SISTEMA INTEGRADO PARA LA EVALUACIÓN DE SEÑALES ECG EN LA DETECCIÓN DE ISQUEMIA CARDÍACA

Por

M.C. Gisela De la Fuente Cortes

Proyecto de tesis que será sometida como requisito parcial para obtener el grado de

DOCTOR EN CIENCIAS EN LA ESPECIALIDAD DE ELECTRÓNICA

en el

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE).

Enero de 2019
Santa María Tonantzintla, Puebla

Dirigida por:

Dr. José Alejandro Díaz Méndez
Investigador Títular
Departamento de Electrónica
INAOE

Dr. Víctor Rodolfo González Díaz
Profesor investigador
Facultad de Ciencias de la Electrónica
BUAP

© INAOE 2019
El autor otorga al INAOE el permiso de reproducir y distribuir copias de esta tesis en su totalidad o en partes mencionando la fuente.

SISTEMA INTEGRADO PARA LA EVALUACIÓN DE SEÑALES ECG EN LA DETECCIÓN DE ISQUEMIA CARDÍACA

DEDICATORIA

A mis padres Octavio De La Fuente Cahuantzi y María de Lourdes Cortes Rodríguez,

ustedes son mi mayor tesoro en la vida.

AGRADECIMIENTOS

***A Dios**, gracias señor por permitirme un logro más de vida.*

***A mis padres** por ser mi soporte y por forjarme como la persona que soy.*

*A mi hermano **Octavio**, por su amistad y hermandad.*

***Al pueblo de México**, que mediante la beca otorgada por el **CONACyT**, ha permitido que continúe con mi preparación.*

*A mi asesor, el **Dr. José Alejandro Díaz Méndez** por la orientación y ayuda que me brindó para la realización de esta tesis.*

*A mi co-asesor, el **Dr. Víctor Rodolfo González Díaz** por su orientación, apoyo y por compartir conmigo sus experiencias y conocimientos. Gracias a usted puede conocer esta área y estaré eternamente agradecida por su sabiduría y guía continua.*

***Al Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica INAOE** por otorgar la infraestructura para el desarrollo de este trabajo de investigación.*

***A la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla** por abrirme las puertas del laboratorio de diseño y caracterización de circuitos y sistemas de la FCE para desarrollar mi trabajo de investigación.*

*A mis sinodales; **el Dr. Guillermo Espinosa Flores Verdad, Dr. Esteban Tlelo Cuautle, Dr. Luis Hernández Martínez, Dr. Luis Abraham Sánchez Gaspariano y al Dr. Marco Antonio Gurrola Navarro**, por invertir su tiempo en la revisión de este trabajo de tesis.*

*A los doctores **José de Jesús Rangel Magdaleno** y al **M. C. Nicolás Quiroz Hernández** por su apoyo para la realización de este trabajo de tesis.*

A mis compañeros y amigos de generación del INAOE por compartir conmigo durante todos estos años.

*A mi pequeño **Chéster**, pocos entenderán lo importante que eres para mi.*

Puebla, México.

21 de enero de 2019.

ÍNDICE GENERAL

Dedicatoria I

Agradecimientos II

Resumen VI

1 Introducción 1

1.1. Diagnóstico de la Cardiopatía Isquémica 2

1.2. IDDS's para la Cadiopatía Isquémica 7

1.3. Objetivo 11

1.4. Objetivos específicos 11

1.5. Organización de la Tesis 12

2 Detección automática de Isquémia Cardíaca 13

2.1. Detectores automáticos de isquemia 14

2.2. Redimiento de un detector 16

2.3. Pre-procesamiento de la señal ECG 17

2.4. Eventos no isquémicos 23

2.5. Clasificadores existentes de latidos isquémicos y no isquémicos. 27

3 Clasificador de Latidos Cardiacos: Resolución de 8 bits 30

3.1. Procesamiento y Extracción de Descriptores 31

3.2. Clasificación 34

3.3. Implementación del circuito y resultados experimentales 36

4 Sistema Integrado para la evaluación de señales ECG 38

4.1. Resultados y desempeño 45

4.2. Diseño del circuito SAR del ADC 50
4.3. Caracterización y resultados posteriores al diseño. 58
4.4. Sintesis del algoritmo de clasificación de latidos 61

5 Conclusiones **65**

Bibliography **68**

Lista de Figuras **75**

Índice de figuras **75**

Lista de Tablas **77**

Índice de tablas **77**

RESUMEN

El desarrollo de instrumentación biomédica se ha vuelto cada vez más relevante, especialmente en los entornos hospitalarios, donde estos instrumentos hacen posible el monitoreo constante de los pacientes y permiten un fácil acceso a su historial clínico. En este contexto, los dispositivos portátiles presentan grandes ventajas al permitir el monitoreo de múltiples variables fisiológicas sin que el paciente permanezca en el hospital. Uno de los principales desafíos para este tipo de dispositivos es el creciente interés por el monitoreo de señales biológicas que permitan diagnosticar o dar seguimiento a condiciones crónicas silenciosas tales como enfermedades renales, diabetes, hipertensión y enfermedades del corazón. Siendo las cardiopatías la causa de número uno de muerte en el mundo para paises desarrollados y subdesarrollados.

Este trabajo de tesis presenta el diseño e implementación a nivel integrado de un sistema de evaluación de señales provenientes de un electrocardiograma *(ECG)* para la detección de isquemia cardíaca orientado a sistemas portables. El sistema se divide en dos partes; un convertidor Analógico Digital de aproximaciones sucesivas de 14 bits y un clasificador de latidos isquémicos y no isquémicos. El convertidor analógico digital SAR por sus siglas en inglés *Successive Approximation Register* se diseñó en la tecnología CMOS de UMC180 nm. El diseño considera los beneficios de un circuito ADC totalmente diferencial para simplificar los pasos lógicos para calcular la conversión de datos. El SAR ADC propuesto incorpora el diseño de un comparador robusto a variaciones de proceso y temperatura, logrando un número efectivo de 14,07 bits con una figura de mérito de Walden de 7,04 fJ/*conversion step* para aplicaciones biomédicas. Por su parte el algoritmo de clasificación del sistema de evaluación propuesto se centra en diferenciar los

latidos cardíacos isquémicos de los no isquémicos en función de los métodos y técnicas propuestas por médicos especialistas en el diagnóstico de isquemia cardíaca. Estos métodos y técnicas son implementadas a travéz de lógica difusa. El algoritmo de clasificación se describió con una resolución de 8 bits y una de 14 bits mediante el lenguaje VHDL - *VHSIC (Very High Speed Integrated Circuits) Hardware Description Language*. El sistema propuesto se verificó con 86 grabaciones de electrocardiogramas de 80 sujetos humanos, que exhiben una variedad de eventos en el segmento ST e incluyen episodios isquémicos y no isquémicos obtenidos de la base de datos *Long-Term ST Database* de Physionet. El algoritmo de clasificación con una resolución de 8 bits que fue manufacturado en una tecnología UMC180nm, muestra una sensibilidad (% Se) de 96.43 % y una especificidad (% Sp) de 96.88 %. Mientras que la simulación con una resolución de 14 bits presenta una sensibilidad es de 98.7 % y una especificidad de 97.23 %. Ambos algoritmos fueron implementados a nivel integrado a través de síntesis digital en un proceso UMC180 nm.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

El propósito de los sistemas electrónicos orientados a la asistencia de pacientes con enfermedades cardíacas es monitorear el estado del corazón con un impacto mínimo en las actividades diarias. La viabilidad de estos sistemas depende de que los sistemas que realizan la adquisición, digitalización y el procesamiento de las señales posean un bajo consumo de energético y una integración de circuitos a muy gran escala. En las últimas décadas, dentro de las enfermedades cardiovasculares, la Isquémica Cardiaca es una de la enfermedades con mayor taza de mortalidad en el mundo en países desarrollados y subdesarrollados [1]. La Isquémica Cardiaca es un padecimiento que reduce el flujo sanguíneo al corazón provocando que una parte del músculo reciba menos oxígeno y muera. Lamentablemente la isquemia cardiaca es asintomática, lo que dificulta el diagnóstico en las primeras etapas.

El ECG es un examen de suma importancia para la detección de la Isquémica Cardiaca. Según los informes médicos, el cambio en el segmento ST del ECG es una pista de eventos cardíacos isquémicos, así como el nivel de riesgo. La dificultad de esta estrategia es que el segmento ST también cambia en otras condiciones no isquémicas. Ésta es la principal motivación para incluir otras variables fisiológicas en el diagnóstico, sin embargo, para un dispositivo portátil de detección automática de isquemia la inclusión de otras variables fisiológicas implica el aumento significativo de los recursos del sistema para el procesamiento. El bloque con mayor complejidad en un algoritmo de detección

de isquemia es la clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos. En la literatura, algunos trabajos han publicado algoritmos de alto rendimiento que distinguen entre latidos de ECG isquémicos y no isquémicos de pacientes con Isquémica Cardiaca. Sin embargo, las soluciones actuales se dirigen a aplicaciones informáticas donde el sistema de procesamiento de señales requiere algoritmos complicados que no son compatibles con la portabilidad.

Este trabajo de tesis presenta un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos basado en el ECG en tiempo real totalmente integrado para reducir el consumo de área y de potencia. El algoritmo esta diseñado y verificado con la base de datos de superficie de ECG de Physionet que incluye eventos no isquémicos. El algoritmo propuesto está descrito mediante el leguaje VHDL (Very Large Hadware Description Language). A través del flujo de diseño digital integrado se realizó la implementación física. Adicionalmente se incluye el diseño de un convertidor de datos ADC SAR con una resolución de 14 bits. El convertidor ADC SAR y el algoritmo clasificador conforman el circuito integrado de aplicación específica (ASIC) propuesto. El diseño considera una tecnología CMOS UMC180 nm.

1.1. Diagnóstico de la Cardiopatía Isquémica

En los últimos 10 años tal y como se observa en la Figura 1.1, la cardiopatía isquémica ha sido la primera causa de mortalidad en el mundo, responsable de más de 9 millones de muertes en 2016 [1]. En general las muertes por cardiopatía isquémica han aumentado en más de 1,2 millones, el mayor aumento en cualquier grupo de ingresos en términos de número absoluto de fallecimientos por esta causa. En México, las defunciones causadas por enfermedades del corazón han ocupado el primer lugar entre las principales causas durante varios años, las enfermedades isquémicas del corazón presentan una alta incidencia entre la población que fallece a partir de los 45 años.

