

---

ECG analysis for arrhythmia detection on an FPGA

---

Análisis de electrocardiogramas sobre FPGA para la detección de  
arritmias.

---



**TRABAJO DE FIN DE GRADO**

**Juan Jerez Poblaciones**

Directores:

**Daniel Bascones García**

**Carlos González Cálvo**

Facultad de Informática  
Universidad Complutense de Madrid

23 de Mayo del 2024

# Índice general

Índice de figuras	III
Índice de tablas	IV
<b>1. Introducción</b>	<b>3</b>
1.1. Concepto de arritmia . . . . .	3
1.2. Algoritmo de detección . . . . .	3
1.2.1. Filtrado . . . . .	4
1.3. Datos de referencia . . . . .	4
1.4. Utilización de las FPGAs . . . . .	5
1.5. Objetivos del proyecto . . . . .	6
1.6. Análisis y optimización del algoritmo . . . . .	6
1.7. Implementación en la FPGA . . . . .	6
1.8. Organización de la memoria . . . . .	7
<b>2. Prototipado del algoritmo en software</b>	<b>8</b>
2.1. Trascuro del algoritmo . . . . .	8
2.2. Recopilación de los datos . . . . .	9
2.3. Filtrado de la señal original . . . . .	9
2.4. Detección de picos QRS . . . . .	10
2.5. Detección de arritmias . . . . .	13
2.6. Pruebas con el algoritmo . . . . .	15
<b>3. Implementación hardware</b>	<b>18</b>
3.1. Módulos adicionales . . . . .	18
3.1.1. Módulos ROM y RAM . . . . .	18
3.1.2. Módulos punto flotante . . . . .	19
3.2. Módulo de filtrado . . . . .	21
3.2.1. Señales de entrada y salida . . . . .	21
3.2.2. Máquina de estados . . . . .	22
3.2.3. Módulos utilizados . . . . .	24
3.3. Módulo de detección de picos . . . . .	24
3.3.1. Señales de entrada y salida . . . . .	24
3.3.2. Máquina de estados . . . . .	25
3.4. Módulo de detección de arritmias . . . . .	28
3.4.1. Señales de entrada y salida . . . . .	28
3.4.2. Máquina de estados . . . . .	28
3.5. Módulos input y output . . . . .	32
3.5.1. Módulo input . . . . .	32
3.5.2. Módulo output . . . . .	32
3.6. Módulo principal y testbench . . . . .	32

<b>4. Resultados Experimentales</b>	<b>33</b>
4.1. Entorno de pruebas . . . . .	33
4.2. Consumo . . . . .	33
4.2.1. Análisis de síntesis . . . . .	34
4.2.2. Análisis de timing . . . . .	34
4.2.3. Análisis de potencia . . . . .	35
<b>Bibliografía</b>	<b>38</b>

# Índice de figuras

1.1. Imagen de varios electrocardiogramas recopilados por un <i>Holter</i> [5] . . . . .	3
1.2. Complejo QRS . . . . .	4
1.3. Ejemplo de electrocardiograma original y filtrado de paciente 102 (Elaboración propia) . . . . .	4
1.4. Ejemplo con paciente 102 [4] . . . . .	5
2.1. Representación del transcurso del prototipo . . . . .	8
2.2. Máquina de estados de algoritmo de detección de picos de estudio de caracterización de señales usando polinomios de Hermite [1] . . . . .	10
2.3. Diagrama ASM del algoritmo de detección de picos QRS . . . . .	12
2.4. Cuando se detecta una arritmia, a veces, la siguiente distancia es considerablemente más grande de lo normal. Para no detectar falsos positivos, se omite esa distancia . . . . .	13
2.5. Diagrama ASM del algoritmo de detección de arritmias . . . . .	14
2.6. Métricas de detección de arritmias . . . . .	17
2.7. Porcentajes de detección de arritmias . . . . .	17
3.1. Diagrama de la ROM que se usa en el filtrado de la señal . . . . .	18
3.2. Diagrama de la RAM que se usa en el filtrado de la señal . . . . .	18
3.3. Selección de la opción simple port ROM . . . . .	19
3.4. Se establece la profundidad de la ROM y la anchura de palabra . . . . .	19
3.5. Se establece la profundidad de la RAM y la anchura de palabra . . . . .	19
3.6. Entrada y salida del módulo de comparador . . . . .	20
3.7. Funcionamiento de la conexión de los módulos de divisor y restador . . . . .	20
3.8. Diagrama de Módulo de multiplicación y suma. . . . .	21
3.9. Entradas y salidas del módulo de filtrado . . . . .	21
3.10. Diagrama ASM de Módulo de filtrado de señal . . . . .	22
3.11. Diagrama ASM de Módulo de filtrado de señal . . . . .	23
3.12. Entradas y salidas del módulo de detección de picos . . . . .	24
3.13. Diagrama ASM de Módulo de detección de picos . . . . .	26
3.14. Diagrama ASM de Módulo de detección de picos . . . . .	27
3.15. Entradas y salidas del módulo de detección de arritmias . . . . .	28
3.16. Diagrama asm de Módulo de filtrado de señal . . . . .	30
3.17. Diagrama asm de Módulo de filtrado de señal . . . . .	31
4.1. Basys3 Artix-7 FPGA . . . . .	33
4.2. Diagrama principal de todos los módulos a evaluar . . . . .	34
4.3. Imagen que muestra el reporte de timing generado . . . . .	35
4.4. Imagen que muestra el reporte de potencia generado . . . . .	35

# Índice de tablas

# Resumen

La caracterización automática de la señal ECG es de importancia crítica en el monitoreo y diagnóstico del paciente, Por ello, en este trabajo lo que se pretende es detectar arritmias partiendo de una señal analizable. [1]

Esto se realizará con un algoritmo previamente prototipado y probado en software, funcional a tiempo real y cuyo propósito, es detectar los picos QRS de un paciente y con ello detectar arritmias, para ello el algoritmo compara las distancias que tienen los picos actuales con la distancia que formaron los picos anteriores.

Para el diseño hardware el programa se organizará en distintos módulos. Este diseño cuenta con unos módulos principales que desempeñaran sus funciones para seguir los pasos del prototipo en software y así poder realizar las tareas de filtrado de señal, detección de picos y detección de arritmias. Estos módulos están contenidos en un módulo principal y a su vez se incluye en un *testbench* para realizar pruebas. Las pruebas se realizarán introduciendo señales del electrocardiograma de un paciente en un módulo de memoria para que el programa las procese, a su vez en otra memoria se introducirán unas anotaciones realizadas por expertos para comprobar si se han producido arritmias y así poder comprobar la eficacia de la replicación del programa a partir del prototipado en software. Además, la FPGA que se utiliza para probar el algoritmo en hardware es la Basys3.

Para concluir, en los resultados experimentales, se especifica la frecuencia ideal, el reporte de *timing* y el consumo en W necesarios para el programa. Según los datos obtenidos, este proyecto utiliza muy pocos recursos para el desempeño que tiene y por ello, cumple con los objetivos de ser un algoritmo que puede llegar a ser personalizable, para un dispositivo portable que detecte arritmias a tiempo real.

**Palabras clave:** electrocardiograma, picos, arritmias, FPGA, frecuencia.

# Abstract

The automatic characterization of the ECG signal is of critical importance in patient monitoring and diagnosis. in the monitoring and diagnosis of the patient. The aim of this work is to detect arrhythmias based on an analyzable signal.

This will be done with an algorithm previously prototyped and tested in software, functional in real time and whose purpose is to detect the QRS peaks of a patient. QRS peaks of a patient and thus detect arrhythmias, for this the algorithm compares the distances that have the current peaks with the distance that formed the previous peaks.

For the hardware design the program will be organized in different modules. This design has some main modules that will perform their functions to follow the steps of the prototype in software. The software prototype will follow the steps of the prototype and thus be able to perform the tasks of signal filtering, peak detection and arrhythmia detection. These modules are contained in a main module and in turn are included in a testbench for testing. The tests will be performed by introducing electrocardiogram signals of a patient in a memory module for the program to process them, and in turn in another memory, annotations made by experts will be introduced to check if the tests have been performed. The tests will be performed by inserting electrocardiogram signals from a patient's electrocardiogram into a memory module for the program to process, while another memory module will be used to enter annotations made by experts to check whether arrhythmias have occurred and thus verify the effectiveness of the program replication from the software prototype. In addition, the FPGA used to test the algorithm in hardware is the Basys3.

To conclude, in the experimental results, we specify the ideal frequency, the timing report and the consumption in W needed for the program. According to the data obtained, this project uses very few resources for the performance that has and therefore, it fulfills the objectives of being an algorithm that can become customizable, for a portable device that detects arrhythmias in real time.

**Keywords:** electrocardiogram, peaks, arrhythmias, FPGA, frequency.

# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Concepto de arritmia

Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en el mundo y una de las causas más comunes de estas enfermedades son las arritmias.

Una arritmia cardíaca es una alteración en el ritmo normal del corazón. Si se produce una arritmia, el corazón puede latir demasiado rápido, demasiado lento o de manera irregular. Esto puede provocar síntomas como palpitaciones, mareos, falta de aire e incluso desmayos y estas pueden llegar a ser mortales.

Los cardiólogos utilizan dispositivos como un *Holter*<sup>1</sup> para generar electrocardiogramas (ECG), que son diagramas que representan los latidos del corazón y con ellos son capaces de analizarlos y encontrar anomalías cardíacas.

Entre esas anomalías están las contracciones prematuras del corazón, un tipo de arritmia que este proyecto se encargará de detectar.

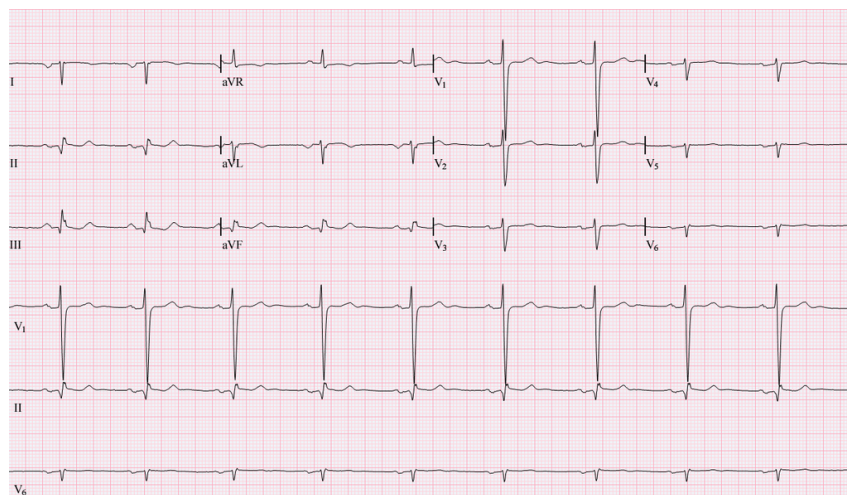


Figura 1.1: Imagen de varios electrocardiogramas recopilados por un *Holter* [5]

### 1.2. Algoritmo de detección

El algoritmo de detección de arritmias que sigue este proyecto se basa en la detección de los picos QRS producidos en el electrocardiograma.

Un pico QRS, como se muestra en la Figura 1.2 en un electrocardiograma es causado por la contracción del ventrículo al bombear la sangre por las arterias. Este es el impulso eléctrico más fuerte que el corazón produce en cada latido. En este proyecto utilizaremos estos picos para comparar la distancia entre ellos y poder determinar si se ha producido una arritmia.

---

<sup>1</sup>**Holter:** Dispositivo médico portátil que se utiliza para monitorear y registrar la actividad eléctrica del corazón durante un período prolongado



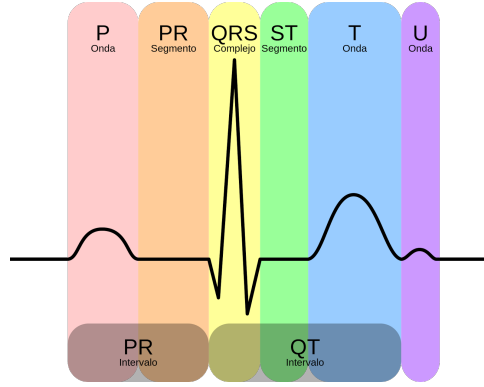


Figura 1.2: Complejo QRS [1]

### 1.2.1. Filtrado

Como se puede observar en la Figura 1.3 es conveniente hacer un filtrado de las tiras de ritmo para poder detectar mejor los picos QRS, ya que el filtrado centra la onda en el valor 0 y evita fallos en el algoritmo de detección de picos del que se hablará más adelante.

En la creación del proyecto se ha intentado no filtrar la onda para comprobar si se obtienen mejores resultados que sin dicho filtrado, pero no se ha dado el caso por las irregularidades de la misma.

