Base de datos *tst_signals* para Método de filtrado de Simson

tst_signals	Noise(uV)	QRSd(ms)	LASd(ms)	RMS(uV)	VLP	Umbrales
c1	0.193	93	10	85.12	no	QRSd min(ms)=114
c2	0.181	86	7	60.47	no	LASd min(ms)=38
c3	0.265	96	5	54.32	no	RMS max(uV)=20
c4	0.118	90	32	69.20	no	
c5	0.092	86	3	85.73	no	
c6	0.124	78	14	62.93	no	
c7	0.173	103	29	44.99	no	
c8	0.242	82	8	72.38	no	
c9	0.084	98	10	50.98	no	
c10	0.066	92	28	68.46	no	
c11	0.154	102	13	65.74	no	
c12	0.139	94	28	47.06	no	
c13	0.075	105	13	38.30	no	
c14	0.195	94	27	40.69	no	
c15	0.064	87	28	48.89	no	
c16	0.071	87	36	47.81	no	
c17	0.073	85	14	67.16	no	
c18	0.101	88	20	50.60	no	
c19	0.082	99	23	36.19	no	
c20	0.482	90	17	53.34	no	
c21	0.060	89	28	45.81	no	
c22	0.237	80	24	78.32	no	
c23	0.149	100	13	52.39	no	
c24	0.282	87	23	77.54	no	
c25	0.147	111	15	50.09	no	
c26	0.149	78	21	125.05	no	
c27	0.190	72	18	89.34	no	

c28	0.157	84	24	58.50	no
c29	0.214	85	27	66.80	no
c30	0.147	75	21	77.67	no
c31	0.078	92	19	66.66	no
c32	0.056	87	18	65.92	no
c33	0.085	89	34	39.35	no
c34	0.117	107	30	53.22	no
cVLPj1	0.254	137	54	5.73	si
cVLPj2	0.181	128	49	5.78	si
cVLPj3	0.320	141	50	5.63	si
cVLPj4	0.294	134	76	5.69	si
cVLPj5	0.092	130	47	5.85	si
cVLPj6	0.168	124	60	5.55	si
cVLPj7	0.472	147	73	5.71	si
cVLPj8	0.242	128	54	5.40	si
cVLPj9	0.242	128	54	5.40	si
cVLPj10	0.144	138	74	5.46	si
cVLPj11	0.391	146	57	5.70	si
cVLPj12	0.188	140	74	5.39	si
cVLPj13	0.436	149	57	5.62	si
cVLPj14	0.195	139	72	5.70	si
cVLPj15	0.071	134	75	5.44	si
cVLPj16	0.189	132	81	5.57	si
cVLPj17	0.274	130	59	5.51	si
cVLPj18	0.514	130	62	5.70	si
cVLPj19	0.280	140	64	5.85	si
cVLPj20	0.482	134	61	5.69	si
cVLPj21	0.119	136	75	5.44	si
cVLPj22	0.237	124	68	5.71	si
cVLPj23	0.700	142	55	5.77	si
cVLPj24	0.323	131	67	5.80	si
cVLPj25	0.497	154	58	5.70	si
cVLPj26	0.176	124	67	5.66	si
cVLPj27	0.190	117	63	5.61	si
cVLPj28	0.236	129	69	5.65	si
cVLPj29	0.214	129	64	5.69	si
cVLPj30	0.235	120	66	5.53	si
cVLPj31	0.151	136	62	5.64	si
cVLPj32	0.056	133	64	5.43	si
cVLPj33	0.389	133	78	5.65	si

cVLPj34	0.193	145	68	6.06	si
n1	0.738	84	4	105.14	no
n2	0.976	80	5	59.72	no
n3	0.962	91	2	74.82	no
n4	0.871	77	23	124.73	no
n5	0.959	82	2	89.69	no
n6	0.962	75	11	65.04	no
n7	0.878	94	22	47.87	no
n8	0.873	72	6	88.91	no
n9	0.774	89	4	83.98	no
n10	0.955	77	17	106.39	no
n11	0.928	89	4	69.62	no
n12	0.854	83	22	70.97	no
n13	1.03	95	6	52.60	no
n14	0.809	84	19	70.43	no
n15	0.886	79	22	89.18	no
n16	0.785	69	19	132.99	no
n17	0.897	79	15	75.68	no
n18	0.941	76	16	106.73	no
n19	1.01	85	14	59.91	no
n20	0.896	86	15	57.63	no
n21	0.807	72	20	61.20	no
n22	0.754	66	12	140.37	no
n23	0.803	95	12	61.17	no
n24	0.991	74	14	95.49	no
n25	0.991	104	10	63.19	no
n26	0.830	63	11	200.81	no
n27	0.833	66	14	103.57	no
n28	1.01	72	13	76.45	no
n29	0.886	68	12	150.54	no
n30	0.955	69	16	78.61	no
n31	0.955	82	14	99.10	no
n32	0.766	72	7	103.21	no
n33	0.831	79	27	79.95	no
n34	0.788	87	16	77.78	no
nVLP1	0.963	132	56	19.83	si
nVLP2	1.00	125	50	19.42	si
nVLP3	1.08	137	48	20.08	si
nVLP4	0.887	130	76	19.34	si
nVLP5	0.872	126	46	19.43	si