La cardiopatía isquémica, isquemia cardíaca o enfermedad coronaria se presenta

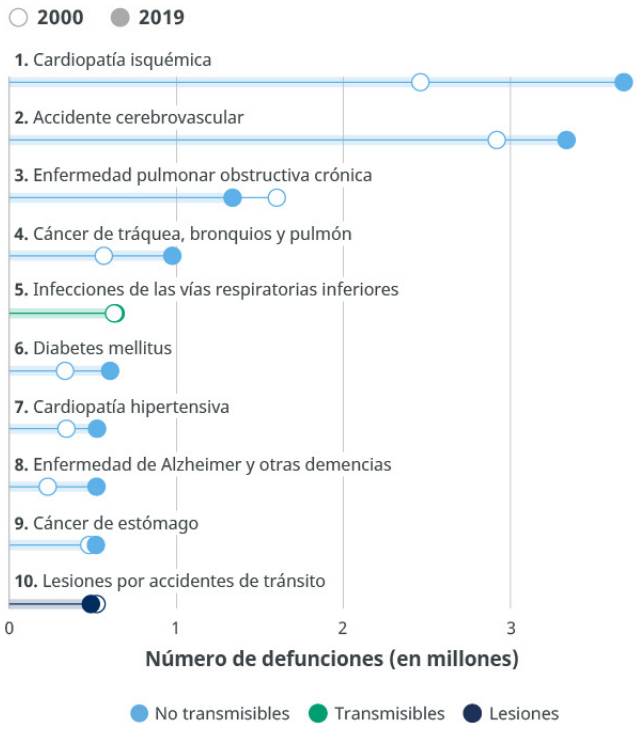


Figura 1.1: Principales causas de muerte en países de ingresos medianos altos

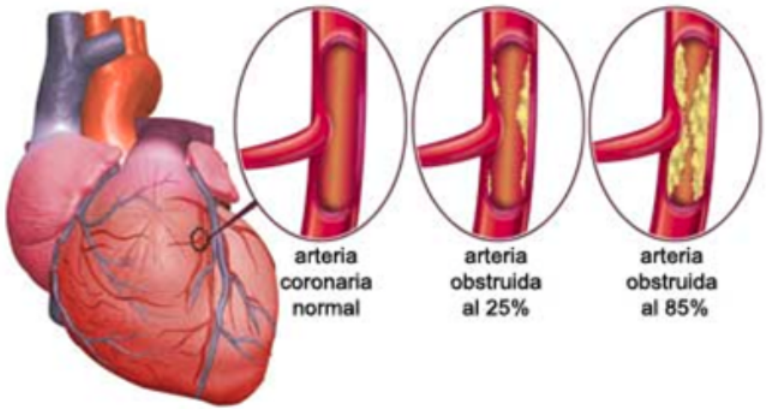


Figura 1.2: Isquemia Cardiaca: Oclusión en las venas coronarias

cuando una arteria se estrecha u obstruye momentáneamente, impidiendo que la sangre rica en oxígeno llegue a los músculos del corazón, derivando en arritmias, deficiencia cardiaca, angina de pecho, infarto al miocardio y en el peor de los casos la muerte(Figura 1.2).

En la práctica médica, el diagnóstico de la isquemia miocárdica se realiza principalmente mediante la identificación de latidos isquémicos a través del ECG. El electrocardiograma es una variable fisiológica relacionada con la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo y se compone por una onda P, un complejo QRS y una onda T. La desviación del segmento ST y el cambio en la amplitud de la onda T en un ECG son descriptores de un latido isquémico y su aparición por un tiempo prolongado son indicativo de un posible episodio isquémico.

1.1.1. Ondas del Electrocardiograma (ECG)

El corazón es un músculo hueco con cuatro cavidades: dos aurículas y dos ventrículos. Es responsable de bombear sangre por todo el cuerpo según sea necesario. La Figura 1.3 representa el sistema eléctrico del corazón. El nódulo sinusal, también conocido como nódulo sinoauricular o nódulo SA, es el encargado de generar un estímulo eléctrico. Este tejido especializado se encuentra en la cámara superior derecha (aurícula) del corazón y produce un estímulo eléctrico con regularidad, normalmente de 60 a 100 veces por minuto en condiciones normales. Luego se activan las aurículas y el estímulo eléctrico viaja a través de las vías de conducción para hacer que los ventrículos del corazón se contraigan y bombeen sangre. Inicialmente, las dos cámaras superiores del corazón (aurículas) se estimulan y se contraen brevemente antes que las dos cámaras inferiores del corazón (ventrículos).

El impulso eléctrico viaja desde el nódulo sinusal hasta el nódulo auriculoventricular (también llamado nódulo AV). Allí, los impulsos se ralentizan durante un período muy corto y luego continúan por la vía de conducción a través del haz de His hacia los ventrículos. El haz de His se divide en vías derecha e izquierda, llamadas ramas, para estimular los ventrículos derecho e izquierdo. Cada contracción de los ventrículos representa un latido del corazón. Las aurículas se contraen una fracción de segundos antes que los ventrículos, por lo que su sangre se vacía en los ventrículos antes de que estos se contraigan. Las curvaturas que toma la señal del ECG se nombran ondas. Estas ondas

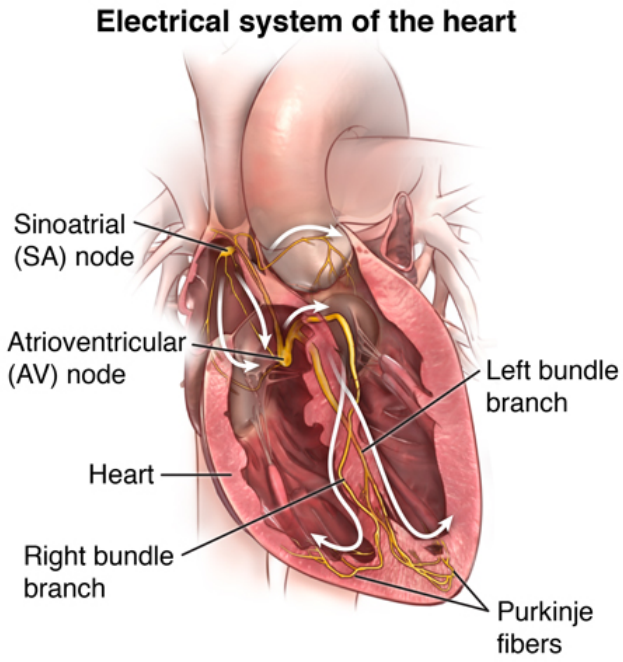


Figura 1.3: Sistema electrico del corazón

como se ha explicado corresponden a los campos inducidos por los fenómenos eléctricos sobre la superficie cardíaca (Figura 1.4).

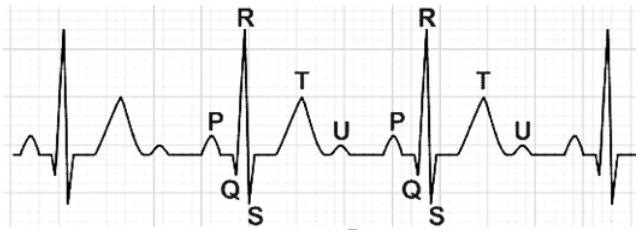


Figura 1.4: Las ondas electrocardiográficas son nombradas P, Q, R, S, T, U de acuerdo al orden de aparición

La despolarización auricular produce la onda P, la despolarización ventricular produce el complejo QRS y la repolarización ventricular produce la onda T. El ECG no se ve igual en todas las derivaciones del sistema ECG estándar de 12 derivaciones. La polaridad del ECG y las formas onda pueden cambiar dependiendo de la derivación que se use.

Como se ha mencionado, la detección de la isquemia se puede conseguir analizando el segmento ST y la onda T [2].

1.1.2. Indicativos de Isquemia Cardíaca en el ECG

La isquemia es la causa del descenso del flujo sanguíneo a los tejidos musculares del corazón. Esto provoca la despolarización del potencial de la membrana en reposo de la región isquémica con respecto al potencial de la membrana en reposo de la región normal. Debido a esta diferencia de potencial, fluye una corriente de lesión que se manifiesta en el ECG por la elevación o depresión de segmento ST y se pueden observar ondas T altas, picudas, asimétricas, aplanadas y negativas (Figura 1.5) [3].

Desafortunadamente, existen otras afecciones cardíacas que pueden presentar los mismos cambios en la señal ECG. Por esta razón, el diagnóstico de cardiopatía isquémica no puede confirmarse solo con el análisis del ECG y se deben monitorear otras variables fisiológicas como; la frecuencia respiratoria, presión arterial, impedancia eléctrica, oxigenación arterial, saturación de oxígeno en la sangre y variables hemodinámicas. Con el diagnóstico confirmado, el tratamiento de la cardiopatía isquémica consiste en cambios en el estilo de vida del paciente, posiblemente debe someterse a procedimientos quirúrgicos y en la ingesta de fármacos vasodilatadores. Uno de los fármacos mayormente utilizados en el tratamiento de isquemia es la nitroglicerina (nitratos) que se encarga de abrir los vasos sanguíneos arteriales para mejorar el flujo de sangre y evitar el daño al músculo del corazón. Una limitación en la ingesta de este tipo de fármacos se presenta cuando existe una administración continua que resulta en el desarrollo a corto plazo de tolerancia a sus propiedades vasodilatadoras ocasionando una reducción de sus efectos anti-isquémicos [4]. En la actualidad, la terapia intermitente es la estrategia más recomendada para prevenir dicha tolerancia y el uso de un dispositivo portátil implantable administrador de fármacos (IDDS por sus siglas en inglés *Implantable Drug delivery System*) surge como la solución idónea a este problema.

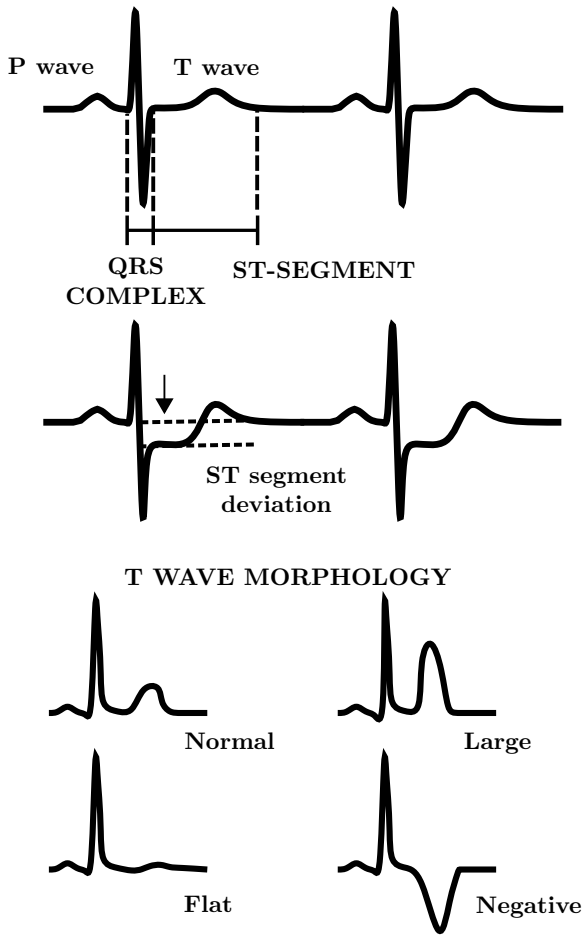


Figura 1.5: Descripción gráfica de la desviación del segmento ST en el ECG

1.2. IDDS's para la Cadiopatía Isquémica

En los últimos años hemos sido testigos de como los dispositivos electrónicos médicos implantables son mayormente utilizados y aceptados en la práctica médica. Formalmente se considera un dispositivo médico implantable a un dispositivo médico destinado a ser introducido parcial o totalmente en el cuerpo humano mediante una intervención quirúrgica y permanecer allí durante al menos treinta días. Diversos padecimientos crónicos, terapias de rehabilitación y monitoreo de variables fisiológicas han sido mejorados por la introducción de este tipo de dispositivos [5] . Actualmente, entre el 5 % y el 6 % de las personas en países industrializados han experimentado el uso de un dis-

positivo implantable y con la explosión de la ciencia y la ingeniería especialmente en áreas como la microelectrónica, la biotecnología y los materiales se espera el desarrollo y mejora de dispositivos que sean capaces de ayudar a una mayor número de personas. Entre los sistemas que se están desarrollando, destacan los IDDS's por sus siglas en inglés (Implantable Drug Delivery System) que son un tipo de dispositivos implantables diseñados para almacenar y suministrar dosis pequeñas y precisas de fármacos terapéuticos o medicamentos en el torrente sanguíneo o en tejidos específicos. El principal objetivo de un IDDS es que en un futuro pueda sustituir la ingesta diaria de medicamentos necesarios para el tratamiento de muchas condiciones y enfermedades como la osteoporosis, fibrosis quística, glaucoma, hipertensión, degeneración macular, diabetes, epilepsia refractaria, cáncer y enfermedades cardiovasculares como la isquemia cardiaca.
En el estado del arte existen propuestas de IDDS's para tratar la cardiopatía isquémica que se caracterizan por el uso de diferentes sensores que monitorean diferentes variables fisiológicas para detectar un episodio isquémico y administrar el fármaco mediante un sistema liberador [6], [7], . La Figura 1.6 muestra el diagrama a bloques de un IDDS's (según el estado del arte) para tratar la isquemia cardiaca.