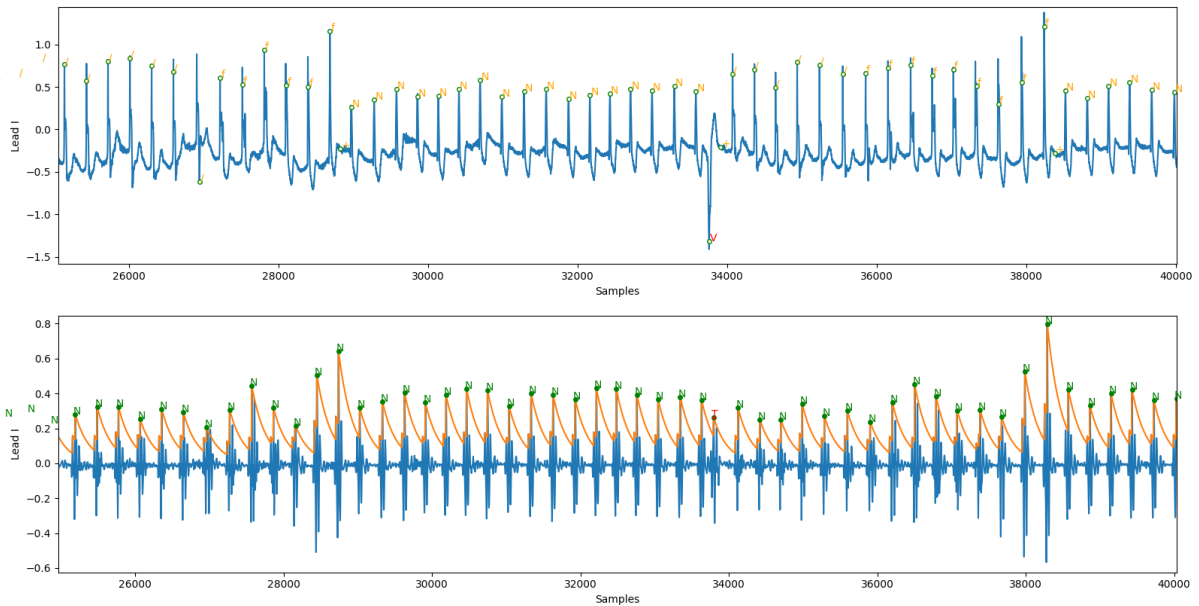


Figura 1.3: Ejemplo de electrocardiograma original y filtrado de paciente 102 (Elaboración propia)

## 1.3. Datos de referencia

Los datos de referencia para probar el algoritmo han sido obtenidos de un estudio realizado en el Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT) [2] en el que se han realizado pruebas de media hora a varios pacientes con edades diversas y algunos de ellos llevaban implantado un marcapasos.

Los datos consisten en electrocardiogramas que previamente han sido analizados por cardiólogos y cuyas anotaciones indican cuando un paciente ha padecido una arritmia, cuando el ritmo es normal y cuando se ha producido un fallo en la lectura de la señal. También se muestra información menos relevante para nuestro estudio como cuando se ha producido un error en la lectura de la señal y la activación del marcapasos<sup>2</sup>.

### Record 102 (V5, V2; female, age 84)

*Medications:* Digoxin

Beats	Before 5:00	After 5:00	Total
Normal	98	1	99
PVC	1	3	4
Paced	243	1785	2028
Pacemaker fusion	24	32	56
Total	366	1821	2187

*Ventricular ectopy*

- 4 isolated beats

Rhythm	Rate	Episodes	Duration
Normal sinus rhythm	72-78	2	1:22
Paced rhythm	68-78	3	28:44

Signal quality	Episodes	Duration
Both clean	1	30:06

Notes:

The rhythm is paced with a demand pacemaker. The PVCs are multiform.

#### Points of interest:

[0:55](#) Paced rhythm  
[1:12](#) Transition from paced to normal sinus rhythm  
[1:28](#) PVC  
[2:30](#) Normal sinus rhythm  
[4:51](#) Pacemaker fusion beats  
[9:35](#) PVC  
[16:12](#) Paced rhythm

Figura 1.4: Ejemplo con paciente 102 [4]

## 1.4. Utilización de las FPGAs

Este programa ha sido pensado para ejecutarse en un dispositivo pequeño, poco pesado y portable, es por ello, que es conveniente ejecutarlo en una FPGA, esto se debe a que una FPGA con una placa pequeña tiene el hardware suficiente para poder llegar a ejecutar este programa y por ello pueden ser llevados con facilidad, además el consumo producido por una FPGA al ejecutar el algoritmo es bastante bajo como se comprobará posteriormente.

Para este proyecto se usará la FPGA Artix-7 en la placa Basys3 para probar el funcionamiento del algoritmo. Aunque se debe considerar, según la cantidad de datos introducidos, que en este caso sería la longitud de la señal según el tiempo transcurrido, utilizar una FPGA cuyo hardware pueda soportar dicha cantidad de datos.

<sup>2</sup>**Marcapasos:** Dispositivo que se implanta en el corazón que actúa cuando el corazón no bombea la sangre lo suficientemente fuerte, es decir que el pico QRS no es tan prominente y se necesita la ayuda de dicho dispositivo para proporcionar el impulso eléctrico necesario

## 1.5. Objetivos del proyecto

El objetivo principal del proyecto es crear un algoritmo que detecte arritmias en los pacientes y que dicho algoritmo sea capaz de ejecutarse en un dispositivo portable que tenga un bajo consumo y que funcione a tiempo real. Para conseguir el objetivo principal es necesario alcanzar una serie de objetivos que son los siguientes:

1. Averiguar que son las arritmias, como se producen, que arritmias podría detectar el programa y que patrón siguen la mayoría de ellas.
2. La creación de un algoritmo en software que sea capaz de leer y filtrar la señal original de los pacientes de la base de datos, la realización de un algoritmo que se encargue de detectar los picos donde se produce la contracción ventricular según aparecen en la señal filtrada, por último la creación de un algoritmo encargado de detectar las arritmias según el patrón hallado en el objetivo anterior.
3. La replicación del programa en hardware según el prototipo creado anteriormente en software. Utilizando el hardware necesario para que el algoritmo funcione en una FPGA y el hardware necesario para poder hacer pruebas en simulación y sobre la placa.
4. La observación de los resultados experimentales de la cantidad de recursos hardware empleados, el consumo causado por el algoritmo y el tiempo que tarda en llevarse a cabo adecuándose a la llegada de la señal del paciente. Dichos resultados experimentales deberían tener una coherencia con lo que se buscaba en el objetivo principal.

## 1.6. Análisis y optimización del algoritmo

El algoritmo se centra en tres funciones principales.

1. Filtrado de la señal original: Lo que hace que la señal sea más fácil de procesar para encontrar los picos QRS. Esto se realiza multiplicando los valores de la señal original por los valores de filtrado almacenados en una memoria.
2. Detección de picos sobre la señal filtrada: Se analiza cada valor de la señal filtrada y si dicho valor es mayor que sus anteriores, se considera un posible pico, si después de 72 valores se mantiene como el valor más alto, entonces ese valor se considera un pico QRS.
3. Detección de arritmias comparando la posición de los picos: Una vez obtenidos los picos QRS se calcula la distancia del pico actual con el pico anterior y dependiendo de las distancias anteriores, se calcula si hay una arritmia.

## 1.7. Implementación en la FPGA

Para implementar el código en la FPGA se implementarán varios módulos que por lo general, tratan de replicar las funcionalidades que realiza el algoritmo de software y se convertirán en la parte más importante de dicho programa.

Los módulos más importantes son.

1. Módulo de filtrado: Se guardan los valores del filtrado en un módulo de memoria ROM y los valores de la señal original en una memoria RAM cuando los valores de la RAM son multiplicados, se escribe en la RAM y se pasan los valores al siguiente módulo principal.

2. Módulo de detección de picos sobre la señal filtrada: Se implementa una máquina de estados que analiza cada valor de la señal filtrada y calcula si es un posible pico, o un pico QRS. Como los valores de la señal son números reales, se implementan varios módulos para poder operar con los valores de la señal.
3. Módulo de detección de arritmias: Se implementa una máquina de estados con el que recibiendo un pico QRS como entrada, sea capaz de almacenar las distancias más recientes, calcular según la diferencia de estas distancias, si se ha producido una arritmia y mostrar como salida un flag indicándolo.

Además de estos módulos se debe de crear un módulo que los acompañe y un testbench para probar el funcionamiento del programa en la simulación.

## 1.8. Organización de la memoria

Para empezar se verá como se ha realizado el prototipado del algoritmo en software. Se indicarán las librerías usadas para la recopilación de datos, El tipo de filtrado que se ha usado para el filtro de la señal original, El algoritmo de la detección de picos QRS y las metodologías que se han seguido, el algoritmo de detección de arritmias y el algoritmo de pruebas seguido para probar el algoritmo original en su totalidad y para poder sacar estadísticas de las pruebas realizadas.

Para continuar se hablará de los distintos módulos creados para la implementación hardware. Se especificarán los módulos para las operaciones en punto flotante, los módulos para las memorias utilizadas. Se profundizará sobre los módulos principales basados en el prototipo del software y por último la creación del módulo principal y el testbench utilizado.

Seguidamente se mostrarán los resultados experimentales obtenidos, la FPGA utilizado, el análisis de síntesis, el análisis de timing y el consumo.

Finalmente se dará una conclusión de la realización de este proyecto y unos trabajos futuros por si se desea ampliar el proyecto.

# Capítulo 2

## Prototipado del algoritmo en software

### 2.1. Trascuro del algoritmo

Como se ha explicado anteriormente el algoritmo realizará una recopilación de datos, para obtener la señal original del electrocardiograma de cada paciente y así hacer un filtrado de dicha señal para eliminar el ruido y centrarla, seguidamente se realizara la detección de picos con algunos métodos como establecer el *cutoff* dinámico y por último detectar las arritmias y comparar las anotaciones de la señal original con las generadas. Véase Figura 2.1.

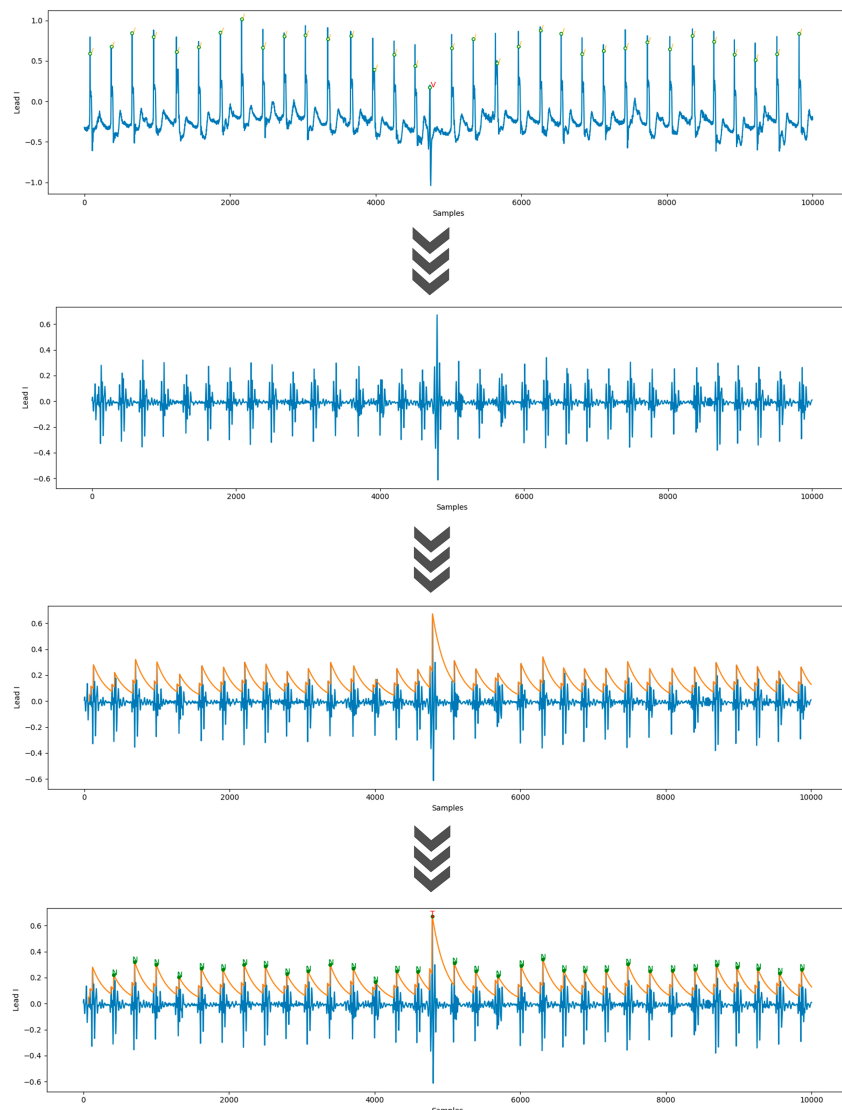


Figura 2.1: Representación del trascuro del algoritmo durante las distintas etapas de su desarrollo

## 2.2. Recopilación de los datos

Para la recopilación de los datos se utilizará la librería *wfdb* [7] que se encarga de proporcionar funciones para leer y escribir archivos de diferentes formatos que contienen señales biomédicas, como archivos de registro de señales (por ejemplo, formato .dat), archivos de anotaciones (por ejemplo, formato .atr) y archivos de cabecera (por ejemplo, formato .hea).