nVLP6	1.06	121	57	19.59	si
nVLP7	1.04	144	72	19.43	si
nVLP8	0.849	118	51	19.32	si
nVLP9	0.922	137	53	19.25	si
nVLP10	0.900	131	71	19.14	si
nVLP11	1.03	136	57	19.76	si
nVLP12	0.867	132	70	19.65	si
nVLP13	1.01	139	56	19.61	si
nVLP14	1.01	134	70	19.44	si
nVLP15	0.842	130	73	18.43	si
nVLP16	0.903	128	79	19.60	si
nVLP17	0.932	128	57	19.58	si
nVLP18	0.962	132	64	19.03	si
nVLP19	1.03	137	66	19.59	si
nVLP20	0.934	133	60	19.63	si
nVLP21	0.852	124	72	18.66	si
nVLP22	0.959	120	67	19.66	si
nVLP23	1.07	141	57	19.28	si
nVLP24	0.824	129	67	19.56	si
nVLP25	0.986	152	58	19.06	si
nVLP26	0.888	116	64	19.50	si
nVLP27	0.932	113	61	19.18	si
nVLP28	1.00	126	67	19.22	si
nVLP29	0.973	122	63	19.39	si
nVLP30	1.06	117	65	19.63	si
nVLP31	0.795	131	73	19.49	si
nVLP32	0.962	126	61	19.37	si
nVLP33	0.988	131	78	19.22	si
nVLP34	0.952	143	73	19.88	si
nVLPj1	0.762	126	48	6.56	si
nVLPj2	1.08	78	4	61.44	no
nVLPj3	0.858	91	2	75.03	no
nVLPj4	0.850	130	74	6.32	si
nVLPj5	0.965	81	2	90.77	no
nVLPj6	0.737	117	54	6.56	si
nVLPj7	0.930	138	67	6.06	si
nVLPj8	0.966	110	44	7.52	si
nVLPj9	0.924	88	3	88.45	no
nVLPj10	0.844	69	10	126.9	no
nVLPj11	0.798	135	56	6.53	si

nVLPj12	0.932	80	20	81.05	no
nVLPj13	0.929	85	7	59.43	no
nVLPj14	0.728	128	64	6.43	si
nVLPj15	0.881	73	14	101.12	no
nVLPj16	0.807	129	80	6.12	si
nVLPj17	0.885	128	64	6.07	si
nVLPj18	1.08	70	4	146.06	no
nVLPj19	0.808	84	12	64.21	no
nVLPj20	1.00	133	60	6.18	si
nVLPj21	0.876	56	4	107.12	no
nVLPj22	0.746	58	4	152.96	no
nVLPj23	1.05	94	9	67.25	no
nVLPj24	0.959	70	9	101.06	no
nVLPj25	1.37	103	9	68.13	no
nVLPj26	0.888	62	10	206.12	no
nVLPj27	0.968	64	12	109.08	no
nVLPj28	1.05	124	64	6.43	si
nVLPj29	0.805	122	67	6.57	si
nVLPj30	0.697	112	59	6.60	si
nVLPj31	0.852	81	21	101.28	no
nVLPj32	0.680	125	60	5.95	si
nVLPj33	0.953	126	74	6.40	si
nVLPj34	0.989	138	67	6.42	si

Anexo 2. Base de datos tst_signals para Método de filtrado FIR

tst_signals	noise(uV)	QRSd(ms)	LASd(ms)	RMS(uV)	VLP	Umbrales
-------------	-----------	----------	----------	---------	-----	----------