El sistema se divide en tres partes, su objetivo es sensibilizar, digitalizar, transmitir, procesar y analizar el número de variables fisiológicas requeridas por el algoritmo de detección. Las variables fisiológicas son parámetros que pueden medirse permitiendo conocer las condiciones biológicas de un ser humano. Observe que cada variable requiere una etapa de biosensado, amplificación y filtrado. Además, para su procesamiento las señales se digitalizan mediante un convertidor analógico a digital (ADC) para posteriormente transmitirse a través de una interfaz telemétrica. El algoritmo para evaluar todas las variables es complejo y demanda grandes recursos de *hardware* por lo que debe ser ejecutado por un microprocesador o microcontrolador. Finalmente, se envía una señal a un dispositivo que activa el actuador y libera el medicamento en el cuerpo del pa-

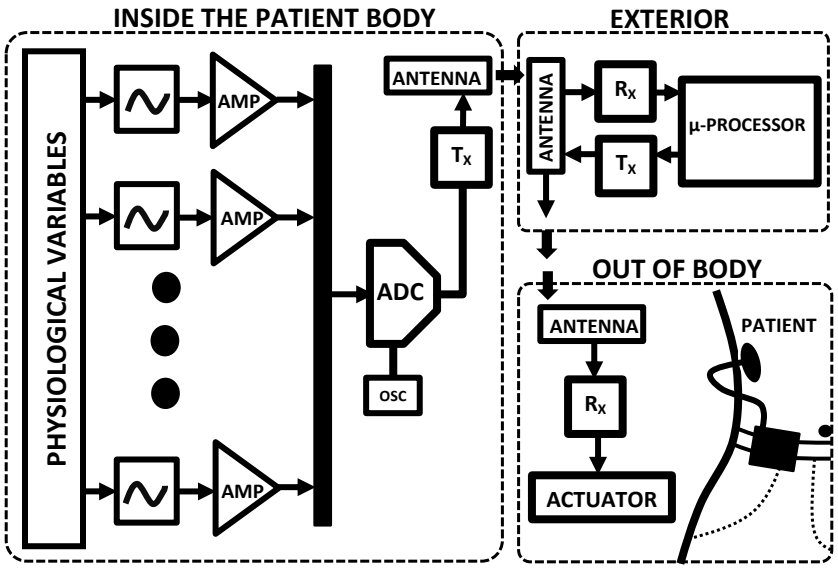


Figura 1.6: Diagrama de bloques general de un IDDS

ciente, si es necesario. Para aumentar el rendimiento del detector Isquemia Cardiaca se detectan y analizan varias variables fisiológicas como la presión arterial, la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria, la hemodinámica y el ECG. Por supuesto, más variables implican un aumento en los recursos del sistema y debe haber un equilibrio con respecto al área y consumo de potencia. La principal deventaja de las propuestas en el estado del arte radica en la implantación total o parcial de dos o más dispositivos para tratar la isquemia cardíaca que en la práctica podrían causar constantes molestias y riesgos de infección asociados al catéter transcutáneo.

A pesar de los principales inconvenientes que están asociados a los IDDS's totalmente implantables como su costo elevado, la colocación quirúrgica invasiva y la preparación especializada. Son mayores los beneficios entre los cuales se incluyen la minimización de los efectos secundarios, una mejor valoración de la administración del fármaco, la duración previsible de la acción, la automatización en la operación de dosificación, el uso ambulatorio y el cumplimiento del fármaco prescrito [8].

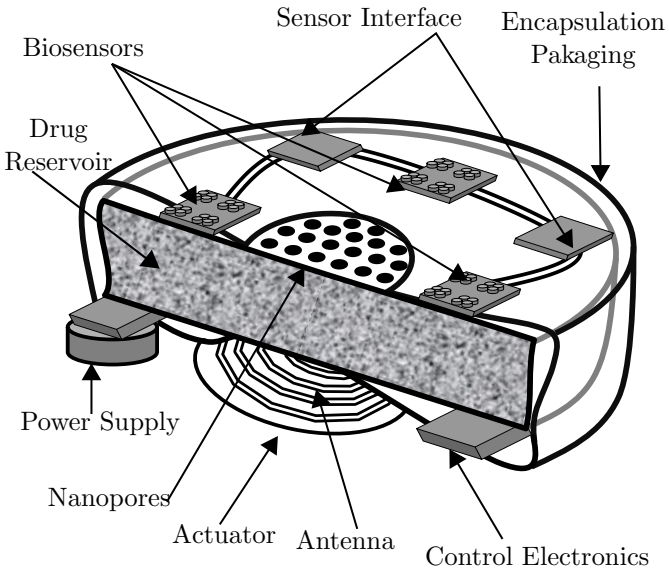


Figura 1.7: Prototipo de un dispositivo implantable liberador de fármacos

En la actualidad se están realizando numerosas investigaciones para desarrollar sistemas administradores de fármacos implantables miniaturizados utilizando tecnologías de micro y nano fabricación (Figura 1.7) que exhiben diferentes desafíos entre los que se encuentran; la fuente de alimentación con los parámetros apropiados de peso y tamaño, las baterías implantables de alta densidad, la alimentación inalámbrica, las tecnologías que recogen energía de fuentes naturales como la temperatura corporal y el movimiento del cuerpo, sensores microelectrónicos flexibles o disolubles, actuadores e implantes integrados, avances en la tecnología de sensores in vivo, telemetría bidireccional y la electrónica a nivel integrado.

En el caso de los IDDS's, la modalidad de dispositivos separados se debe principalmente a los bloques electrónicos requeridos para la detección de la isquemia cardíaca. El área demandada por cada una de las etapas de acondicionamiento para cada variable fisiológica impide integrar todos los componentes del IDDS en un solo encapsulado. Además, los recursos necesarios para implementar el circuito de detección automática de isquemía demanda una gran cantidad de área, dónde el clasificador de latidos es el bloque más crítico del sistema.

En este trabajo de tesis se propone un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos para ser integrado mediante un circuito Integrado para aplicaciones específicas (o ASIC, por sus siglas en inglés, *Application-Specific Integrated Circuit)*.

1.3. Objetivo

Implementar a nivel integrado un sistema en tiempo real que evalué la señal del electrocardiograma para la clasificación de latidos isquémicos y no-isquémicos.

1.4. Objetivos específicos

- Diseñar a nivel esquemático un convertidor Analógico-Digital SAR para señales ECG.
- Realizar el patrón geométrico Layout de convertidos A/D SAR para señales ECG.
- Caracterizar a nivel postlayout el convertidor A/D SAR para señales ECG.
- Implementar mediante síntesis digital un algoritmo de pre-procesamiento para una señal ECG.
- Implementar mediante síntesis digital un algoritmo de extracción de parámetros para delinear los puntos de una señal ECG.
- Implementar mediante síntesis digital un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos de una señal ECG con una resolución digital de 8 bits.
- Implementar mediante síntesis digital un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos de una señal ECG con una resolución digital de 14 bits.
- Caracterizar los clasificadores mediante señales ECG reales obtenidas de *Physionet.*

1.5. Organización de la Tesis

El presente manuscrito está organizado de la siguiente manera. El Capítulo 2 presenta los detectores automáticos de isquemia cardíaca que analizan la señal del electrocardiograma y como los eventos no isquémicos afectan su rendimiento. En el Capítulo 3 se muestra la implementación de un clasificador de latidos cardíacos de 8 bits utilizando un procesamiento digital de la señal ECG y el análisis de dos descriptores con lógica difusa. El Capítulo 4 describe un sistema integrado de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos, así como la digitalización de la señal ECG, para mayor claridad el capítulo se divide en dos partes principales. La primera presenta la implementación de un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos de 14 bits que analiza cuatro descriptores del ECG. La segunda parte muestra el diseño de un convertidor de aproximaciones sucesivas (ADC SAR) de 14 bits pasa señales ECG. Finalmente el Capítulo 5 concluye el documento.

Los sistemas que se presentan en el siguiente capítulo se refieren a la detección automática de isquemia cardíaca. Algunos de ellos están diseñados para detectar episodios isquémicos relacionados solo con la desviación del segmento ST y otros con las desviaciones del segmento ST y la alteración de la onda T. Sin embargo como se ha mencionado exiten otra

CAPÍTULO 2

DETECCIÓN AUTOMÁTICA DE ISQUÉMIA CARDÍACA

En la práctica médica, la detección de la Isquemia Cardíaca se realiza con una serie de pruebas en las que el paciente es sometido a un esfuerzo controlado del corazón y se emplea un sistema de monitoreo del ECG para evaluar si existe alguna manifestación de cardiopatía isquémica. Además, se realiza un ultrasonido cardíaco para detectar lesiones en alguna zona del corazón. Los pacientes son monitoreados en un ambiente controlado con la supervisión de especialistas de la salud y la ayuda de algoritmos computacionales de detección para obtener un diagnóstico. La ejecución de algoritmos para el diagnóstico de enfermedades se conoce como diagnóstico automático.

Los recientes avances en dispositivos médicos cardíacos consideran la posibilidad de implementar un detector automático de isquemia cardíaca que sea un apoyo en el diagnóstico de isquemia cardíaca y contrarrestar la oclusión de las arterias, ya sea con una alerta a un dispositivo externo o mediante la liberación automática de medicamentos anti-isquémicos [8, 9, 6, 7], tal como lo ilustra la Figura 2.1. Un límite importante en estas soluciones, son los recursos de hardware. Dentro de las variables fisiológicas que alertan sobre la presencia de isquemia cardiaca, la señal del electrocardiograma (ECG) es la más utilizada en algoritmos de isquemia automatizados, debido a que es relativamente fácil de analizar y es posible detectar el padecimiento en las etapas iniciales. Comúnmente,

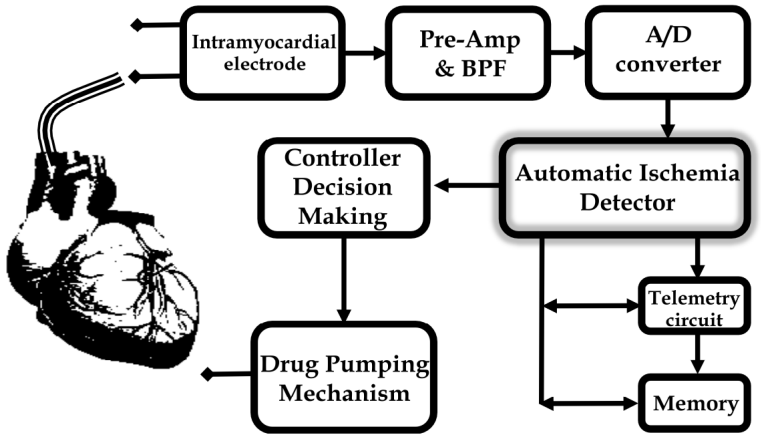


Figura 2.1: Diagrama de bloques de un sistema implantable.

el latido del corazón es isquémico si muestra una desviación del segmento ST (elevación o depresión).