Los pacientes vienen identificados por un identificador (por ejemplo, 101) y hay 3 ficheros por paciente, con extensiones .dat, .atr y .hea

Se descarga la base de datos con la función de la librería de *wfdb*, *dldatabase* que recoge la señal del paciente y las anotaciones de los cardiólogos sobre cada pico QRS.

```
#download the database if not available
if os.path.isdir("mitdb"):
    print('You already have the data.')
else:
    wfdb.dl_database('mitdb', 'mitdb')
```

Los pacientes de la base de datos se han hecho una prueba de 30 minutos, lo que en la señal equivale a 650000 *samples*.

```
sampfrom = 0
sampto = 650000
record = wfdb.rdsamp('mitdb/102', sampfrom=sampfrom, sampto=sampto)
annotation = wfdb.rdann('mitdb/102', 'atr', sampfrom=sampfrom, sampto=sampto)
```

Por último, para visualizar esta señal con las anotaciones de los cardiólogos y poder comparar con las anotaciones que realiza el algoritmo se usará la librería *matplotlib.pyplot* [3].

Con esto se mostrará la señal original con las anotaciones y la señal filtrada con las anotaciones del algoritmo como en Figura 1.3

## 2.3. Filtrado de la señal original

Este filtrado es llevado a cabo por el filtrado IIR.

El filtrado IIR, que significa *Infinite Impulse Response* (respuesta infinita al impulso), es un tipo de filtro utilizado en el procesamiento de señales digitales y analógicas.

La fórmula que se utilizará para el filtrado es la siguiente:

$$Y[i] = \sum_{k=0}^{N_x-1} b_k \cdot x[i-k]$$

Siendo *b* son los coeficientes del filtrado y *x* los valores de la señal original a filtrar.

Los coeficientes se almacenan en una lista de 99 valores en punto flotante simétricos que se iteran de forma circular, con lo que después de ejecutar el último valor vuelve de nuevo al primero.

Para el filtrado se usa la función *lfilter* de la librería *lstinlinescipy.signal* [6].

```
filtered_signal = lfilter(filter_taps_99_6_28, 1.0, original_signal)
```

## 2.4. Detección de picos QRS

El algoritmo de detección de picos está representado en esta función que recibe la señal filtrada e intenta detectar los picos QRS.

Este algoritmo está basado en el que se usa en el documento [1] donde en el 4.1.2 muestran una máquina de estados del proceso que realizan.

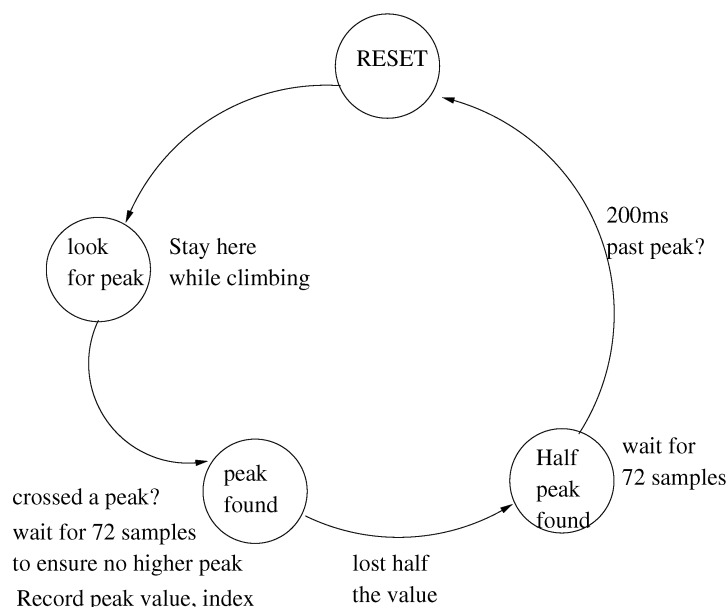


Figura 2.2: Máquina de estados de algoritmo de detección de picos de estudio de caracterización de señales usando polinomios de Hermite [1]

El algoritmo realizado es distinto a este, ya que es una versión simplificada de un algoritmo de detección de picos y no llega a ser tan funcional por la falta de un *cutoff* dinámico. Esto se debe a que a veces hay una distancia entre los picos QRS superior a 72 muestras por lo que cause que en algunas ocasiones detecte el ruido como un pico QRS, ya que después de las 72 muestras no se ha encontrado una señal. Es por eso que, en un proyecto en el que se sabe que los picos QRS van a estar a distancias distintas entre sí, este algoritmo no sirve y hay que modernizarlo.

Aun así, si bien el algoritmo creado es distinto a ese, se replica el tener que esperar a 72 muestras para asegurarse de que no se encuentra un pico superior y así poder considerarlo como un pico QRS.

Es por ello que definimos la variable `samples_around_peak` como 72 para comparar dicha condición.

Para hallar el pico más alto se necesita definir un pico en `last_peak` y si se encuentra otro pico se produce

```
last_peak = max(last_peak, signal[i])
```

Sin embargo hay un problema y es que cuando se detecte un pico QRS, es decir cuando se haya detectado el pico más alto después de haber pasado 72 *samples* se restauran los valores para empezar a detectar nuevos picos y al haber ruido el algoritmo podría detectar falsos picos QRS, por ello se debe implementar un *cutoff*.

El *cutoff* es representado como una función descendente que parte de cada pico localizado y mientras no se haya encontrado ningún pico, el valor de dicha función va decreciendo. La

principal función del *cutoff* es evitar que el algoritmo detecte picos con el ruido y por ello se ha ajustado para que no ocurra el problema anterior y ser capaz de detectar todos los picos QRS.

La función del *cutoff* es la siguiente.

$$cutoff = cutoff - cutoff / (256 - 64)$$

Esta función es llamada cuando no se ha encontrado un nuevo pico y decrementa su valor, cuando se localiza un nuevo pico, el *cutoff* pasa a tener el valor del pico localizado.

Se han dado los valores (256 - 64) a la fórmula para que fuese más fácil la división en hardware, pero como al final se terminó haciendo en un módulo de división en punto flotante cualquier valor es válido para la división aunque debido al buen desempeño del valor en el programa se decidió mantener el valor.



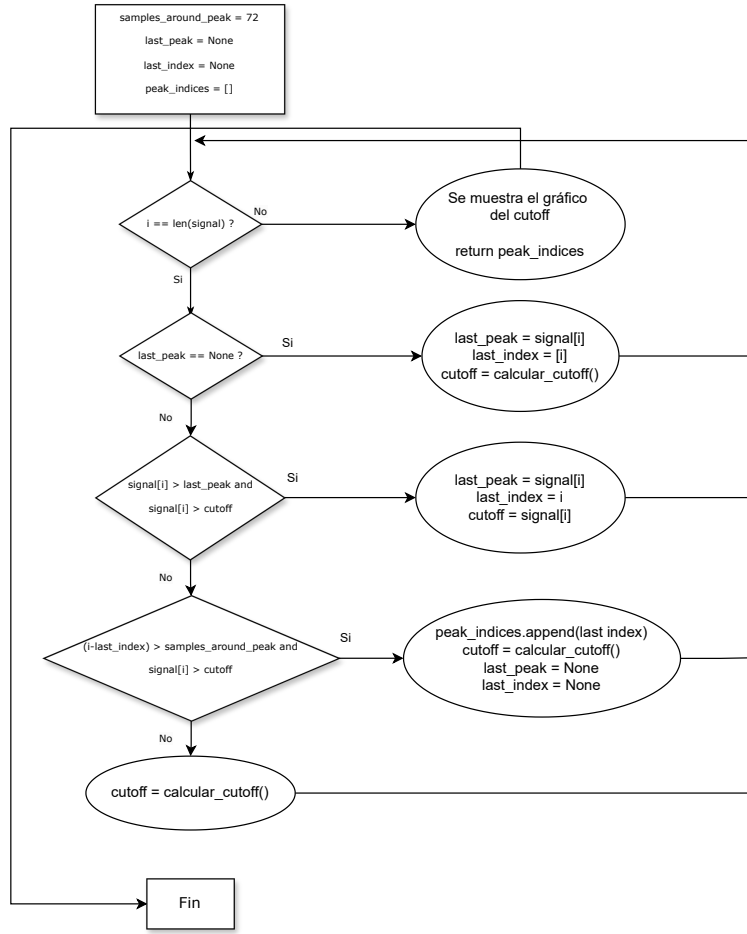


Figura 2.3: Diagrama ASM del algoritmo de detección de picos QRS

La salida de dicha función es un buffer de *samples* que sirven como índices para indicar donde se han encontrado los picos QRS y así poder pasar al módulo de detección de arritmias.

## 2.5. Detección de arritmias

El algoritmo de detección de arritmias se encarga de ver si se ha producido una arritmia según la distancia entre los picos.

En la detección de arritmias es de vital importancia establecer un límite en la distancia entre los picos para poder considerar que ha habido una arritmia o no, esta tarea solo se pudo hacer probando con diferentes rangos y viendo el índice de aciertos producidos en las pruebas a cada paciente de las que se hablara más adelante.

El algoritmo va almacenando distancias entre los picos QRS (es por ello que en la primera iteración no se almacena nada) y se declaran varias variables.

- `last_distance`: se utiliza para almacenar la última distancia recogida y así poder compararla con la distancia actual en cálculos posteriores
- `counter_buffer`: utilizado para tener el valor de la posición del buffer donde se escribe.
- `counter_arrythmia`: utilizado para indicar si la distancia anterior fue una arritmia.
- `TNRange`: Se utiliza para indicar si hay una distancia más grande de lo normal entre 2 picos QRS producido por una arritmia. Es importante tener esta distancia en cuenta, ya que si el ritmo del paciente vuelve a la normalidad se compararía la distancia entre el ritmo normal del paciente con el ritmo extendido por la arritmia, ya que de no tenerlo en cuenta el algoritmo lo clasificaría como arritmia como se puede ver en la Figura 2.4, por ello se compara con un valor anterior que sea el ritmo normal del paciente.

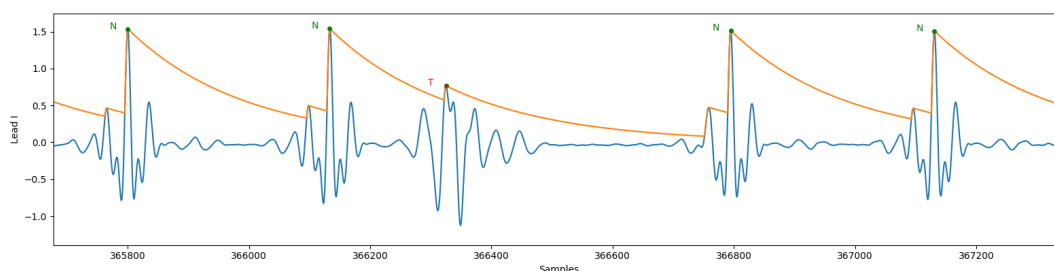


Figura 2.4: Cuando se detecta una arritmia, a veces, la siguiente distancia es considerablemente más grande de lo normal. Para no detectar falsos positivos, se omite esa distancia

Por ello si se ha detectado una arritmia, la siguiente distancia se compara con la tercera última distancia escrita en el buffer que posiblemente sea una distancia causada por un ritmo normal. Si no se da el caso, se compara con `last_distance`.

La función que compara las distancias devuelve un carácter que va a ser el que se vaya a mostrar en la gráfica, si el carácter es "N" significa que se ha detectado un ritmo normal y por tanto solo se muestra. Sin embargo si el resultado es "T" significa que la distancia es más corta de lo normal, se detecta la arritmia y se ponen `counter_arrythmia` a 1 para saber que la distancia es más corta y `TNRange` a true para que el algoritmo sepa que la distancia que venga después puede ser una ampliada.