c1	0.18	106	11	74.46	no	QRSd min(ms)=123
c2	0.20	118	20	48.46	no	LASd min(ms)=43
c3	0.21	119	18	36.33	no	RMS max(uV)=23
c4	0.13	119	40	16.46	si	
c5	0.10	106	12	65.47	no	
c6	0.13	107	27	54.07	no	
c7	0.09	112	19	55.07	no	
c8	0.17	94	9	98.66	no	
c9	0.10	122	23	30.66	no	
c10	0.07	132	49	3.71	si	
c11	0.13	133	32	45.26	no	
c12	0.11	132	41	8.42	si	
c13	0.07	138	33	23.13	si	
c14	0.16	110	32	40.13	no	
c15	0.07	108	31	33.03	no	
c16	0.10	121	43	6.36	si	
c17	0.08	108	22	51.75	no	
c18	0.21	106	25	58.83	no	
c19	0.12	113	16	35.28	no	
c20	0.47	114	24	39.30	no	
c21	0.04	128	50	3.60	si	
c22	0.21	96	29	64.68	no	
c23	0.13	116	18	48.63	no	
c24	0.24	116	34	24.91	no	
c25	0.16	122	15	61.18	no	
c26	0.14	107	33	32.43	no	
c27	0.19	104	29	41.25	no	
c28	0.17	112	37	19.70	si	
c29	0.16	95	17	104.22	no	
c30	0.10	96	22	71.06	no	
c31	0.05	118	37	23.86	no	
c32	0.09	11	28	42.37	no	
c33	0.10	117	31	19.68	si	
c34	0.16	121	30	44.99	no	
cVLP1	0.23	144	49	19.20	si	
cVLP2	0.20	144	43	19.31	si	
cVLP3	0.21	149	45	19.56	si	
cVLP4	0.19	142	62	19.18	si	
cVLP5	0.10	138	42	19.44	si	
cVLP6	0.16	131	49	19.27	si	

cVLP7	0.15	154	61	19.24	si
cVLP8	0.17	135	46	19.17	si
cVLP9	0.17	149	50	19.15	si
cVLP10	0.13	145	62	19.19	si
cVLP11	0.13	155	54	19.23	si
cVLP12	0.14	144	53	19.17	si
cVLP13	0.19	157	52	19.17	si
cVLP14	0.17	147	69	19.23	si
cVLP15	0.08	138	61	19.22	si
cVLP16	0.16	141	63	19.17	si
cVLP17	0.13	140	54	19.16	si
cVLP18	0.32	138	57	19.20	si
cVLP19	0.32	149	52	19.47	si
cVLP20	0.47	142	49	19.30	si
cVLP21	0.06	144	66	17.99	si
cVLP22	0.25	131	64	19.22	si
cVLP23	0.41	151	44	19.40	si
cVLP24	0.24	139	57	19.22	si
cVLP25	1.59	163	56	19.21	si
cVLP26	0.15	128	54	19.22	si
cVLP27	0.19	124	49	19.13	si
cVLP28	0.17	136	61	19.17	si
cVLP29	0.19	136	58	19.19	si
cVLP30	0.10	131	57	18.77	si
cVLP31	0.17	143	62	19.19	si
cVLP32	0.09	139	56	19.17	si
cVLP33	0.12	141	55	19.18	si
cVLP34	0.16	155	64	19.87	si
cVLPj1	0.27	145	50	5.60	si
cVLPj2	0.20	144	46	6.00	si
cVLPj3	0.21	150	49	5.87	si
cVLPj4	0.18	143	64	5.46	si
cVLPj5	0.10	139	45	6.08	si
cVLPj6	0.16	132	51	5.66	si
cVLPj7	0.15	155	62	5.53	si
cVLPj8	0.17	136	51	5.42	si
cVLPj9	0.17	149	50	5.52	si
cVLPj10	0.12	146	63	5.44	si
cVLPj11	0.13	156	54	5.49	si
cVLPj12	0.13	144	53	5.56	si

cVLPj13	0.31	157	53	5.55	si
cVLPj14	0.17	148	70	5.54	si
cVLPj15	0.08	140	63	5.41	si
cVLPj16	0.13	141	63	5.52	si
cVLPj17	0.11	141	56	5.38	si
cVLPj18	0.32	139	58	5.47	si
cVLPj19	0.32	148	51	5.72	si
cVLPj20	0.47	142	52	5.85	si
cVLPj21	0.05	144	66	5.30	si
cVLPj22	0.25	132	65	5.66	si
cVLPj23	0.55	151	53	5.53	si
cVLPj24	0.24	139	57	5.67	si
cVLPj25	0.95	164	57	5.53	si
cVLPj26	0.15	129	55	5.63	si
cVLPj27	0.19	125	50	5.48	si
cVLPj28	0.17	137	62	5.52	si
cVLPj29	0.19	137	59	5.43	si
cVLPj30	0.10	131	57	5.36	si
cVLPj31	0.14	144	52	5.42	si
cVLPj32	0.09	141	58	5.28	si
cVLPj33	0.13	142	56	5.43	si
cVLPj34	0.16	152	61	5.73	si
n1	0.73	98	6	81.65	no
n2	0.87	95	6	72.74	no
n3	1.04	105	6	70.99	no
n4	0.82	89	13	135.84	no
n5	0.91	96	7	96.30	no
n6	0.85	86	7	102.02	no
n7	0.78	106	14	59.74	no
n8	0.81	86	7	99.63	no
n9	0.84	102	6	85.77	no
n10	0.81	88	10	120.64	no
n11	0.85	104	8	67.66	no
n12	0.86	94	5	115.64	no
n13	0.91	107	8	51.15	no
n14	0.84	93	18	74.87	no
n15	0.78	92	15	96.92	no
n16	0.81	86	11	101.46	no
n17	0.82	95	11	64.63	no
n18	0.80	90	10	142.80	no