2.1. Detectores automáticos de isquemia

Complementariamente, el "episodio isquémico" es un lapso de latidos isquémicos que dura más de 30 segundos. Sin embargo, existen otras afecciones cardíacas que producen las mismas desviaciones en el segmento ST, a estos cambios se les denomina eventos no isquémicos y su aparición dificulta una detección eficiente de la isquemia. En el diagnóstico médico, los expertos consideran otras pruebas y procedimientos, monitoreando variables fisiológicas adicionales que incluyen: presión arterial, saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y hemodinámica, para confirmar la isquemia cardíaca y descartar eventos no isquémicos. De manera similar, los recientes dispositivos de detección de isquemia automáticos monitorean el diagrama de ECG con variables fisiológicas adicionales para confirmar la isquemia [9, 6]. Sin embargo, la principal limitación es la gran demanda de hardware. Por ejemplo, el algoritmo en [7] considera la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno. El algoritmo se ejecuta en una computadora personal o mediante un conjunto de microcontroladores [10], limi-

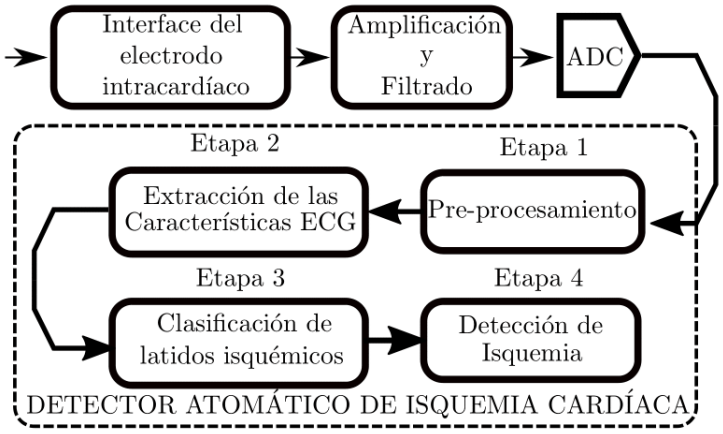


Figura 2.2: Diagrama a bloques de un detector automático de isquemia

tando la movilidad del paciente. Una tendencia clara son los dispositivos portátiles que ayuden en la búsqueda de mejoras en el tamaño y la autonomía de un sistema de monitoreo en tiempo real [11]. La Fig. 2.2 muestra las etapas de detección automática de un detector de isquemia cardíaca genérico. La señal proviene de una conversión analógico-digital. La primera etapa filtra el ruido y realiza la corrección de la línea de base para obtener una secuencia ECG sin errores. La segunda etapa monitorea las curvas y puntos importantes del ECG. Finalmente, la tercera y cuarta etapas clasifican los eventos isquémicos al agrupar los latidos isquémicos en un lapso. La clasificación de los latidos del corazón es uno de los bloques más críticos en la detección automática de isquemia y determina el rendimiento de los sistemas. Existen algunos grupos de investigación que consideran la clasificación de los latidos del corazón con una desviación del segmento ST [12, 13, 14], pero estos no consideran los latidos no isquémicos. Existen otros trabajos que si discriminan entre latidos isquémicos y no isquémicos, pero utilizan algortimos que demandan muchos recursos de hardware [15, 16, 17]. A continuación, se describen algunos de los algoritmos más importantes para la detección de isquemia cardiaca.

2.1.1. Detección con Análisis Digital

La detección de isquemia mediante técnicas de análisis de señales digitales se basa en la transformación de la señal original y en la extracción de nuevos índices capaces de diagnosticar la isquemia. Estas técnicas analizan la señal de ECG en el dominio del tiempo o la frecuencia y, con base en este análisis, extraen características útiles que se utilizan para realizar el diagnóstico ([18], [19], [20]).

2.1.2. Detección con Análisis basado en reglas

Un sistema basado en reglas utiliza un conjunto de reglas que se derivan del conocimiento de los médicos expertos en cardiología y se evalúan las características o descriptores del ECG para detectar episodios isquémicos ([21], [22]).

2.1.3. Detección con Lógica difusa o Redes Neuronales

Las reglas empleadas en el análisis basado en reglas poseen umbrales inflexibles y esta es la principal desventaja de este tipo de sistemas ya que cerca del valor de umbral, la clasificación se realiza sin tener en cuenta la distorsión del ruido o la condición de cada paciente. Los sistemas difusos son una extensión del sistema basado en reglas y se diseña para hacer frente a ese problema. Se emplean conjuntos de reglas similares, pero la lógica en lugar de ser binaria es difusa. Esto permite la representación de la posibilidad (ambigüedad) en relación con la decisión sugerida por una regla. Esto emula el razonamiento humano y en consecuencia la cadena de pensamientos que siguen los médicos para llegar al diagnóstico ([23], [24], [25]). Por otro lado, las redes neuronales tienen la capacidad de aprender, pueden superar los problemas encontrados al tratar con datos médicos (pequeña cantidad de datos, gran cantidad de funciones y ruido ([26], [27]).

2.2. Redimiento de un detector

La precisión en la clasificación de los latidos cardíacos isquémicos y no isquémicos determina la precisión del detector IHD. El rendimiento del clasificador de latidos car-

díacos isquémicos se mide en términos de sensibilidad (% Se) y especificidad (% Sp).

$$Se\% = \frac{VP}{VP + FN} \tag{2.1}$$

$$Sp\% = \frac{VN}{VN + FP} \tag{2.2}$$

Donde VP son los verdaderos positivos, FN son los falsos negativos, VN son los verdaderos negativos y FP son los falsos positivos. Para determinar la precisión diagnóstica de un descriptor o prueba, la sensibilidad y la especificidad se relacionan mediante las curvas ROC por sus siglas en inglés (Receiver Operating Characteristic) [28]. El análisis ROC se relaciona con el análisis del compromiso en toma de decisiones diagnósticas. A continuación se realiza una comparación del rendimiento de algunos clasificadores en el estado del arte. Algunas de las técnicas propuestas para el diagnóstico automático de isquemia se centran en la clasificación de los latidos cardíacos y otras en la detección del episodio isquémico. La Tabla 2.1 uestra el rendimiento de los sistemas, respectivamente.

Tabla 2.1: Rendimiento detectores de isquemia cardiaca

Ref	Tipo	S_e%	S_n%	Complejidad *Hardware*
[18]	Análisis digital	99.1	99.6	Microprocesador
[21]	Análisis basado en reglas	81.17	74.83	Microprocesador
[23]	Lógica difusa	99.76	98.56	Microprocesador
[26]	ANN	80.9	61.86	Microprocesador

Las técnicas propuestas en el estado del arte para la detección automática de isquemia poseen altos niveles de especificidad y sensibilidad, sin embargo su implementación requiere un alto recurso computacional.

2.3. Pre-procesamiento de la señal ECG

Para la detección de la isquemia cardíaca en el ECG, es necesario eliminar los efectos del ruido. En el estado del arte existen propuestas para la solución de este problema, me-

diante la adopción de nuevas tecnologías y algoritmos como el filtrado *kalman*, *wavelets*, filtrado digital, análisis de componentes independientes y varias transformaciones no lineales.

La transformada *wavelet* es una herramienta matemática útil para el procesamiento y análisis de señales. Por medio de la transformada *Wavelet* se puede realizar una descomposición simultánea en el dominio del tiempo y de la frecuencia. Por esta característica esta transformada es capaz de proveer más información sobre señales no estacionarias en comparación con la transformada de Fourier.

2.3.1. Análisis de la señal ECG mediante la transformada *wavelet* (WT)

A diferencia de la transformada de Fourier la transformada *wavelet* no descompone la señal en un grupo de sinusoidales y cosinusoidales de amplitud constante y de infinita duración. La transforma *wavelet* descompone las señales en una serie de pequeñas wavelets u ondículas que desciende a cero después de una pocas oscilaciones. La transformada *wavelet* en sus diferentes versiones (contínua TWC, semi discreta TWSD y discreta TWD) es de gran utilidad para el procesameinto del ECG. Las principales ventajas que ofrece el procesamiento de la señal ECG con el uso de *wavelet* se mencionan a continuación.

- Es posible la detección del complejo QRS, usando la *wavelets Daubechies* y haciendo el análisis a diferente escala de resolución.
- El análisis de electrocardiogramas usando la transformada *wavelet* permite identificar enfermedades del corazón como las arritmias y la fibrilación auricular.

- La *wavelet Daubechies* produce un efecto filtro y elimina el ruido, es decir, se evidencia la relación inversa entre la frecuencia y la escala, a escalas bajas frecuencias altas y a escalas altas frecuencias bajas.

2.3.2. Transformada *wavelet* mediante la implementación un banco de filtros digitales

La transformada *wavelet* puede ser implementada utilizando un banco de filtros. Un banco de filtros es un conjunto de filtros que se aplican a una señal de entrada para obtener una representación de la señal en diferentes escalas o frecuencias. En el caso de la transformada wavelet, el banco de filtros se utiliza para descomponer la señal de entrada en diferentes componentes de frecuencia. La transformada wavelet utiliza un par de filtros:

1. Filtro de paso bajo (Low-Pass Filter, LPF): este filtro permite pasar las frecuencias bajas de la señal de entrada y elimina las frecuencias altas.

2. Filtro de paso alto (High-Pass Filter, HPF): este filtro permite pasar las frecuencias altas de la señal de entrada y elimina las frecuencias bajas.

La señal de entrada se aplica a estos dos filtros, y las salidas se obtienen de la siguiente manera:

- La salida del filtro de paso bajo se denomina .ªproximación"(A).

- La salida del filtro de paso alto se denomina "detalle"(D).

La aproximación (A) se puede considerar como una versión "suavizada"de la señal de entrada, mientras que el detalle (D) representa las características de alta frecuencia de la señal de entrada. La transformada *wavelet* se puede aplicar de manera recursiva a la aproximación (A) para obtener una representación de la señal en diferentes escalas. Esto se logra aplicando el par de filtros (LPF y HPF) a la aproximación (A) en cada escalón.

El banco de filtros es una herramienta fundamental para implementar la transformada *wavelet*, ya que permite descomponer la señal de entrada en diferentes componentes de frecuencia y obtener una representación de la señal en diferentes escalas [29],[30],[31].

La elección del tipo de wavelet en el banco de filtros depende de varios factores, como la naturaleza de la señal de entrada, el objetivo de la transformada wavelet y las propiedades deseables de la *wavelet*. A continuación, se presentan algunos criterios para elegir el tipo de *wavelet*:

1. Simetría: Las wavelets simétricas son adecuadas para señales que tienen una estructura simétrica. Las wavelets asimétricas son más adecuadas para señales que tienen una estructura asimétrica.

2. Suavidad: Las wavelets suaves son adecuadas para señales que tienen una estructura suave y continua. Las wavelets no suaves son más adecuadas para señales que tienen una estructura discontinua.

3. Compresión: Las wavelets que tienen una mayor compresión son adecuadas para señales que requieren una mayor reducción de datos.

4. Frecuencia: Las wavelets que tienen una mayor frecuencia son adecuadas para señales que tienen una mayor frecuencia.

5. Ortogonalidad: Las wavelets ortogonales son adecuadas para señales que requieren una representación ortogonal.

Algunos de los tipos de wavelets más comunes son:

1. Haar: Es una wavelet simple y ortogonal, adecuada para señales que tienen una estructura discontinua.

2. Daubechies: Es una wavelet suave y ortogonal, adecuada para señales que tienen una estructura suave y continua.

3. Coiflet: Es una wavelet suave y ortogonal, adecuada para señales que tienen una estructura suave y continua.

4. Symlet: Es una wavelet simétrica y ortogonal, adecuada para señales que tienen una estructura simétrica.

5. Morlet: Es una wavelet no ortogonal, adecuada para señales que requieren una representación no ortogonal.

   En resumen, la elección del tipo de wavelet depende de la naturaleza de la señal de entrada y del objetivo de la transformada wavelet. Es importante elegir una wavelet que se adapte a las características de la señal de entrada y que permita obtener una representación adecuada de la señal.

La implementación de la wavelet en los filtros se puede realizar de varias maneras, dependiendo del tipo de filtro y de la wavelet que se desee utilizar. A continuación, se presentan algunos pasos generales para implementar una wavelet en un filtro:

1. Selección de la *wavelet*: Se selecciona la wavelet que se desee utilizar, dependiendo de las características de la señal de entrada y del objetivo de la transformada *wavelet*.