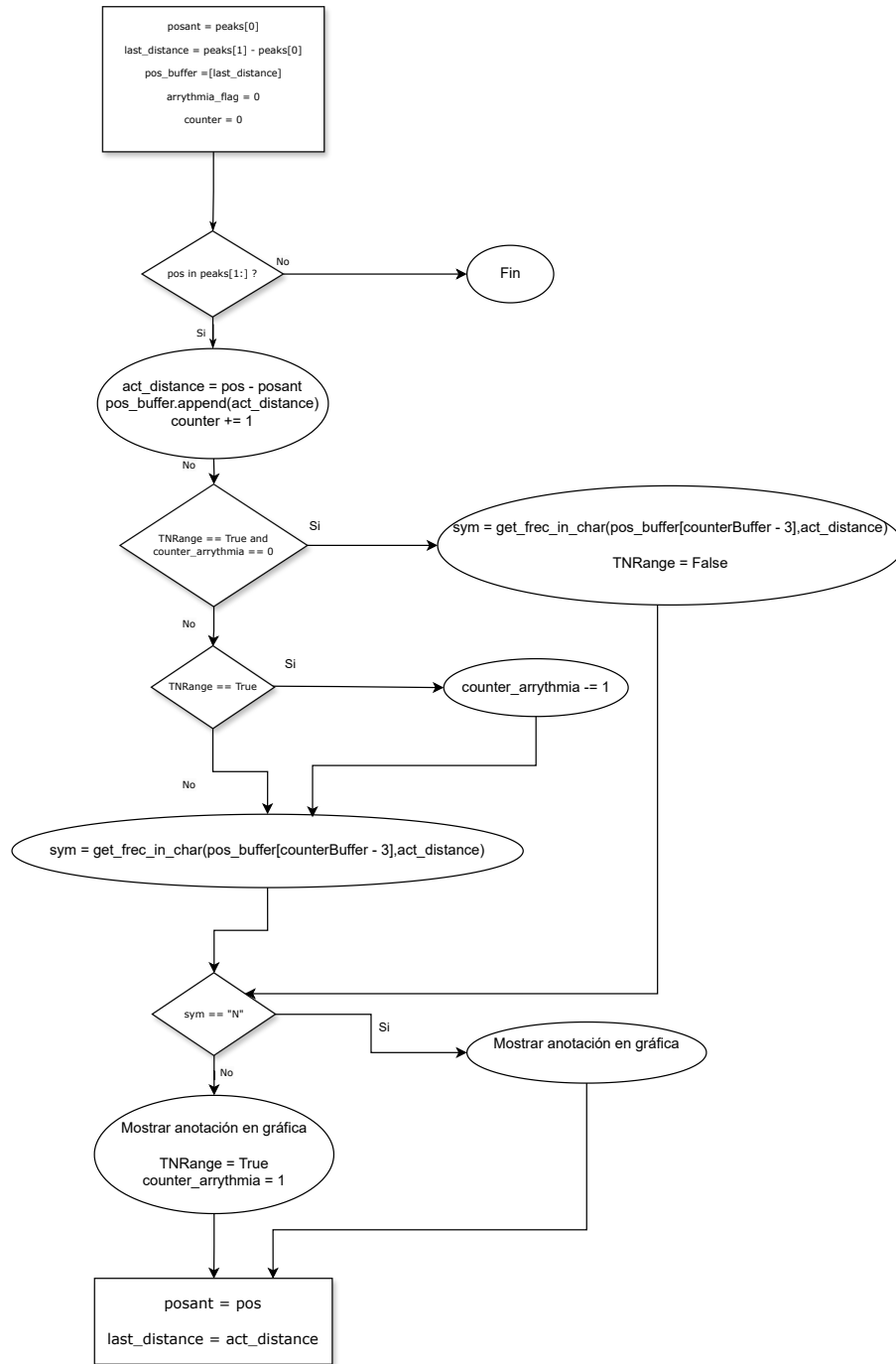


Figura 2.5: Diagrama ASM del algoritmo de detección de arritmias

La función `get_frequency_in_char()` se encarga de calcular las distancias entre el ritmo actual y un ritmo normal. Para ello recibe como entrada ambas distancias.

Para empezar se calcula el gap que es simplemente la diferencia que tiene la distancia anterior con la actual.

$$gap = lastdistance - actualdistance$$

Acto seguido, se calcula el porcentaje de la diferencia de distancia con la distancia anterior que se sabe que va a ser un ritmo normal.

$$porcentaje = (gap/lastdistance) * 100$$

Si ese porcentaje es mayor que el 15% entonces se considera que la distancia normal es mucho mayor que la actual y por tanto como la distancia actual entre 2 picos es pequeña, se da por hecho que hay una arritmia.

Nótese que no se le da importancia si el gap da como resultado un número negativo de cualquier tamaño, esto se debe a que este proyecto solo está pensado para detectar contracciones prematuras del corazón, por ende solo necesitamos saber si la distancia actual es menor que la anterior. Además ningún paciente parece padecer ninguna arritmia de otro tipo.

## 2.6. Pruebas con el algoritmo

Se han realizado una serie de pruebas para probar el algoritmo estas se encargan de comprobar si las posiciones donde se ha detectado un pico QRS coinciden con las posiciones de los picos detectados por los cardiólogos, y además se encargan de comparar las anotaciones de los cardiólogos con las generadas por el algoritmo.

Con dichas estadísticas es posible comparar el porcentaje de aciertos, en los que se comprende el número de falsos positivos, (referido a los ritmos normales que el algoritmo considera arritmias) y falsos negativos (referido a las arritmias que el algoritmo considera un ritmo normal).

Para desarrollar estas pruebas, se crea una clase Pair que contenga por cada iteración de la detección de arritmias, el carácter por el algoritmo y la posición del *sample* en la que se encuentre dicho pico QRS.

```

class Pair:
def __init__(self, sym, pos):
    self.sym = sym
    self.pos = pos

def __repr__(self):
    return f"Pair({self.sym},{self.pos})"

```

Dicho objeto se inserta en un buffer para luego poder comparar con las anotaciones de la señal original.

```

if(sym == "N" or sym == "T"):
    pair = Pair(sym,pos)
    produced_symbols.append(pair)

```

Una vez se rellena todo el buffer de Pares, se comprueban 2 cosas.

1. Si se ha detectado un pico QRS en la señal filtrada y se corresponde con el pico de la señal original situado en un *sample* de una posición aproximada.
2. Si en el caso de que se haya detectado el pico, las anotaciones de los cardiólogos coinciden con las generadas por el algoritmo

Para este proyecto, solo se valora si el paciente tiene un ritmo normal o una arritmia, pero las anotaciones que contiene la señal original pueden simbolizar otros problemas como la entrada del marcapasos o otros problemas con la onda T. En la clase Annotation de la librería wfdb, vienen explicadas todas las posibles anotaciones que puede haber.

```

ann_labels = [
    AnnotationLabel(0, "-", 'NOTANN', 'Not-an-actual-annotation'),
    AnnotationLabel(1, "N", 'NORMAL', 'Normal-beat'),
    AnnotationLabel(2, "L", 'LBBB', 'Left-bundle-branch-block-beat'),
    AnnotationLabel(3, "R", 'RBBB', 'Right-bundle-branch-block-beat'),
    AnnotationLabel(4, "a", 'ABERR', 'Aberrated-atrial-premature-beat'),
    AnnotationLabel(5, "V", 'PVC', 'Premature-ventricular-contraction'),
    AnnotationLabel(6, "F", 'FUSION', 'Fusion-of-ventricular-and-normal-beat'),
    ,
    AnnotationLabel(7, "J", 'NPC', 'Nodal-(junctional)-premature-beat'),
    AnnotationLabel(8, "A", 'APC', 'Atrial-premature-contraction'),
    ...
    AnnotationLabel(12, "/", 'PACE', 'Paced-beat'),
    AnnotationLabel(13, "Q", 'UNKNOWN', 'Unclassifiable-beat'),
    AnnotationLabel(14, "~", 'NOISE', 'Signal-quality-change'),
    AnnotationLabel(16, "|", 'ARFCT', 'Isolated-QRS-like-artifact'),
    ...
    AnnotationLabel(38, "f", 'PFUS', 'Fusion-of-paced-and-normal-beat'),
    ...
]

```

Por ello en este proyecto solo se prestará atención a la anotación A y a la anotación V que simbolizan las contracciones prematuras de la aurícula y el ventrículo, las demás anotaciones sobre el pico QRS serán consideradas como ritmos normales.

Para ver donde se pueden producir posibles errores y el tipo de estos se ha creado un buffer donde en cada iteración se hace push de un *string* con el resultado de la señal filtrada y original.

Si por otro lado, el pico no se ha detectado donde tendría que haber un pico QRS puesto en la señal original, se pone doble guion para simbolizarlo.

Como se mencionó anteriormente, la detección de picos sobre a señal filtrada es aproximado, por lo que se cuenta si se ha detectado un pico 50 *samples* antes del pico de la señal original y 50

picos después. El número de aproximación es moderadamente más amplio para evitar problemas con las posibles imprecisiones del filtrado.

Otra prueba que se realiza es un conteo de las anotaciones correctas en total, las anotaciones incorrectas en total, las anotaciones correctas solo de los picos detectados como arritmia, las incorrectas de ese mismo tipo, y los picos no registrados, como se ve en la figura Figura 2.6.

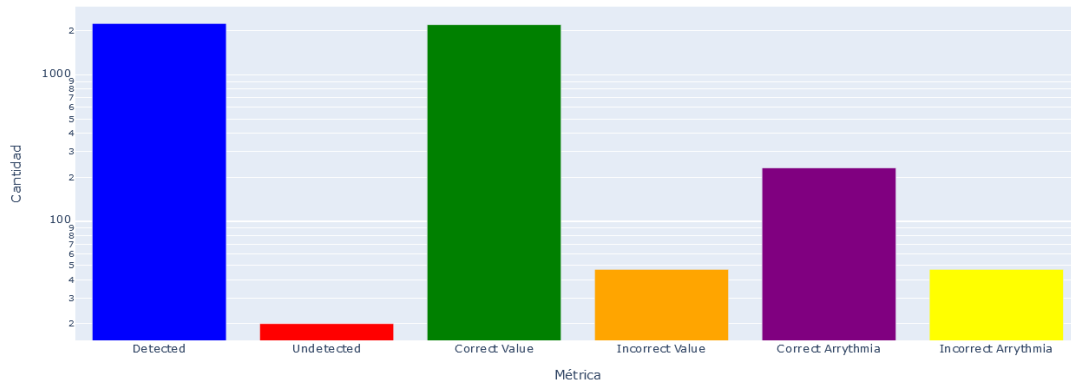


Figura 2.6: Métricas de detección de arritmias

Con el conteo de las anotaciones se pueden sacar varias conclusiones aparte de las dichas anteriormente como los picos totales que tiene la señal original, el porcentaje de picos detectados, el porcentaje de picos no detectados, el porcentaje de arritmias detectadas correctamente, el porcentaje de falsos positivos o falsos negativos, y el porcentaje de éxito de detección de arritmias según todas las arritmias contando falsos positivos y negativos. Esto está representado en la figura Figura 2.7.

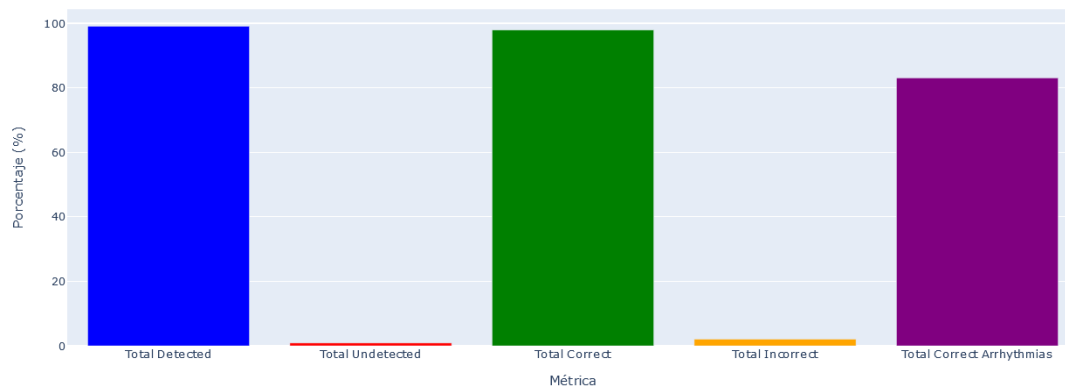


Figura 2.7: Porcentajes de detección de arritmias

Las pruebas que se han realizado se aplican solo para un paciente, pero es posible aplicar estas pruebas a todos los pacientes. Para ello se ha creado un nuevo fichero de *python* que se encarga de realizar la misma prueba para los pacientes cuyo id está almacenado en un buffer.

Este programa tiene 2 modos, uno procesa un paciente individualmente y el otro itera una lista con identificadores de los pacientes para procesarlos a todos. La lógica del algoritmo visto anteriormente está contenida en una nueva función llamada `calculations()`.

Las pruebas que se realizan para este algoritmo son iguales que en el fichero anterior, pero también se han realizado las siguientes estadísticas.

1. La media de los picos detectados de cada paciente.
2. La media de las arritmias correctas detectadas en cada paciente.

# Capítulo 3

## Implementación hardware

Para implementar el algoritmo en hardware dividimos en módulos el algoritmo de filtrado, el algoritmo de detección de picos y el algoritmo de detección de arritmias, estos los unificamos en otro módulo y probamos la simulación con un testbench.

Como los valores de las señales están en punto flotante para operar con ellos es necesario utilizar módulos hardware que permitan hacer dichas operaciones, en este proyecto utilizaremos módulos de resta, división y comparación de números en punto flotante.

### 3.1. Módulos adicionales

#### 3.1.1. Módulos ROM y RAM

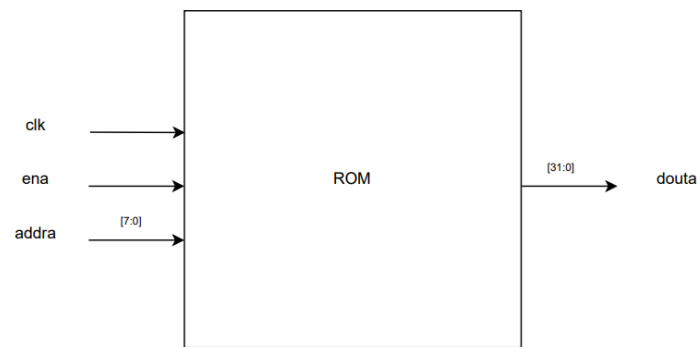


Figura 3.1: Diagrama de la ROM que se usa en el filtrado de la señal

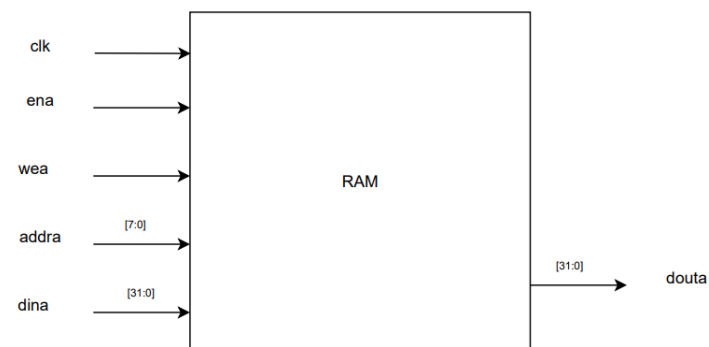


Figura 3.2: Diagrama de la RAM que se usa en el filtrado de la señal

Es importante desactivar la opción de primitive output para que no se añada un registro extra al principio y la simulación se ejecute en cada tiempo correspondiente.