n19	0.92	100	6	64.26	no
n20	0.87	102	12	70.91	no
n21	0.83	88	13	81.92	no
n22	0.67	85	20	113.60	no
n23	0.82	109	12	73.15	no
n24	0.73	90	11	87.60	no
n25	0.88	115	13	86.22	no
n26	0.82	84	11	173.35	no
n27	0.81	79	6	116.84	no
n28	0.89	90	17	85.66	no
n29	0.79	83	7	172.45	no
n30	0.84	83	10	88.90	no
n31	0.77	95	8	94.32	no
n32	0.73	91	10	96.94	no
n33	0.84	92	26	96.65	no
n34	0.87	99	13	87.30	no
nVLP1	0.74	141	49	19.40	si
nVLP2	0.92	133	46	19.37	si
nVLP3	0.97	145	45	19.91	si
nVLP4	0.95	138	62	18.89	si
nVLP5	0.83	132	41	19.58	si
nVLP6	0.84	129	47	19.48	si
nVLP7	1.05	150	59	19.24	si
nVLP8	0.74	127	47	19.03	si
nVLP9	0.88	143	49	19.03	si
nVLP10	0.88	139	61	18.70	si
nVLP11	0.91	148	53	19.42	si
nVLP12	0.94	139	51	19.38	si
nVLP13	1.00	151	51	19.33	si
nVLP14	0.82	142	67	19.07	si
nVLP15	0.84	136	59	18.35	si
nVLP16	0.81	136	61	19.34	si
nVLP17	0.88	138	53	19.32	si
nVLP18	0.81	137	57	18.65	si
nVLP19	1.02	146	52	19.34	si
nVLP20	0.99	139	50	19.54	si
nVLP21	0.84	135	61	18.24	si
nVLP22	0.79	128	64	19.52	si
nVLP23	1.01	149	44	18.94	si
nVLP24	0.79	135	56	19.20	si

nVLP25	1.77	160	56	18.61	si
nVLP26	0.75	124	53	19.04	si
nVLP27	0.93	121	48	18.68	si
nVLP28	0.99	134	60	19.00	si
nVLP29	0.98	132	57	19.08	si
nVLP30	0.83	127	55	19.40	si
nVLP31	0.76	138	61	19.16	si
nVLP32	0.81	133	54	19.20	si
nVLP33	0.90	137	72	18.78	si
nVLP34	1.07	150	64	20.09	si
nVLPj1	0.84	136	44	6.64	si
nVLPj2	1.00	93	5	77.70	no
nVLPj3	1.04	103	4	75.04	no
nVLPj4	0.86	136	60	6.04	si
nVLPj5	0.74	131	41	10.07	si
nVLPj6	0.85	85	6	105.06	no
nVLPj7	0.81	102	11	65.22	no
nVLPj8	0.94	87	6	104.39	no
nVLPj9	0.93	142	47	6.38	si
nVLPj10	0.94	137	59	6.61	si
nVLPj11	0.79	135	56	6.53	si
nVLPj12	0.86	94	4	121.52	no
nVLPj13	1.11	103	6	52.87	no
nVLPj14	0.88	139	65	6.14	si
nVLPj15	0.86	90	13	104.62	no
nVLPj16	0.86	135	61	6.15	si
nVLPj17	0.86	137	53	6.05	si
nVLPj18	0.85	88	8	159.61	no
nVLPj19	0.76	98	5	75.71	no
nVLPj20	0.87	140	50	6.74	si
nVLPj21	0.87	85	10	109.43	no
nVLPj22	0.80	75	10	142.17	no
nVLPj23	0.93	108	10	92.45	no
nVLPj24	0.86	87	8	96.76	no
nVLPj25	1.33	113	10	91.86	no
nVLPj26	0.87	121	50	6.24	si
nVLPj27	0.91	77	5	127.08	no
nVLPj28	0.90	130	57	6.40	si
nVLPj29	0.82	128	53	6.40	si
nVLPj30	0.83	81	8	94.96	no

nVLPj31	0.82	95	7	96.64	no
nVLPj32	0.79	133	54	6.07	si
nVLPj33	0.91	135	69	6.29	si
nVLPj34	1.00	97	12	89.11	no