2. Diseño del filtro: Se diseña el filtro que se desee utilizar, dependiendo del tipo de filtro que se desee implementar (por ejemplo, filtro de paso bajo, filtro de paso alto, etc.).

3. Implementación de la *wavelet* en el filtro: Se implementa la wavelet en el filtro, utilizando técnicas de procesamiento de señales digitales. Esto puede involucrar la utilización de algoritmos de convolución, transformadas rápidas de Fourier, etc.

4. Ajuste de los parámetros: Se ajustan los parámetros del filtro y de la wavelet para obtener la respuesta deseada.

Algunas de las técnicas más comunes para implementar *wavelets* en filtros son:

1. Convolución: La convolución es una técnica que se utiliza para implementar wavelets en filtros. La convolución implica la multiplicación de la señal de entrada por la wavelet, y la suma de los productos.

2. Transformada rápida de Fourier (FFT): La FFT es una técnica que se utiliza para implementar wavelets en filtros. La FFT implica la transformación de la señal de entrada en el dominio de la frecuencia, y la aplicación de la *wavelet* en el dominio de la frecuencia.

3. Algoritmos de filtrado: Los algoritmos de filtrado son técnicas que se utilizan para implementar wavelets en filtros. Los algoritmos de filtrado implican la aplicación de la wavelet a la señal de entrada, utilizando técnicas de procesamiento de señales digitales.

Algunos de los filtros más comunes que se utilizan para implementar wavelets son:

1. Filtro de paso bajo: Un filtro de paso bajo es un filtro que permite pasar las frecuencias bajas de la señal de entrada, y elimina las frecuencias altas.

2. Filtro de paso alto: Un filtro de paso alto es un filtro que permite pasar las frecuencias altas de la señal de entrada, y elimina las frecuencias bajas.

3. Filtro de banda: Un filtro de banda es un filtro que permite pasar una banda específica de frecuencias de la señal de entrada, y elimina las frecuencias fuera de esa banda.

En resumen, la implementación de una wavelet en un filtro implica la selección de la wavelet, el diseño del filtro, la implementación de la wavelet en el filtro, y el ajuste de los parámetros. Las técnicas más comunes para implementar wavelets en filtros son la convolución, la transformada rápida de Fourier, y los algoritmos de filtrado.

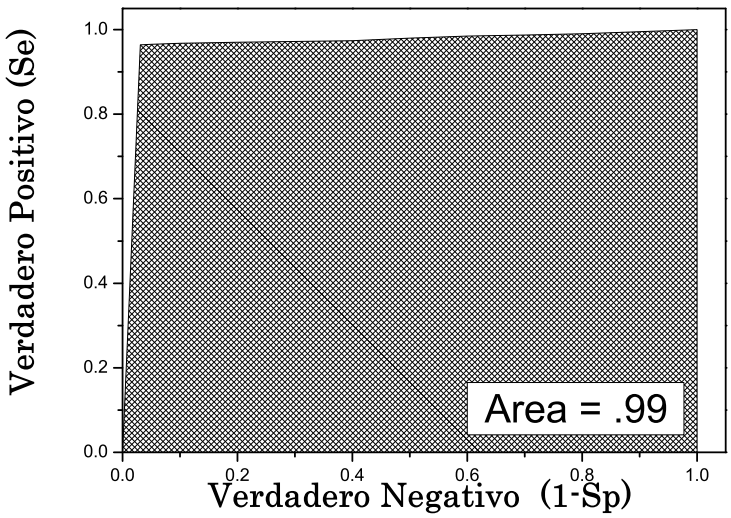


Figura 2.3: Exactitud con una población de latidos cardíacos isquémicos y normales

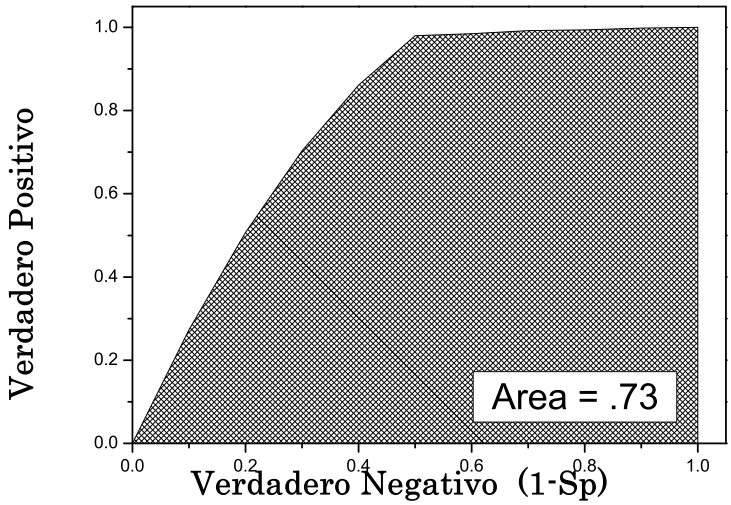


Figura 2.4: Exactitud con una población de latidos cardíacos isquémicos, normales y no - isquémicos

2.4. Eventos no isquémicos

El rendimiento de las técnicas propuestas en la literatura es superior al 98% y al 99% en sensibilidad y especificidad, respectivamente. Sin embargo, cuando se presentan eventos no isquémicos la especificidad disminuye al aumentar el número de falsos positivos. La Figura 2.3 muestra las curvas ROC de un clasificador de latidos mediante la identificación de desviación del segmento ST utilizando [18].En la Figura 2.4 se puede

observar que la precisión del clasificador disminuye cuando se agregan latidos cardíacos no isquémicos en la prueba (Área = .99 a .73).

A continuación, se describirán algunos de los eventos no isquémicos más frecuentes.

Según la literatura, hay otras afecciones cardíacas no isquémicas que producen los mismos cambios en la señal de ECG, lo que aumenta los números de falsos positivos y reduce la especificidad. Distinguir los latidos cardíacos isquémicos y los latidos cardíacos no isquémicos es un desafío incluso para los especialistas médicos más experimentados (Figura 2.5). A continuación se describen algunos de los eventos no isquémicos más comunes y sus características [32].

2.4.1. Patrón de Repolarización Precoz en el Electrocardiograma

Se presenta en atletas jóvenes y la señal ECG se caracteriza por:

- Elevación de la unión del QRS con el ST (Punto J) $\geq 0{,}1 mV$.
- Presencia de Onda J o empastamiento final del QRS.
- Elevación del ST cóncava.
- Ondas T picudas

2.4.2. Pericarditis aguda

La Pericarditis Aguda es la inflamación de la membrana que envuelve al corazón y se caracteriza por:

- Ascenso del ST cóncavo
- Descenso del segmento PR generalizado.
- Ancho QRS normal 90 y 100ms.

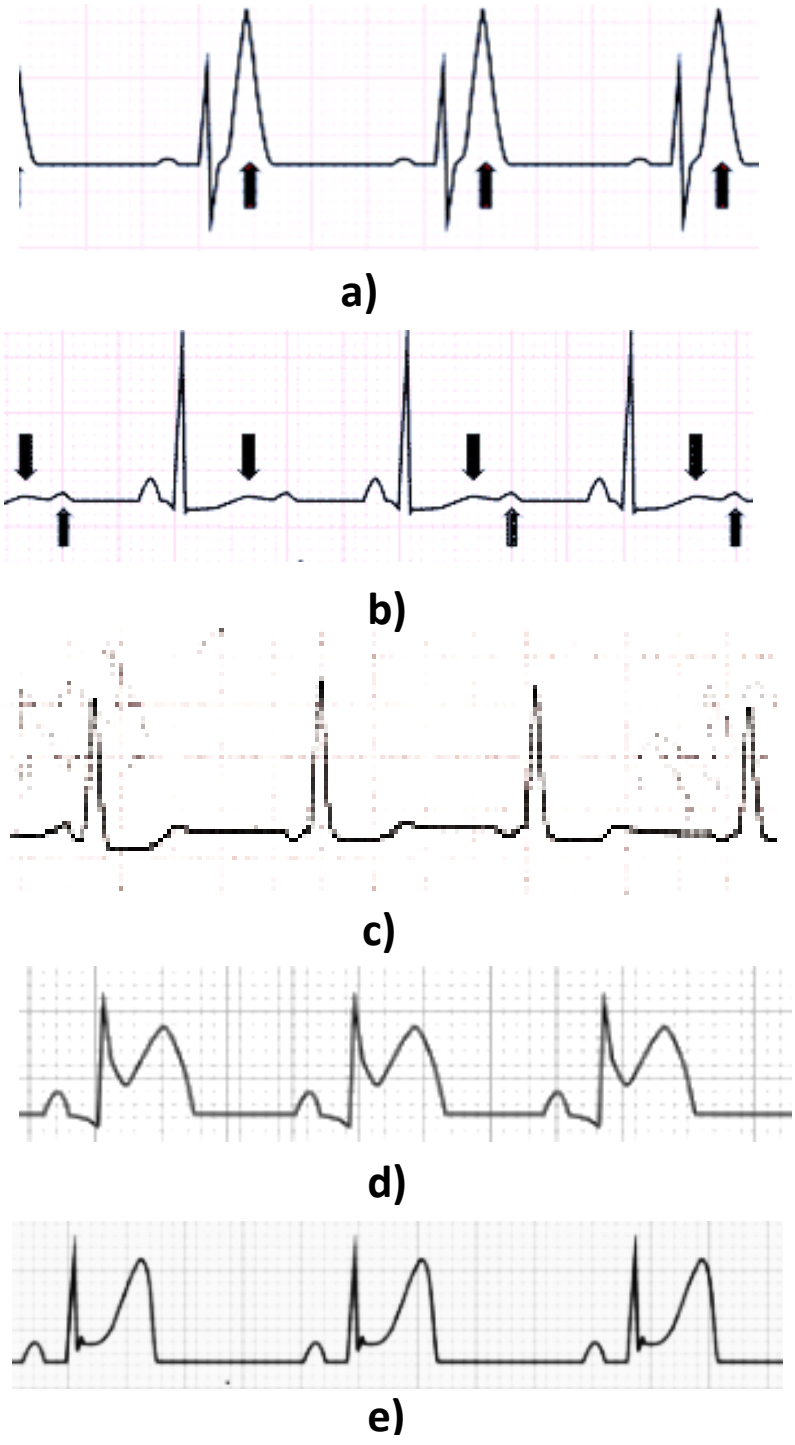


Figura 2.5: Señal ECG con a) Hipertrofia ventricular izquierda, b) Hipopotasemia, c) Hiperpotasemia, d) Pericarditis Aguda, e) Repolarización Precoz

2.4.3. Hiperpotasemia

La hiperpotasema es la elevación del Potasio en sangre y se caracteriza por:

- Ascenso del ST ligero.
- Onda T alta y picuda.
- Ancho QRS entre 90 y 120ms.

2.4.4. Hipopotasemia

La hipopotasemia se refiere a trastornos electrolíticos y es la disminución plasmática del catión Potasio y se caracteriza por:

- Descenso del segmento ST.
- Onda T plana o negativa.
- Aumento de amplitud de la onda U.

2.4.5. Hipertrofia ventricular izquierda

La hipopotasemia se refiere a trastornos electrolíticos y es la disminución plasmática del catión Potasio y se caracteriza por:

- Descenso del ST asimétrico.
- T negativas.
- Ancho QRS mayor a 100ms.
- Concordancia negativa (segmento ST, Onda T y complejo QRS).