El módulo de filtrado utiliza 1 ROM y una RAM

- La ROM se configura igual que la ROM del módulo de input, este tiene 99 filas y de anchura tiene 32 bits.

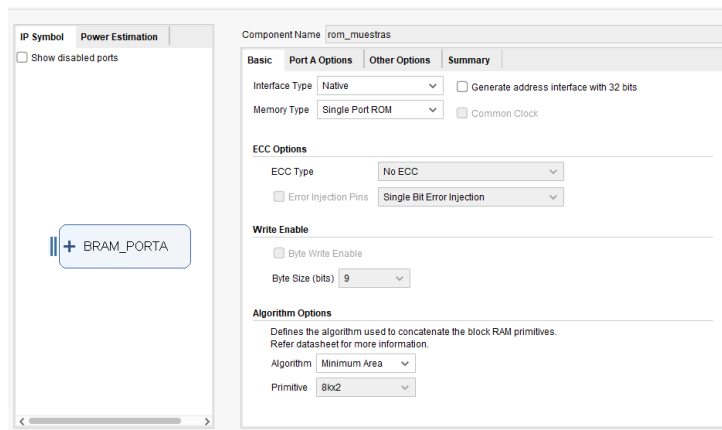


Figura 3.3: Selección de la opción simple port ROM

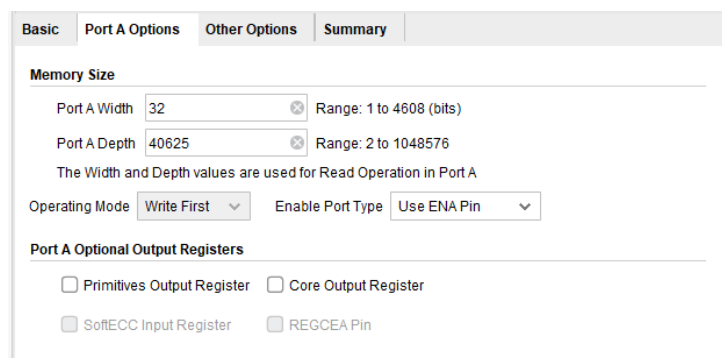


Figura 3.4: Se establece la profundidad de la ROM y la anchura de palabra

- La RAM se configura como single port RAM y se mantiene desactivado el valor de primitive output. Ahora bien los valores asignados son los siguientes.

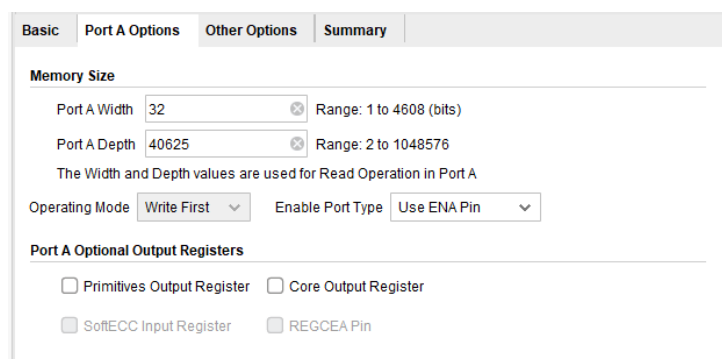


Figura 3.5: Se establece la profundidad de la RAM y la anchura de palabra

### 3.1.2. Módulos punto flotante

Se han definido varios módulos para hacer las distintas operaciones en punto flotante, ya que en VHDL no se pueden hacer estas operaciones directamente, se necesitan usar otros módulos especializados para estas operaciones.

Como se operan con valores en punto flotante simple, las señales tienen que ser de 32 bits.

En este programa se necesitan 5 tipos de módulos de operaciones.



- Módulo comparador mayor que: se utiliza para comparar varias señales en el módulo de detección de picos como son:
  - signal\_data gt last\_peak
  - signal\_data gt cutoff
  - last\_peak gt cutoff

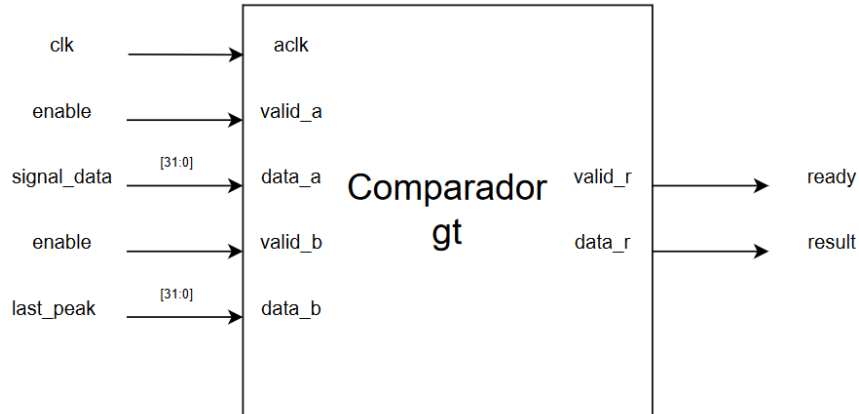


Figura 3.6: Entrada y salida del módulo de comparador

- Módulo divisor y resta: se utilizan en conjunto para calcular el cutoff que tiene la operacion:

$$cutoff = cutoff - cutoff/192$$

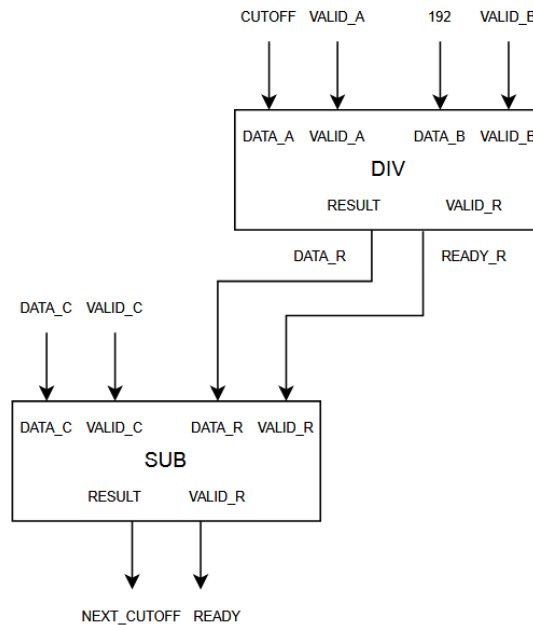


Figura 3.7: Funcionamiento de la conexión de los módulos de divisor y restador

- Módulo multiplicación y suma: Se usa para poder multiplicar los valores de las muestras con los valores de los coeficientes en el módulo de filtrado.

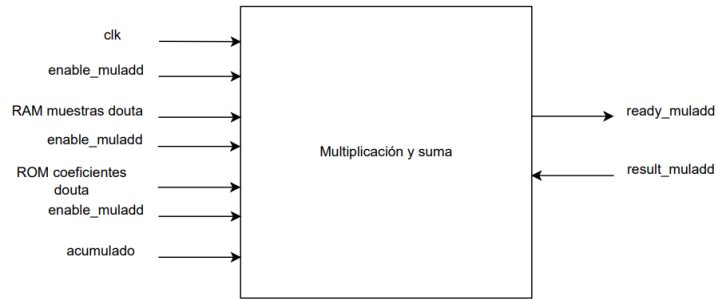


Figura 3.8: Diagrama de Módulo de multiplicación y suma.

## 3.2. Módulo de filtrado

Este módulo utiliza una ROM con los coeficientes, una RAM con las muestras y un módulo de multiplicación de números en punto flotante.

Este módulo se compone de una máquina de estados que va multiplicando cada elemento de la RAM muestras con los elementos de la ROM coeficientes con el módulo de multiplicación de punto flotante.

### 3.2.1. Señales de entrada y salida

Las señales de entrada son:

- clk y reset
- input\_signal\_data: señal que recibe las muestras de la señal original
- input\_valid e input\_ready: son flags que sirven para sincronizar el módulo con la llegada de muestras.

Las señales de salida son:

- output\_filter\_data: saca los valores de la señal filtrada
- output\_filter\_index: saca los índices de cada valor de la señal filtrada
- output\_valid y output\_ready: se encargan de sincronizar el módulo del filtrado con el módulo de detección de picos