Tabla 2.2: Comparación del rendimiento de detectores de isquemia

Ref	Se %	Sp %	PPV %	Base de datos
[12]	94.4	93.4	86.9	European ST-T
[13]	98.56	99.76	99.4	European ST-T
[14]	98	98	–	90 patients
[15]	81	88.1	86.3	Long-Term ST Database
[16]	99	88.8	91.1	Long-Term ST Database
[17]	88.7	86.8	87.4	Long-Term ST Database
[33]	80-100	–	71-100	ESC ST-T
[34]	79.73	68	–	ESC ST-T

2.5. Clasificadores existentes de latidos isquémicos y no isquémicos.

En el estado del arte existen algunos grupos de investigación que consideran la clasificación de los latidos del corazón a partir de la desviación del segmento ST [12, 13, 14], sin embargo estos trabajos no consideran los latidos no isquémicos. Por otro lado, existen otras investigaciones que si discriminan entre latidos isquémicos y no isquémicos, pero utilizan métodos muy demandantes [15, 16, 17]. La Tabla 2.2 muestra el rendimiento general de los sistemas de detección automática de isquemia y los diferentes métodos para implementar cada una.

Aunque la sensitividad y la especificidad son métricas que se usan ampliamente, no reflejan el costo médico de los falsos positivos. Por esta razón, es preferible utilizar métricas de rendimiento adicionales como el valor predictivo positivo (VPP) y el valor predictivo negativo (VPN). $\text{VPP}\% = \frac{\text{TP}}{\text{TP+FP}}$, $\text{VPN}\% = \frac{\text{TN}}{\text{TN+FN}}$. Si los valores disminuyen, podemos interpretar que los casos de falsos positivos o falsos negativos aumentan. Este simple cambio mejora la detección del algoritmo para todas las circunstancias. Hasta ahora, no hay detectores automáticos comerciales de isquemia cardíaca en el mercado. Sin embargo, la Tabla 2.2 muestra una comparación del rendimiento alcanzado por algunas propuestas, que abordan el mejoramiento de una o varias etapas del sistema convencional. Por ejemplo, el algoritmo propuesto en [33], extrae las características del

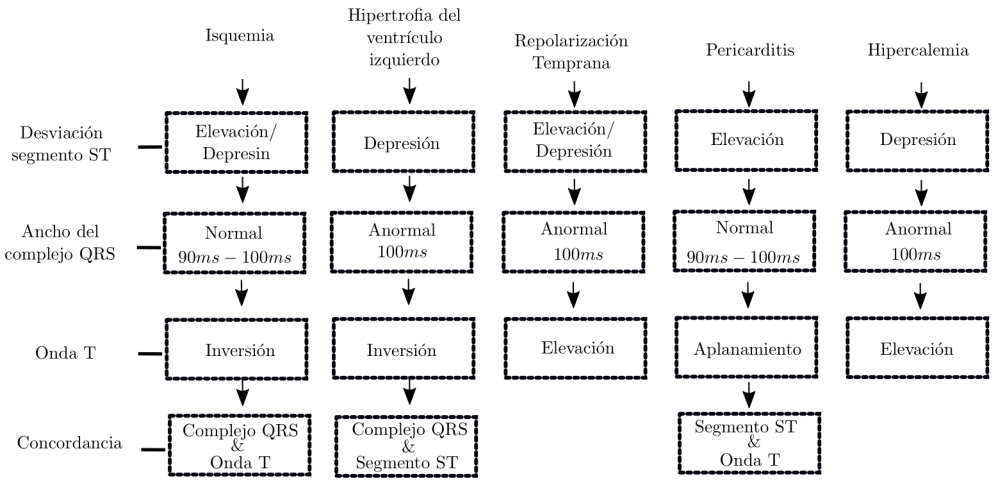


Figura 2.6: Características importantes de la isquemia cardíaca y eventos no isquémicos

ECG sin la implementación de filtros. En cambio, utiliza un método digital conocido como descomposición del modo empírico, éste método elimina el desplazamiento de la línea de base del ECG. El trabajo mencionado reporta una precisión del 71 % a 100 %, dependiendo del paciente. Otros trabajos proponen nuevas etapas funcionales como el algoritmo propuesto en [34], que incluye una etapa adicional para predecir enfermedades de isquemia con el uso del Perceptrón multicapa y la Función de base radial. La sensibilidad y la especificidad de la detección de isquemia cardíaca son de 79.73 % y 63 %, respectivamente. En publicaciones como [13, 12, 14], la propuesta se enfoca en la etapa de clasificación y a pesar de poseer un rendimiento aceptable, utilizan una base de datos que no considera eventos no isquémicos. Por otra parte, existen propuestas dedicadas a la distinción entres latidos isquémicos y no isquémicos. Estos trabajos utilizan la base de datos *"Long-Term ST database* de Physionet [35]." A pesar del alto rendimiento que exhiben, su implementación demanda altos recursos de hardware, lo que imposibilita su implementación en sistemas portables de detección automática. Es posible advertir que los algoritmos que basan su clasificación en los cambios del segmento ST poseen una alta sensibilidad y una baja especificidad, como consecuencia de los falsos positi-

vos provocados por los latidos no isquémicos. La distinción entre ambos latidos, es una tarea complicada; inclusive para los expertos más experimentados. En esta disciplina, existen propuestas que consideran la evaluación de otras características del ECG para una clasificación precisa. La Fig. 2.6 muestra un esquema con las principales características no isquémicas [36, 37, 38]. La inclusión de estas características permite aplicar un procedimiento médico conocido como diagnóstico diferencial, que consiste en determinar una enfermedad al excluir otras posibles causas. Esta tesis propone un algoritmo de clasificación de latidos basado en este tipo de diagnóstico orientado a aplicaciones de baja potencia en un chip de aplicación específica ASIC. Durante la investigación se realizaron dos algortimos, uno considera una resolución de 8 bits y el segundo de 14 bits. El clasificador de 8 bits se implementó en una tecnología UMC180nm y se describe en el siguiente capítulo.

CAPÍTULO 3

CLASIFICADOR DE LATIDOS CARDIACOS: RESOLUCIÓN DE 8 BITS

De acuerdo con el Capítulo 2, los algoritmos de clasificación de latidos cardiacos para detectar la cardiopatía isquémica basados en la señal del electrocardiograma poseen una alta complejidad y por lo tanto demandan altos recursos computacionales que sobrepasan los requerimientos para ser implementados en un sistema implantable.

El algoritmo de clasificación de los latidos cardíacos isquémicos y no isquémicos propuesto en este trabajo de tesis se basa en un procedimiento médico que identifica enfermedades al excluir otras posibles causas que presenten síntomas similares (conocido como diagnóstico diferencial). Definamos el ancho del complejo QRS, la desviación del segmento ST, la onda T y el parámetro de concordancia como "Descriptores". Tomando en cuenta lo visto en el capítulo anterior, el descriptor .ªncho del complejo QRS"distingue tres de las enfermedades cardíacas no isquémicas más comunes. El algoritmo de este trabajo de tesis permite utilizar la desviación del segmento ST y el ancho del complejo QRS como descriptores para diferenciar los eventos isquémicos mediante un conjunto de reglas difusas. Esta propuesta mejora las métricas de especificidad y sesitividad S_e y S_p, equilibrando asi la cantidad de recursos del circuito. El descriptor ancho del complejo QRS exhibe una baja precisión de diferenciación del latido cardíaco isquémico de 0,74. Sin embargo, la precisión para diferenciar las anomalías en el complejo QRS es cercana a 0,95. Por lo tanto, incluir la desviación del segmento ST mejora el

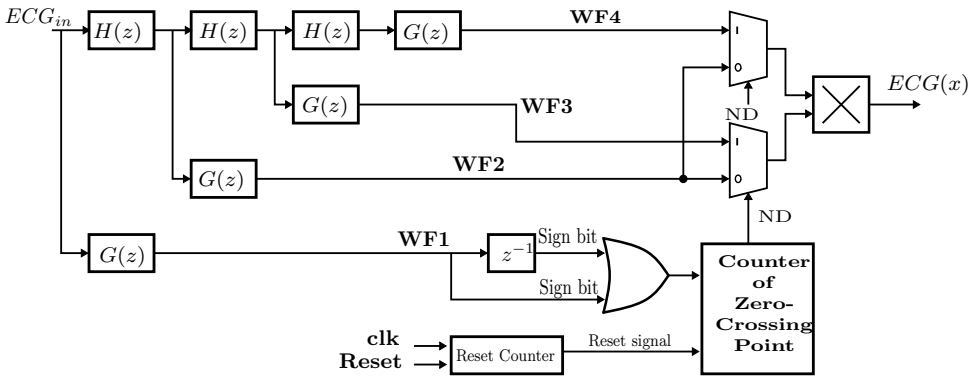


Figura 3.1: Diagrama de bloques de la etapa de pre-procesamiento

rendimiento general. Esto reduce la tasa de falsos positivos que distinguen entre latidos cardíacos sanos y latidos cardíacos con anomalías en el segmento ST. Una red de lógica difusa ejecuta el diagnóstico diferenciado. La resolución del procesamiento de la señal digital depende de los pasos de cuantificación del ADC. Este trabajo explora la resolución del algoritmo para 8 bits y 14 bits. El sistema se divide en dos bloques principales: i) etapa de procesamiento y extracción de descriptores y ii) etapa de clasificación de latidos cardíacos, que se describe a continuación.

3.1. Procesamiento y Extracción de Descriptores

Procesamiento de Señal de ECG:

En la propuesta de este trabajo de tesis, se implemneta un Banco de Filtros *Wavelet* (WFB) descompone la señal de ECG digitalizada. La estructura de árbol de descomposición surge de un wavelet de Daubechies. La similitud de este wavelet, con la forma de la señal de ECG, hace que sea una opción adecuada. La implementación de este wavelet es una cascada de Filtros de Paso Bajo ($G(z)$) y Filtros de Paso Alto ($H(z)$). El algoritmo propuesto utiliza parte de un trabajo previamente reportado [39], que tiene un bajo costo de área y potencia. Esta implementación de WFB mejora la identificación de variación

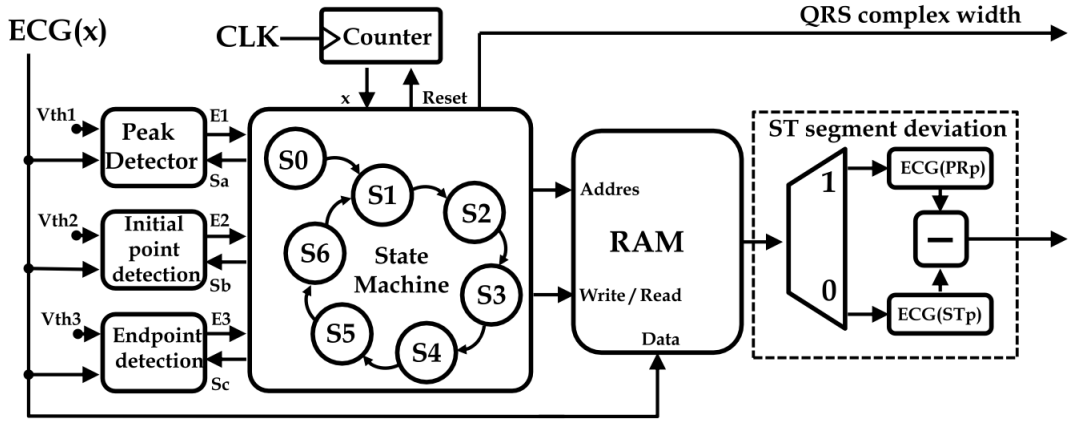


Figura 3.2: Diagrama de bloques de la extracción del ancho del complejo QRS y la desviación del segmento ST.

abrupta y no periódica. El WFB también reconstruye la señal de ECG sin ruido (ECG(x)), reforzando los picos de señal (P, Q, R, S, T) y detectando los puntos requeridos para medir el ancho del complejo QRS y la desviación del segmento ST (ver Figura 3.1).