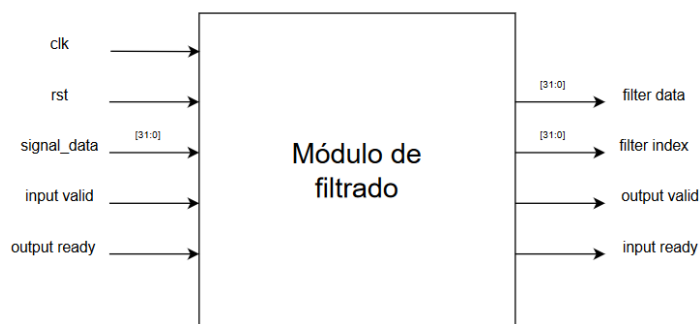


Figura 3.9: Entradas y salidas del módulo de filtrado

### 3.2.2. Máquina de estados

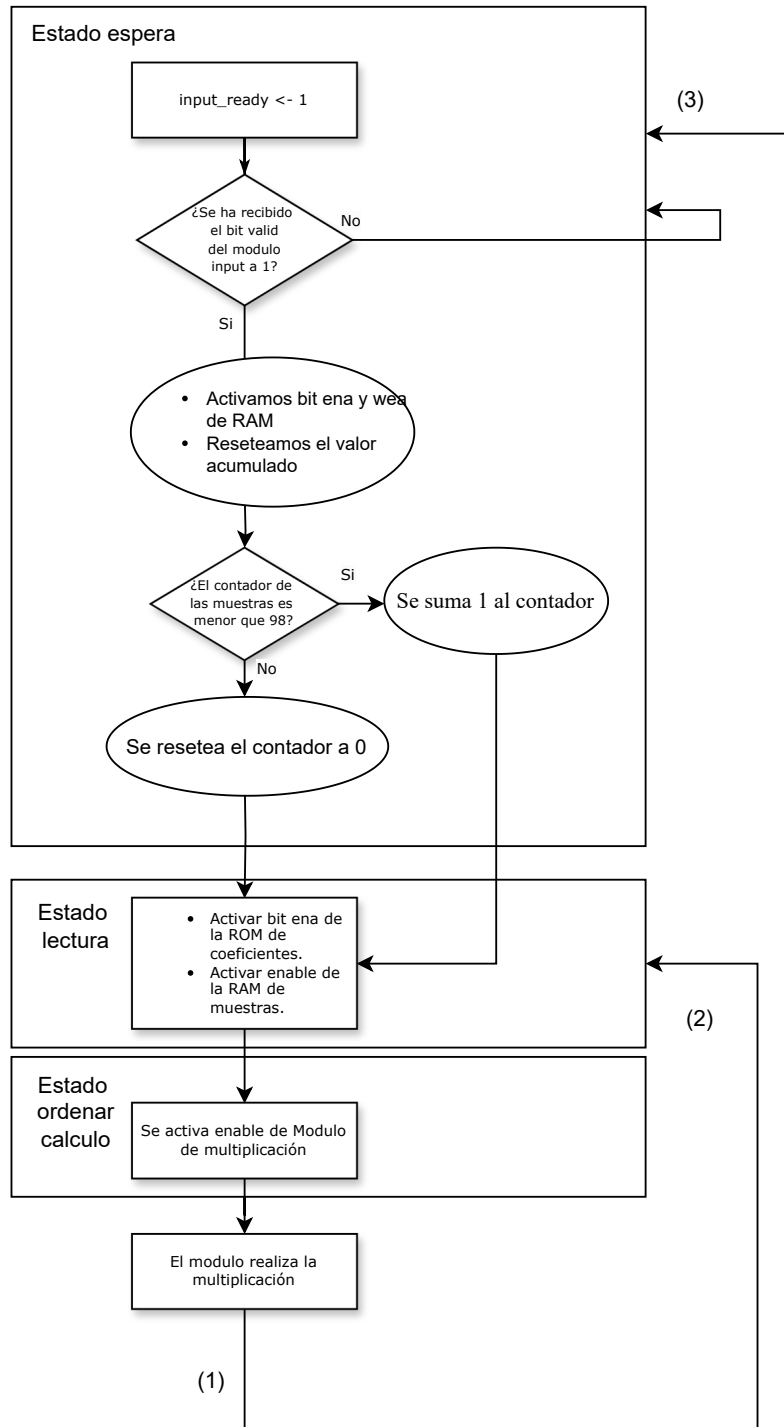


Figura 3.10: Diagrama ASM de Módulo de filtrado de señal

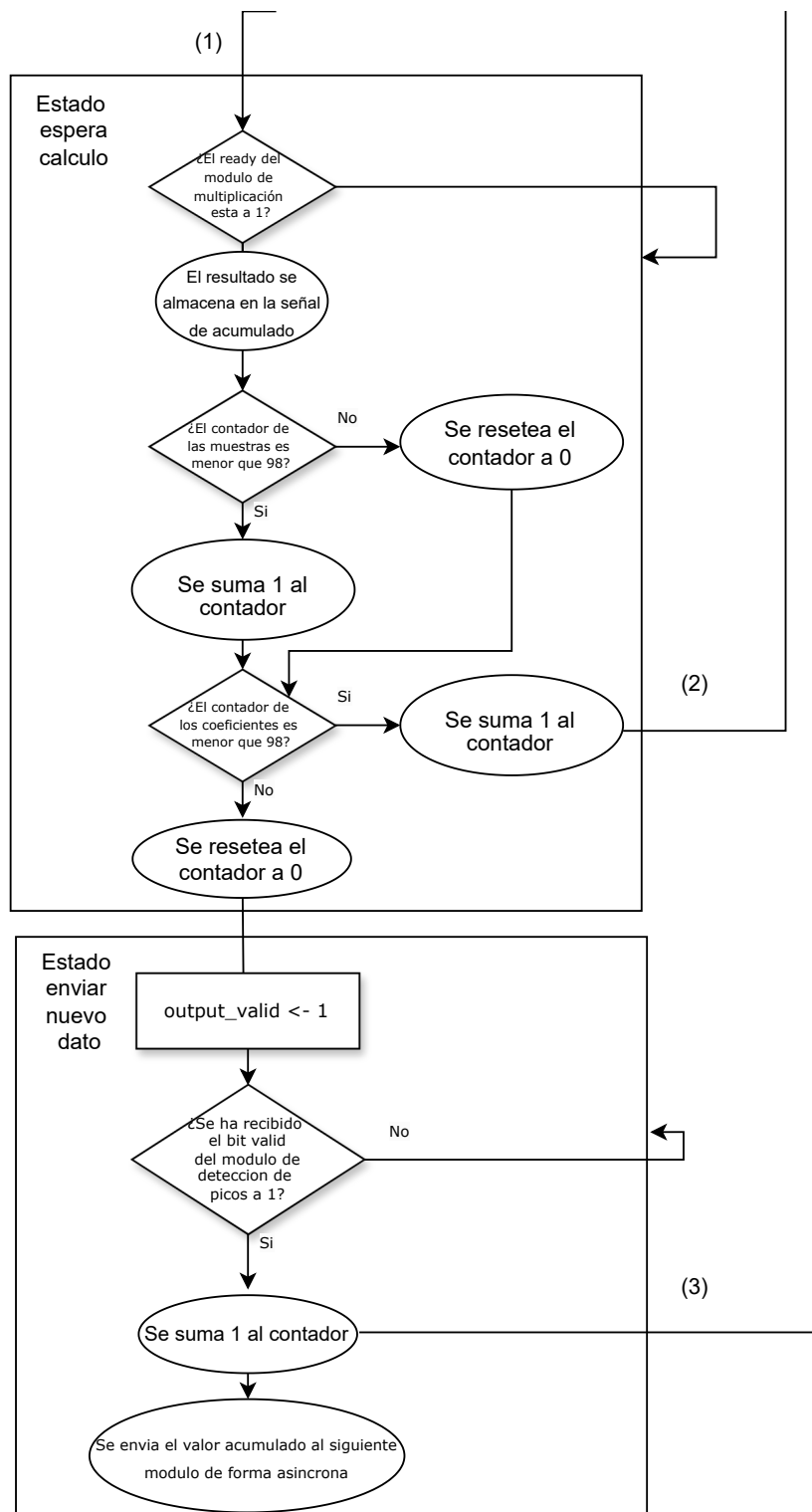


Figura 3.11: Diagrama ASM de Módulo de filtrado de señal

El envío de datos al output se realiza de forma combinacional, se pasa a output\_data el valor del acumulado y el índice a su respectivo output.

- Estado de espera: En el estado de espera se activa la señal de *ready* y se espera a que se envíe un valor de la señal sin filtrar, se borra el valor de la solución de la multiplicación anterior en caso de haberla, se activan las señales de escritura de la RAM y se establece el índice donde se va a escribir la muestra.
- Estado de lectura: Se activa la lectura de los coeficientes y de las muestras.
- Estado para ordenar el cálculo: en este estado se activa el flag del módulo de multiplicación y suma.
- Estado de espera del cálculo: se espera a que termine el módulo de multiplicación y suma esperando la señal de *ready\_muladd* y se almacena el resultado, también se actualiza el contador de los coeficientes, de las muestras y dependiendo de si el índice de coeficientes es menor que 98 se va al estado de lectura o el estado de enviar un nuevo dato al siguiente módulo.
- Estado de envío de nuevo dato: este estado sincroniza el siguiente módulo, activa el bit de *valid* a 1 y espera el bit de *ready* del siguiente módulo para poder enviar el dato.

### 3.2.3. Módulos utilizados

Se utilizo una ROM para almacenar los coeficientes y poder leerlos y una RAM para poder leer y escribir en las muestras de la señal original.

Se usa un módulo de multiplicación para poder multiplicar los valores de las muestras con los valores de los coeficientes.

## 3.3. Módulo de detección de picos

Este módulo se encarga de detectar los picos de la señal filtrada.

### 3.3.1. Señales de entrada y salida

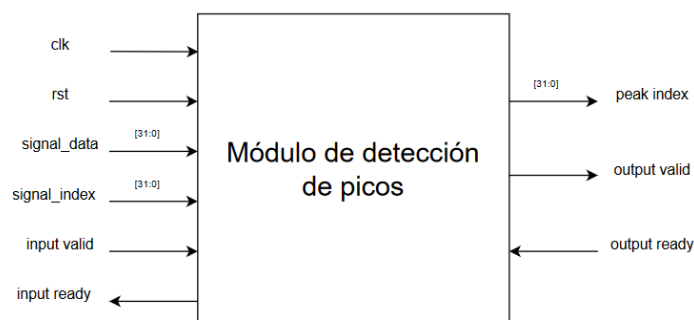


Figura 3.12: Entradas y salidas del módulo de detección de picos

- *clk* y *reset*
- *input\_signal\_data*: señal que recibe las muestras de la señal filtrada
- *input\_signal\_index*: señal que recibe los índices de las muestras de la señal filtrada
- *input\_valid* e *input\_ready*: son flags que sirven para sincronizar el módulo con la llegada de muestras.

Las señales de salida son:

- `output_peak_index`: saca los índices de los picos detectados
- `output_valid` y `output_ready`: Se encargan de sincronizar el módulo de detección de picos con el módulo de detección de arritmias.

### 3.3.2. Máquina de estados

- Estado de espera: En el estado de espera se activa la señal de `ready` y se espera a que se envíe un valor de la señal sin filtrar, se borra el valor de la solución de la multiplicación anterior en caso de haberla, se activan las señales de escritura de la RAM y se establece el índice donde se va a escribir la muestra.
- Estado de comprobar índice: si no hay pico, o lo que es lo mismo que la señal de `last_peak` este a 0 este se asigna a la señal y además se registra el índice, después pasa al estado de actualizar el `cutoff` activando por tanto la señal de `division` para que empiecen los módulos de `division` y resta de valores en punto flotante a calcular el valor. Si por otro lado si que hay pico, se ordena hacer la comparación `signal_data > last_peak` pasando las señales correspondientes al módulo de comparación en punto flotante. Además se anticipa y se hace la comparación `last_peak > cutoff` para en dado caso de que no se cumpla la condición anterior ya esta la comparación hecha y se puede pasar directamente al estado siguiente. También activamos las señales del módulo de comparación correspondiente. El siguiente estado es el estado de espera a la condición en la que la señal es mayor que el pico máximo.
- Estado de actualizar `cutoff`: este estado espera a la señal `ready` del módulo de la resta ya que es la última operación que se realiza para calcular el `cutoff`. Primero se ejecuta el módulo de la `division` para calcular `cutoff/192` y luego la resta `cutoff - cutoff/192`. cuando la señal `ready_sub` sea '1' se actualiza el `cutoff` y pasa al estado de espera terminando la iteración.
- Estado de espera a la condición en la que la señal es mayor que el pico máximo: cuando las señales `ready` de los comparadores estén a '1' se podrá ejecutar las funcionalidades del estado. este tiene 3 condiciones:
  - si se ha encontrado un valor más alto que `last_index`, este pico pasa a ser el nuevo `last_peak` y el nuevo `cutoff`, el `index` también se actualiza.
  - la señal `result_signal_index_sub_last_index_gt_or_eq_samples_around_peak` se calcula de forma combinatorial, por lo que si esa condición que indica que han pasado 72 muestras sin encontrar un valor más alto que `last_peak` y además `last_peak` es mayor que el `cutoff`, se pasa directamente al estado de envío de nuevo pico para enviar el pico QRS.
  - Sino simplemente se ordena la actualización del `cutoff` activando el `enable` del módulo de la `division` y pasando al estado correspondiente.
- Estado de envío de nuevo pico: se activa la señal de `valid` a 1 y espera a que el módulo de detección de arritmias mande la señal de `ready` para resetear las señales de `last peak` y `last index` a '0' además se actualiza el `cutoff`.



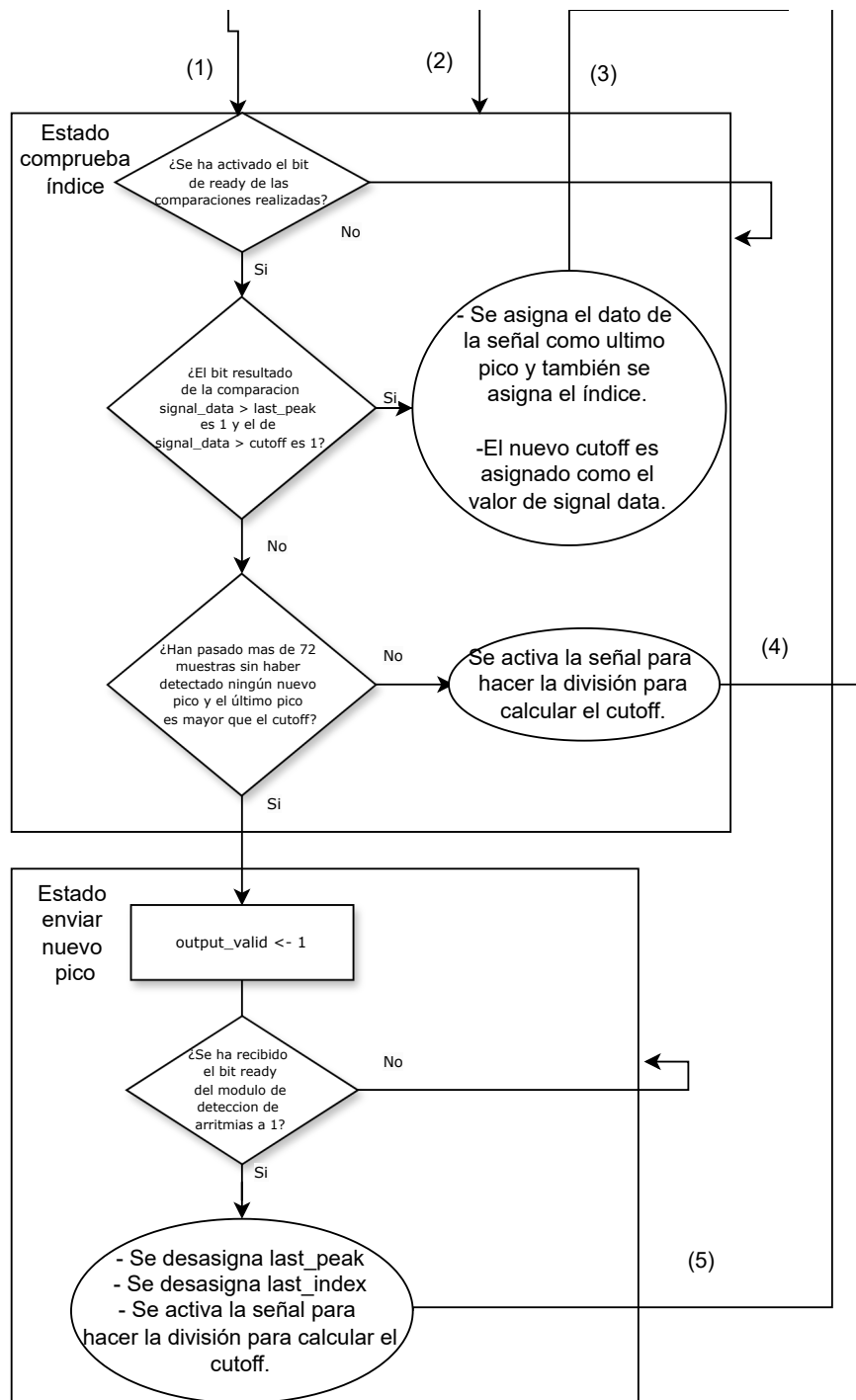


Figura 3.14: Diagrama ASM de Módulo de detección de picos



De manera combinacional se pasa como output last index pero el módulo de detección de arritmias se activa cuando input\_valid se activa usando así el last\_index correspondiente

### 3.4. Módulo de detección de arritmias

El módulo de detección de arritmias se encarga de detectar si la distancia entre 2 picos QRS es considerada una arritmia o no,

#### 3.4.1. Señales de entrada y salida

Las señales de entrada de este módulo son:

- clk y reset
- input\_peak\_index: señal que recibe las muestras de los picos QRS.
- input\_valid e input\_ready: son flags que sirven para sincronizar este módulo con el módulo de detección de picos.