Extracción del ancho del complejo QRS y la desviación del segmento ST:

La figura 3.2 muestra un diagrama de bloques del algoritmo implementado para extraer los descriptores requeridos. El procedimiento depende de las métricas del ECG en la Figura 3.3, donde es importante ubicar los puntos P, Q, R, S y T en el ECG. Para cuantificar el ancho del complejo QRS, el punto de inicio de la curva Q y el punto final de la curva S miden el lapso de tiempo (ver figura 3.3). La desviación del segmento ST se evalúa utilizando las siguientes expresiones:

$$\text{PRp} = \eta_R - \frac{\eta_{l2} - \eta_{l1}}{2}, \ \text{STp} = \eta_T - \frac{\eta_{t2} - \eta_{t1}}{2} \tag{1.1}$$

$$ST_{deviation} = |ECG(PRp) - ECG(STp)| \tag{1.2}$$

PRp y STp son puntos de señal para evaluar la desviación del segmento ST del ECG [10] en la ecuación (1.1) (resaltada en la Fig. 3.3). η_R es el punto R pico, η_{l1} y η_{l2} son los

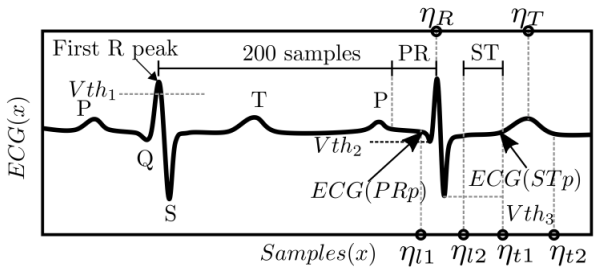


Figura 3.3: La señal de ECG resaltando los picos de señal (P, Q, R, S, T) y las métricas de tiempo η_{l1}, $\eta_{l2}, \eta_R, \eta_{t1}, \eta_{t2}, \eta_T$.

puntos inicial y final del complejo QRS, η_T es el punto pico T, η_{t1} y η_{t2} son los puntos inicial y final de la onda T. ECG(x) es la amplitud en el punto x. La ecuación (1.2) determina el grado de desviación del segmento ST y STp indica si una desviación está deprimida o elevada. Para extraer y cuantificar los descriptores, la señal recuperada (ECG(x)) pasa a través de una máquina de estados de siete etapas. Cada etapa habilita tres bloques genéricos digitales con las señales E1-E3 [40](ver Fig. 3.2). Estos bloques detectan los puntos pico, los puntos iniciales y los puntos finales. La detección de puntos utiliza el algoritmo de umbral adaptativo. Una RAM guarda 300 muestras de señal de ECG y, según cada estado, proporciona los valores de ECG para comparar con un valor umbral V_{thi}. En este esquema, Sa, Sb y Sc son señales de control que seleccionan los valores umbral V_{th1}, V_{th2}, V_{th3}, como una función de la forma de la curva de ECG y los puntos de interés. La máquina de estados funciona de la siguiente manera: El estado S0 identifica el primer pico R, permitiendo pasar las primeras 200 muestras (con la frecuencia de muestreo de 250 Hz, hay aproximadamente 300 muestras para cada latido). Después de este tiempo, la máquina de estados pasa al estado S1, donde la señal ECG(x) comienza a registrarse en RAM, y se habilita el bloque de detección de punto inicial, determinando la posición del punto η_{l1}. Después de detectar η_{l1}, un contador interno en la máquina de estados activa la medida del ancho del complejo QRS. El estado S2 detecta el pico R con el bloque de detección de pico mientras deshabilita los otros bloques genéricos. La etapa S3 monitorea el punto η_{l2} activando el bloque de detección de punto final. Esta etapa define el

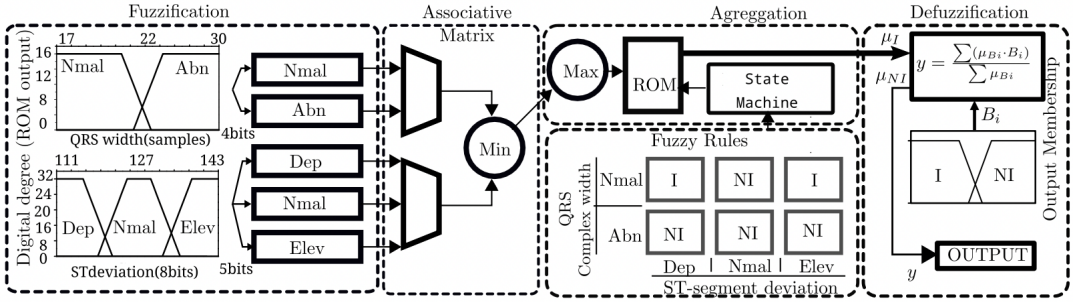


Figura 3.4: Diagrama de bloques del algoritmo de clasificación de latidos propuesto.

ancho del complejo QRS y calcula el punto PRp. El ECG(PRp) se selecciona de los valores en la RAM y se transfiere a un registro de desplazamiento para las siguientes etapas de procesamiento. Un proceso similar en las etapas S4-S6 es para la onda T. Después de la estimación de Stp, el estado S6 define la desviación del segmento ST y la máquina de estados pasa al estado S1 para repetir el proceso con el siguiente latido.

3.2. Clasificación

Los valores resultantes de cada descriptor presentan características difusas y el sistema difuso digital es una buena opción para la clasificación de latidos. El algoritmo, que implementa la lógica difusa, tiene cuatro etapas: fuzzificación, matriz asociativa, bloque de agregación y defuzzificación. La matriz asociativa y el bloque de agregación construyen la máquina de inferencia. Una máquina de estados controla cada etapa del bloque de lógica difusa.

3.2.1. Etapa de fuzzificación:

Asocia funciones de grado de pertenencia a los valores de entrada de cada descriptor. Una memoria de solo lectura (ROM) implementa cada función de pertenencia del descriptor (consulte la figura 3.4). Con estos valores de entrada (ancho QRS y desviación ST), la dirección ROM selecciona los datos correspondientes y la salida proporciona el grado correspondiente de la función de pertenencia (grado digital).

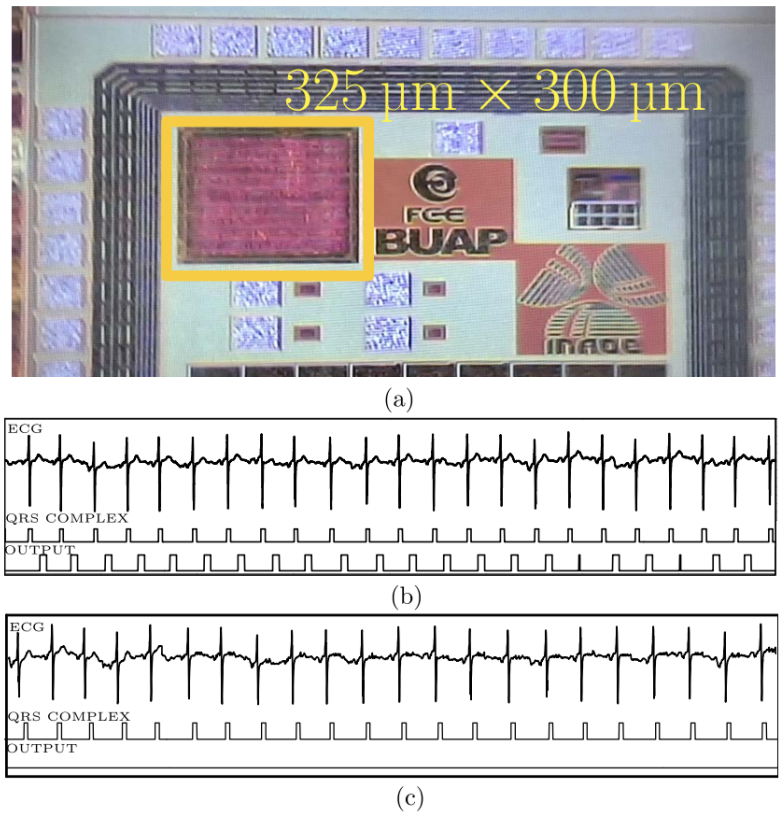


Figura 3.5: a) Microfotografía del Chip, Respuesta transitoria del algoritmo propuesto b) Latido isquémico c) Latido no isquémico.

3.2.2. La máquina de inferencia:

la figura 3.4 más a la izquierda muestra la base de reglas difusas. La máquina de estados ejecuta cada regla difusa en dos fases: la primera fase compara las salidas de fuzzificación entre ellas y el valor de grado mínimo forma la matriz asociativa. Para la agregación, la segunda fase compara los valores de grado mínimo de la matriz asociativa con las posibles salidas del clasificador. En este punto, habrá dos estados: Isquémico (I) y No Isquémico (NI). Cada tarea de comparación selecciona el valor de grado máximo que define los dos conjuntos difusos.

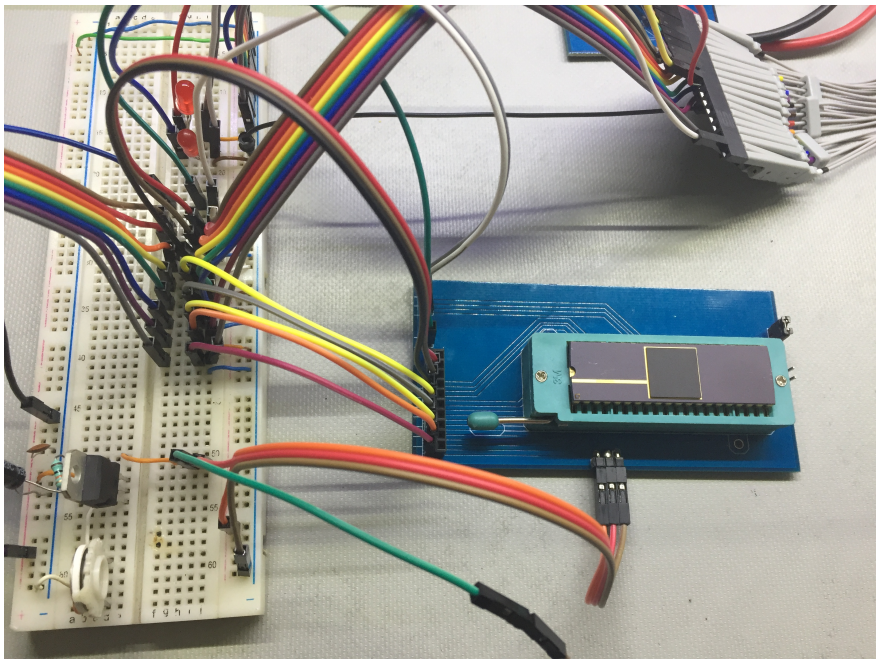


Figura 3.6: Banco de pruebas del chip UMC180nm

3.2.3. Desfuzzificación:

Esta etapa transforma el conjunto difuso en un conjunto clásico. El algoritmo contemplado utiliza la ecuación del centroide común ($\mu BiBi$). Los dos conjuntos de salida posibles para Bi son: I y NI. El resultado es una función del valor de agregación generado en la máquina de inferencia μBi que toma uno de los dos valores: μI y μNI. La salida es un valor digital de un solo bit y.