Las señales de salida son:

- output\_arrythmia\_detected: flag que saca 0 si el ritmo es normal y 1 si se ha detectado una arritmia.
- output\_arrythmia\_index: valor que indica en que sample se ha producido la arritmia.
- output\_valid y output\_ready: para la sincronización con el módulo output.

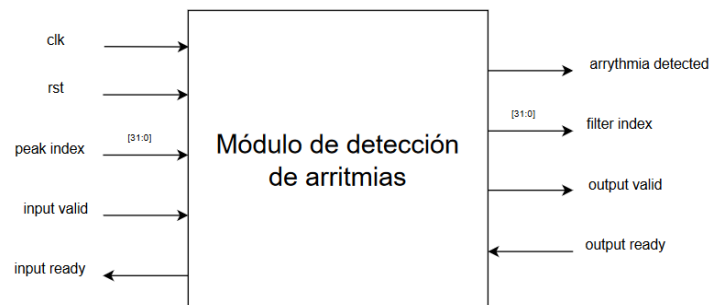


Figura 3.15: Entradas y salidas del módulo de detección de arritmias

#### 3.4.2. Máquina de estados

- Estado de espera: En el estado de espera se activa la señal de ready y se espera a que se envíe un pico QRS, después pasa al estado S0
- Estado S0: Si el contador es 0 significa que se recibe el primer pico registrado por lo que se guarda para mas tarde y se pasa al estado de espera. Si el contador es 1 significa que se recibe el segundo pico y por tanto se compara con el anterior hallando la primera distancia después pasa al estado S1. Si no se cumple ninguna condición se pasa al estado S1.
- Estado S1: aumenta el contador en 1, y se calcula la distancia actual.
- Estado S2: se actualizan las variables que crean un buffer ficticio y los valores se mueven una posición cuando se añade la distancia actual como si fuese una cola.

- Estado S3: Como ya se explicó en la parte de la implementación del algoritmo TNRange es una señal que simboliza la distancia entre el pico detectado como arritmia y el pico normal actual, este flag se activa cuando ha habido una arritmia, ya que last\_distance puede ser mas grande de lo normal, es por eso que para calcular el gap cuando este flag esta activo y el de arritmia detectada no, se compara la distancia actual con la última distancia sino con una 3 veces anterior a la última. Si esta condición no se cumple, para calcular el gap se compara con la última distancia, además si justo la anterior distancia era la de una arritmia, se desactiva el flag de arritmia detectada.
- Estado S4: Se calcula el porcentaje de forma combinacional, si el flag de porcentaje es igual a 1 significa que el porcentaje calculado es mayor de lo esperado y por tanto se activan las flags de TNRange y counter\_arrhythmias. Independientemente después el índice y la distancia actual pasan a ser last\_distance y last\_index
- Estado S5: Se activa la señal de valid y se espera a la señal de ready para que se envíe el dato al módulo de output.

Se calcula el porcentaje del gap entre las 2 distancias con una distancia normal de forma combinacional.

- Estas señales están en complemento A2 por ello al salir números negativos, el bit mas significativo se cambia a 1, es por ello que como solo se consideran los números positivos, se considera solamente los números cuyo bit más significativo sea 0
- Como al principio la señal de la última distancia es x"00000000".<sup>al</sup> comparar esta distancia con la actual saldrá una distancia enorme que activara el bit del porcentaje que se calcula de forma combinacional, por lo que se quita ese caso específico de por medio.
- En vez de hacer una división del gap entre distance\_for\_calc se sigue esta fórmula:

$$gap / distance\_for\_calc > 0,15$$

$$gap > 0,15 \cdot distance\_for\_calc$$

$$gap > distance\_for\_calc \gg 5 + distance\_for\_calc \gg 3 + distance\_for\_calc$$

```
percentage <= '1' when gap(31) = '0' and last_distance > x"00000000" and (
    std_logic_vector(shift_right(unsigned(distance_for_calc), 3) + shift_right
        (unsigned(distance_for_calc), 5)) <= std_logic_vector(unsigned(gap))) else
    '0';
```

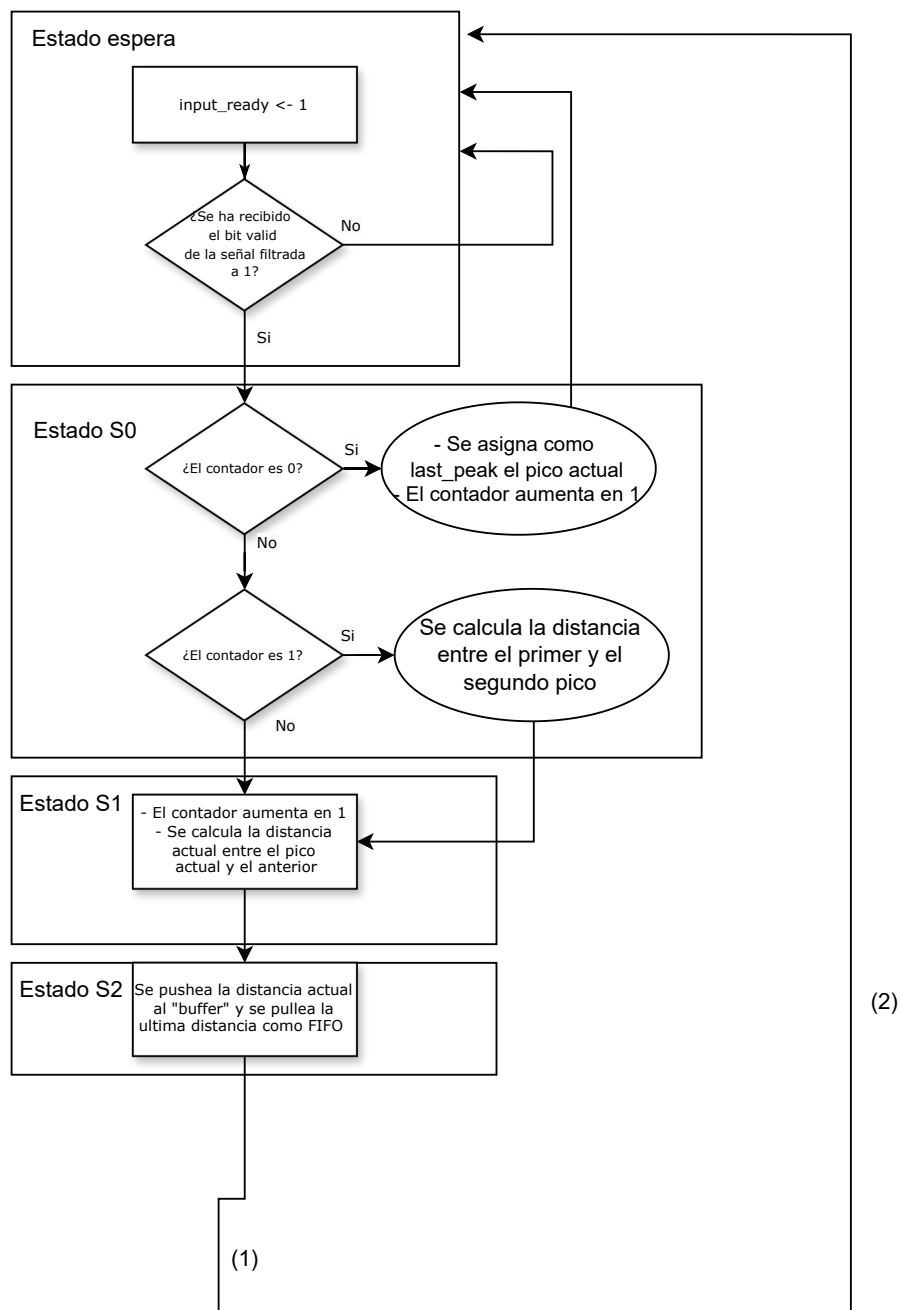


Figura 3.16: Diagrama asm de Módulo de filtrado de señal

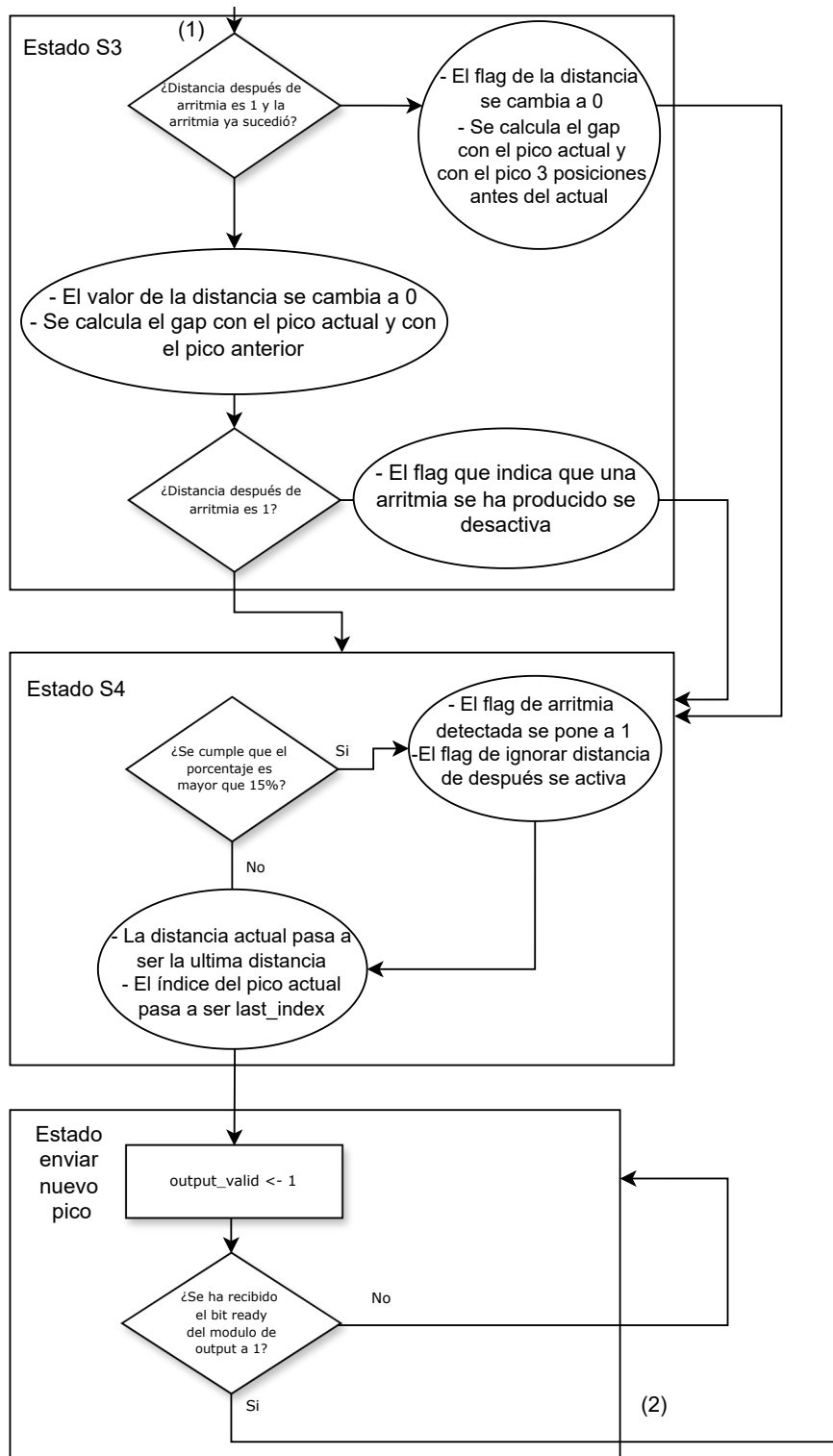


Figura 3.17: Diagrama asm de Módulo de filtrado de señal

## 3.5. Módulos input y output

Estos módulos se componen de un estado de lectura y uno de escritura donde uno lee el dato y el otro se encarga de esperar a que se lea el dato y actualizar el contador para que se pueda leer de la siguiente posición de la ROM

### 3.5.1. Módulo input

- Estado de lectura: Primero se asegura de que el contador no hay llegado a la cantidad de muestras máximas en este caso 40625, después pone el bit de enable a 1 y pasa al estado de espera.
- Estado de espera: pone el bit de valid a 1 y espera al bit de ready para que el siguiente módulo lea el dato, actualiza el contador y pasa al estado de lectura.

Este módulo cuenta con una ROM con los valores de la señal original, valores que se van leyendo cuando la señal de ready se activa.

### 3.5.2. Módulo output

- Estado de lectura: Primero se asegura de que el contador no hay llegado a la cantidad de muestras máximas en este caso 144, después pone el bit de enable a 1 y pasa al estado de espera. Si se han leído todas las muestras pasa al estado correcto.
- Estado de espera: pone el bit de valid a 1 y espera al bit de ready para que el siguiente módulo lea el dato, actualiza el contador y se comprueba si la anotación del pico coincide con la anotación de la BRAM que es la anotación original. Además se asegura que la anotación pertenece al índice correcto, si esta condición se cumple sigue con la ejecución, si no pasa al estado de error.
- Estado error: pone la señal de error a 1 y se para la ejecución, ya que un resultado no coincide.
- Estado correcto: pone la señal de correcto a 0 que indica que el programa ha sido replicado con éxito.

Este módulo cuenta con una ROM con las anotaciones de los cardiólogos de casa pico QRS, valores que se van leyendo cuando la señal de valid se activa.

## 3.6. Módulo principal y testbench

El módulo principal se encarga de sincronizar los módulos pasando los datos de un módulo al siguiente así como la señal de valid y transferir de vuelta la señal de ready.

También se ha definido un testbench donde se definen los ciclos de reloj, además del reset al principio de la ejecución. Como salida tiene los estados de correcto y error para ver los resultados de la ejecución.

# Capítulo 4

## Resultados Experimentales

### 4.1. Entorno de pruebas

Para hacer las pruebas en la placa se ha utilizado la FPGA virtex-7 con placa Basys3, ya que se utiliza la misma en el estudio en el que se basa el proyecto[1].

El problema que se encontró con el uso de la placa es que la ROM no podría almacenar 650000 filas de valores de punto flotante por lo que se probó un dieciseisavo de las pruebas totales que equivale a 40625.

Por lo que, para hacer la prueba con todos los samples, se requiere utilizar una FPGA con más recursos como la Virtex-7 VC709 Evaluation Platform.

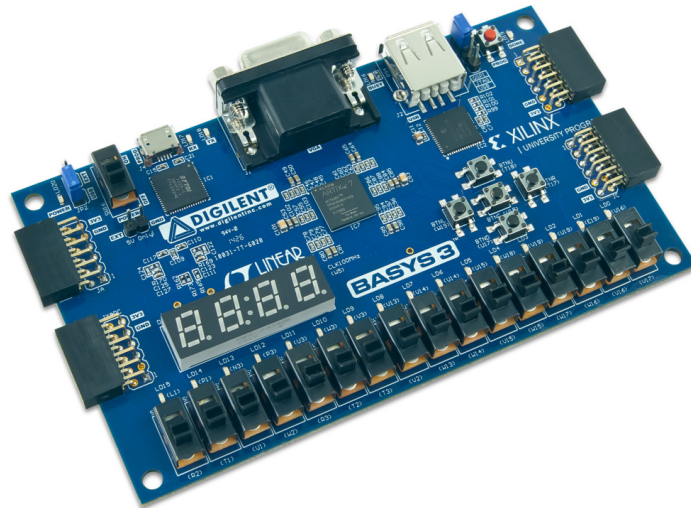


Figura 4.1: Basys3 Artix-7 FPGA

### 4.2. Consumo

Para evaluar el consumo se tendrá en cuenta los resultados sacados del análisis de síntesis, del reporte de timing y del reporte de potencia del módulo principal que contiene el módulo de filtrado de señal, el módulo de detección de picos y el módulo de detección de arritmias.

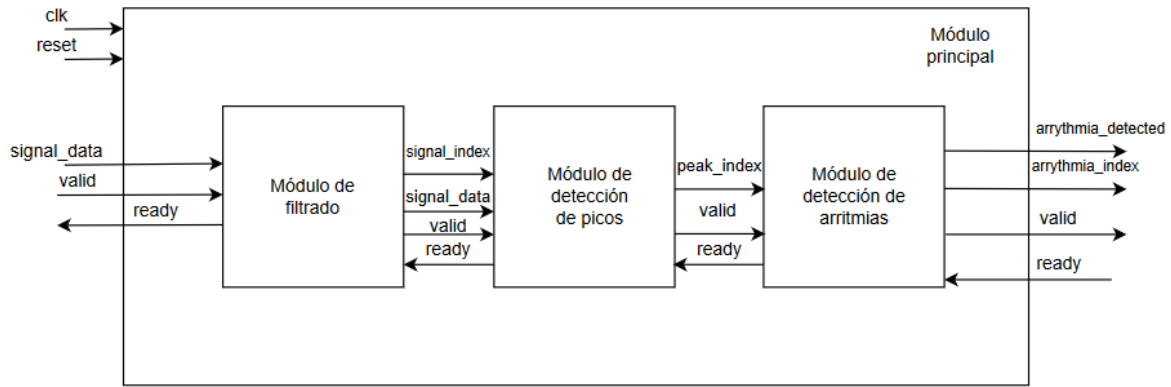


Figura 4.2: Diagrama principal de todos los módulos a evaluar

#### 4.2.1. Análisis de síntesis

En el análisis de síntesis podemos ver las siguientes características:

- Luts as logic: 195
- Luts as memory: 0
- Slice registers: Hay 279 slice registers de los cuales todos son flip flops y no hay ningún latch por la arquitectura seguida en la creación del programa haciendo que al pasar de estado se cambien todas las señales nuevas por las actuales
- No se ha usado ningún DSP
- No se ha usado ninguna block RAM tile
- Hay un total de 474 total slices
- La frecuencia de funcionamiento configurada en el .xdc es de 640800 pero para las pruebas se usará una frecuencia de 540000

La frecuencia de funcionamiento se ha calculado según la referencia del artículo [1] que nos indica que las muestras van a 360sps (samples per second) por lo que es equivalente a 360Hz. También se calcula el número de ciclos que tarda en ejecutarse el módulo de filtrado que resulta ser el más crítico de todos, este da un total de 1780 ciclos, pero para hacer las pruebas se usarán 1500 ciclos. Si se multiplican ambos valores da una frecuencia de 540000 cuyo periodo es de 1851,85 que redondeando es de 1852. En el fichero .xdc se cambian los siguientes valores:

```

## Clock signal
set_property PACKAGE_PIN W5 [get_ports clk]

set_property IOSTANDARD LVCMOS33 [get_ports clk]
create_clock -add -name sys_clk_pin -period 1852.00 -waveform {0 926} [
    get_ports clk]

```

El waveform oscila desde 0 a 926 para que sea simétrico.

#### 4.2.2. Análisis de timing

En el análisis de timing se comprobará cuál es el worst negative slack y se calculará la frecuencia mínima necesaria. Este reporte de timing muestra lo siguiente.

Setup	Hold	Pulse Width
Worst Negative Slack (WNS): 1845,353 ns	Worst Hold Slack (WHS): 0,073 ns	Worst Pulse Width Slack (WPWS): 925,020 ns
Total Negative Slack (TNS): 0,000 ns	Total Hold Slack (THS): 0,000 ns	Total Pulse Width Negative Slack (TPWS): 0,000 ns
Number of Failing Endpoints: 0	Number of Failing Endpoints: 0	Number of Failing Endpoints: 0
Total Number of Endpoints: 3901	Total Number of Endpoints: 3901	Total Number of Endpoints: 3219

All user specified timing constraints are met.

Figura 4.3: Imagen que muestra el reporte de timing generado

Para calcular la frecuencia mínima necesaria se resta la frecuencia actual menos el worst negative slack dando como resultado 6,49 ns de frecuencia mínima de funcionamiento.

### 4.2.3. Análisis de potencia

En el análisis de potencia se evalúa la potencia que necesita la FPGA para poder llevar a cabo las instrucciones.

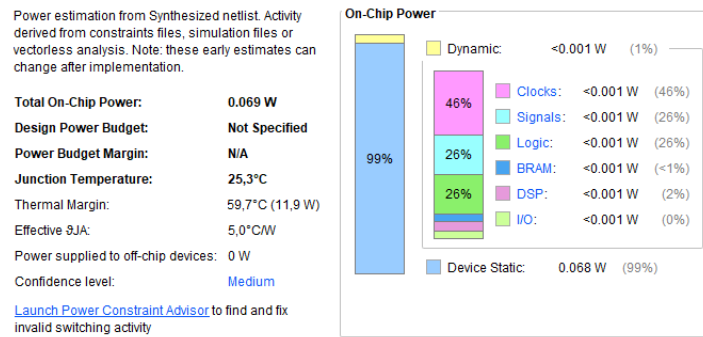


Figura 4.4: Imagen que muestra el reporte de potencia generado

Comparando este proyecto con otros estudios, por ejemplo con el de caracterización de señales usando polinomios de Hermite presentan unos resultados de dynamic potencia de 28mW. Sin embargo, el dynamic potencia de este proyecto es menor que 0,001W.



# Conclusión

Este proyecto trata de buscar una solución simple para la detección de arritmias de una señal de un electrocardiograma, Para la elaboración de este proyecto, se ha estudiado el comportamiento de las arritmias, viendo la base de datos de MIT y estudiando el comportamiento de las arritmias anotadas se observó que la inmensa mayoría de las arritmias que ocurrían eran dadas por una contracción prematura del corazón, por tanto el proyecto, aunque inicialmente se pensó detectar el mayor tipo de arritmias posibles, al no ver ningún ejemplo claro de arritmia no producida por una contracción prematura el proyecto solo se centró en detectar dichas arritmias.

Se realizó un prototipo en python que sirvió para crear el algoritmo y probarlo con facilidad. Este prototipo inicia con un filtrado de la señal original aplicando el filtrado IIR. Seguidamente se aplica un algoritmo de detección de picos QRS sobre la señal filtrada que busca el pico más alto que además sobrepase el cutoff dinámico establecido. Finalmente se aplica el algoritmo de detección de arritmias calculando la distancia entre el pico actual con el anterior y comparándola con una distancia anterior de un ritmo normal.

Para la implementación de hardware se usarán 3 módulos principales que son el módulo de filtrado, el módulo de detección de picos y el módulo de detección de arritmias. Además estos módulos están contenidos en un módulo principal. Para hacer las pruebas sobre estos módulos, se añaden 2 módulos adicionales de input de señal y output donde se comparan los resultados de las anotaciones. Además se evalúan los resultados mediante una simulación al crear un testbench.

Para las pruebas en hardware se utiliza la FPGA Virtex 7 en la placa Basys3, ya que es la FPGA que se usa en el estudio y aunque no sea capaz de albergar los 30 minutos de pruebas en la RAM, con menos pruebas tiene un buen desempeño.

En el fichero .xdc se ha establecido un periodo específico teniendo en cuenta la frecuencia de las muestras que es de 365 sps y da un periodo de 1852 ns. Gracias al reporte de timing se halla que la mínima frecuencia de funcionamiento es de 6,49 ns.

Según el reporte de potencia el consumo de la placa es de 0,069 W lo que resulta en un consumo bajo incluso para un uso continuo de este. Comparándolo con otros proyectos similares, el consumo dinámico es menor.

# Conclusion

This project tries to find a simple solution for the detection of arrhythmias from an electrocardiogram signal. For the elaboration of this project, the behavior of the arrhythmias has been studied, looking at the database of MIT and studying the behavior of the noted arrhythmias, it was observed that the vast majority of the arrhythmias that occurred were due to premature contraction of the heart. Initially intended to detect as many arrhythmias as possible, but did not see any clear examples of arrhythmias not caused by premature of arrhythmia not caused by premature contraction, the project only focused on detecting these arrhythmias.

A prototype was made in Python which was used to create the algorithm and test it easily. This prototype starts with a filtering of the original signal by applying the IIR filtering. Next, a QRS peak detection algorithm is applied to the filtered signal. QRS peak detection algorithm is then applied to the filtered signal to find the highest peak that also exceeds the established dynamic cutoff. Finally, the arrhythmia detection algorithm is applied by calculating the distance between the current peak and the previous peak and comparing it with a previous distance of a normal rhythm. previous distance of a normal rhythm.

For the hardware implementation, 3 main modules will be used, which are the filtering module, the peak detection module and the peak detection module. and the arrhythmia detection module. In addition these modules are contained in a main module. In order to test on these modules These modules are tested by adding 2 additional modules for signal input and output where the results of the annotations are compared. In addition the results are evaluated through a simulation by creating a testbench.

For the hardware tests, the Basys3 FPGA is used since it is the FPGA used in the study and although it is not capable of Although it is not able to hold the 30 minutes of tests in RAM, with less tests it has a good performance.

In the .xdc a specific period has been established taking into account the frequency of the samples which is 365 sps and gives a period of 1852 ns. Thanks to the .xdc, a period of 1852 ns has been established. Thanks to the timing report we found that the minimum operating frequency is 6.49 ns.

According to the power report the power consumption of the board is 0.069 W which results in a low power consumption even for a continuous use of the board. Compared to other similar projects, the dynamic power consumption is lower.

# Bibliografía

- [1] Madhav P Desai et al. «A low-latency, low-power FPGA implementation of ECG signal characterization using hermite polynomials». En: *Electronics* 10.19 (2021), pág. 2324.
- [2] Massachusetts Institute of Technology. *MIT - Massachusetts Institute of Technology*. Accedido: 22 de mayo de 2024. 2024. URL: <https://web.mit.edu/>.
- [3] Matplotlib Development Team. *Matplotlib — Visualization with Python*. Accedido: 22 de mayo de 2024. 2024. URL: <https://matplotlib.org/>.
- [4] PhysioNet. *MIT-BIH Arrhythmia Database Directory*. Accessed: 2024-05-21. URL: <https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/>.
- [5] Xavier Santiago Ramírez. *Electrocardiograma Normal*. Accedido: 22 de mayo de 2024. 2013. URL: <https://fisiologiaconxavy.blogspot.com/2013/03/electrocardiograma-normal.html>.
- [6] SciPy Community. *scipy.signal.lfilter*. Accedido: 22 de mayo de 2024. 2024. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.lfilter.html>.
- [7] Waveform Database. *WFDB - Waveform Database*. Accedido: 22 de mayo de 2024. 2024. URL: <https://wfdb.io/>.