3.3. Implementación del circuito y resultados experimentales

El algoritmo del Clasificador de Latidos Cardíacos isquémicos y no isquémicos, incluyendo el procesamiento de descriptores, la extracción y la etapa de Clasificación se sintetizó en VHDL. La síntesis del circuito se realiza con la herramienta de Implementación Física Encounter y se fabrica en una *Wafer Multi-Process* de señal mixta CMOS de 180 nm. El circuito sintetizado con una resolución de 8 bits utiliza un área de 325 μm × 300 μm (Ver Fig. 3.5 (a)). La configuración de prueba consiste en un conjunto de registros de ECG con episodios de ST confirmados. Este informe utiliza la Base de Datos

de ST a Largo Plazo de Physionet, ya que valida los clasificadores de latidos cardíacos isquémicos y no isquémicos [39]. De los 86 registros, fue posible identificar un 75% de los pacientes isquémicos. El algoritmo propuesto tiene como objetivo reducir los falsos positivos, por lo que la prueba debe aumentar el porcentaje de registros, con anormalidades en el ECG que presentan otras condiciones no pertenecientes a la isquemia. Las pruebas consideran una población de 20 pacientes con más de 40.000 latidos cardíacos. De estos, 10 pacientes confirman episodios isquémicos, 9 pacientes presentan episodios no isquémicos y 1 paciente sano. Estos datos se transmiten en serie a la Interfaz Digital para organizar los datos del ECG como un bus de 8 bits hacia el chip. El resultado del circuito regresa a la Interfaz con las señales "QRS COMPLEX" y "OUTPUT", haciendo que la Clasificación esté disponible para su visualización. El algoritmo propuesto tiene un consumo de energía de 86 nW.

La Figura 3.5, b) y c) muestra la respuesta transitoria experimental del algoritmo propuesto. En la parte superior, hay un resultado que muestra eventos isquémicos en el ECG. El otro es una muestra de un ECG con algunos eventos no isquémicos. Nótese la presencia de pulsos en la señal "OUTPUT" que avisan de latidos cardíacos isquémicos. La señal "QRS COMPLEX" muestra el ancho del complejo QRS. Otro caso de prueba aumenta la resolución del algoritmo propuesto. Esto es para verificar el rendimiento mejorado a medida que aumenta la resolución. El siguiente Capítulo describe la implementación del algoritmo de 14 bits.

CAPÍTULO 4

SISTEMA INTEGRADO PARA LA EVALUACIÓN DE SEÑALES ECG

Así como se abordó en el Capítulo 3 anterior la Fig. 2.6 relaciona algunos desordenes cardíacos con las desviaciones en el segmento ST, el ancho del complejo QRS, los cambios en la onda T y la concordancia entre curvas. Una onda T negativa también es un indicativo de isquemia cardíaca. Sin embargo, esta formología en la onda T está presente en otras enfermedades cardíacas como la hipertrofia ventricular izquierda. Es así, como se incluye en el proceso de identificación, al ancho del complejo QRS y la concordancia entre las curvas del ECG para mejorar la clasificación. La concordancia del ECG se define como la relación entre el signo del complejo QRS con otras curvas de ECG. Siguiendo el esquema de la Fig. 2.6, la concordancia entre el complejo QRS y la onda T es indicativa de isquemia, mientras que la concordancia entre el complejo QRS y el segmento ST es indicativa de hipertrofia ventricular izquierda. Además, la concordancia de la onda T con el segmento ST es indicativa de pericarditis. Por lo tanto, el método en este trabajo se basa en la siguiente observación: *"Si un latido del corazón tiene una desviación del segmento ST y una inversión de la onda T, podría clasificarse como un latido isquémico solo si el ancho del complejo QRS es normal y hay concordancia entre el complejo QRS y la onda T."* El razonamiento anterior demanda que el algoritmo asemeje el razonamiento humano. Afortunadamente dentro del área de la Inteligencia Artificial, se halla la lógica difusa que permite el análisis de datos del mundo real en una escala de

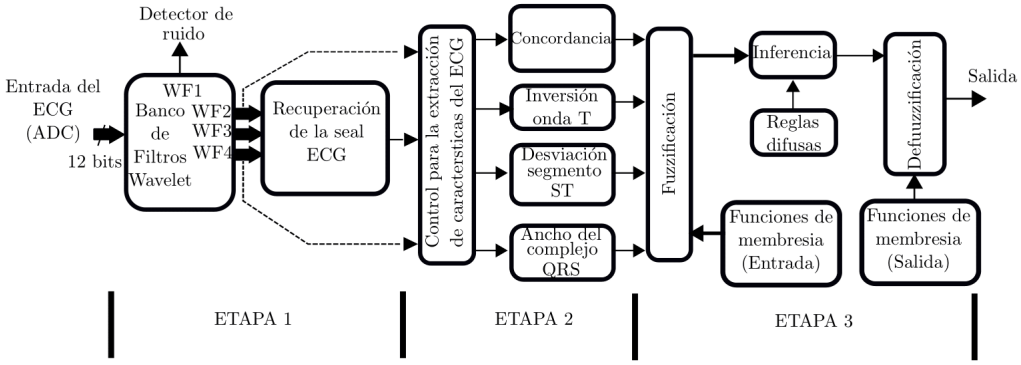


Figura 4.1: Diagrama a bloques del algoritmo propuesto para la clasificación de latidos isquémicos.

verdadero a falso emulando el comportamiento lógico de la razón humana. Este trabajo considera la implementación física de un sistema de lógica difusa digital. La Fig. 4.1 muestra el diagrama de bloques general del algoritmo de clasificación propuesto en este trabajo. La implementación digital usa un mínimo de 12 de resolución.

4.0.1. Etapa de pre-procesamiento (Etapa 1)

Esta etapa consta del filtrado de la señal del ECG digitalizada y la eliminación del desplazamiento de la línea de base, para esto se implementa una Transformación discreta de ondoleta o Wavelet (DWT) mediante un banco de filtros Wavelet (WFB). Este método es una herramienta útil para el análisis de señales multi-resolución no estacionarias, permitiendo el análisis de señales en múltiples bandas de frecuencia. La señal del ECG se descompone en una familia de funciones al escalar y variar la frecuencia de una función base (la wavelet de Daubechies para este caso). El banco de filtros wavelet está compuesto por una estructura de filtros digitales pasa bajas y pasa altas conectados en cascada. El diseño de los filtros considera las especificaciones publicadas en [39]. El banco de filtros otorga 4 coeficientes (WF1, WF2, WF3 y WF4) que ingresan a un sistema basado en [39] para la reconstrucción de la señal (Multi-scaled Product). El sistema consiste en un detector de ruido que se activa mediante el bit más significativo del coeficiente WF1, cuando el ECG exhibe elementos de alta frecuencia. Mediante multiplexores

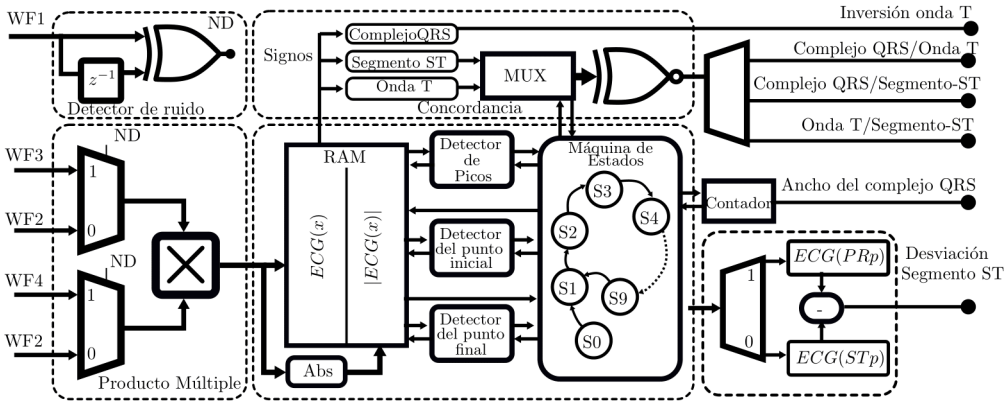


Figura 4.2: Diagrama del algoritmo propuesto para la extracción de las características del ECG.

Tabla 4.1: Frecuencia y duración de las curvas, segmentos e intervalos del ECG.

Características ECG	Frecuencia (Hz)	Duración (ms)	Duración Ciclos de Reloj
Onda P	8-10	60-80	15-20
Intervalo PQ/PR	-	120-200	30-50
complejo QRS	10-40	80-120	20-30
Segmento ST	-	100-120	25-30
Onda T	5-8	120-160	30-40
Intervalo RR	-	600-1200	150-300

controlados por el detector de ruido, los coeficientes correspondientes entran a una etapa de multiplicación con signo. Para ND = 1, se obtiene el producto entre WF3 y WF4, en caso contrario se obtiene el cuadrado del coeficiente WF2. Este algoritmo de multiplicación mejora la identificación de variaciones abruptas y no periódicas reforzando los picos Q, R, S. De acuerdo con [39], la implementación a nivel integrado es viable, ya que solo consta de dos multiplexores y un multiplicador (vea la Fig. 4.2).

4.0.2. Extracción de las características del ECG (Etapa 2)

Para la extracción de las características del ECG, es indispensable detectar el complejo QRS en la forma de onda. Esto demanda la implementación de circuitos con muchos requerimientos, como bancos de filtros y umbrales adaptativos. El algoritmo Pan-Tompkins es una opción frecuente en esta tarea. En contraste, en este trabajo se propone

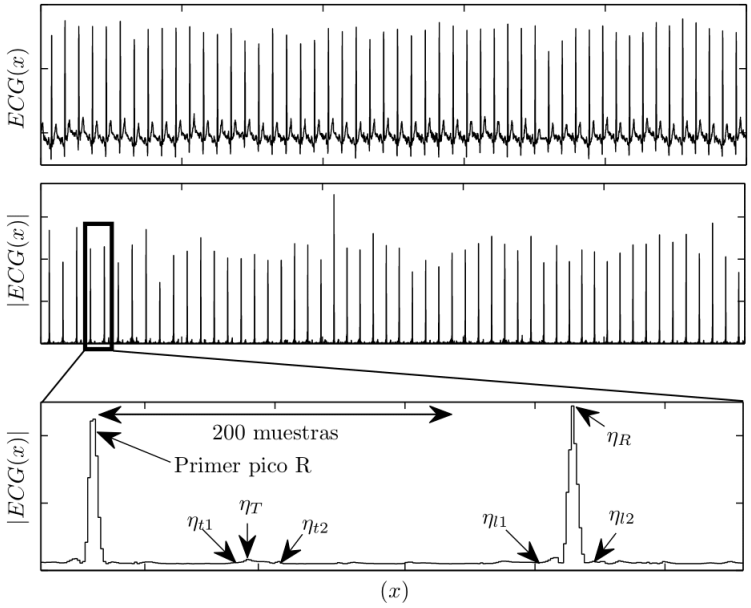


Figura 4.3: Señal ECG recuperada $ECG(x)$, valor absoluto $|ECG(x)$ y localización de los puntos de interés ($\eta_{l1}, \eta_{l2}, \eta_R, \eta_{t1}, \eta_{t2}$ and η_T).

utilizar el valor absoluto de la señal ECG(x) recuperada por el bloque antecedente (Etapa 1 en la subsección anterior). La Fig. 4.3 muestra la señal ECG(x) recuperada y el valor absoluto de la misma |ECG(x)|. La posición de las curvas y puntos de interés (x) se detecta mediante |ECG(x)|, pero la evaluación se realiza en el ECG(x). El ancho del complejo QRS se obtiene midiendo el número de ciclos de reloj que transcurren entre el punto inicial de Q (η_{l1}) y el punto final de S (η_{l2}). La Fig. 4.3 también muestra un acercamiento a la señal |ECG(x)| donde se pueden observar las posiciones del pico R (η_R) y el pico T (η_{t1}, η_{t2} y η_T respectivamente). La desviación del segmento ST según [40] es:

$$\text{PRp} = \eta_R - \frac{\eta_{l2} - \eta_{l1}}{2} \tag{0.1}$$

$$\text{STp} = \eta_T - \frac{\eta_{t2} - \eta_{t1}}{2} \tag{0.2}$$

$$\text{STdeviation} = |\text{ECG(PRp)} - \text{ECG(STp)}| \tag{0.3}$$

Dónde ECG(x) es la amplitud del ECG en el punto x. La ecuación (0.3) determina el grado de desviación del segmento ST y el bit más significativo (MSB) de ECG(STp) proporciona el signo. De manera similar, el MSB en ECG(η_T) detecta si existe inversión de la curva T.

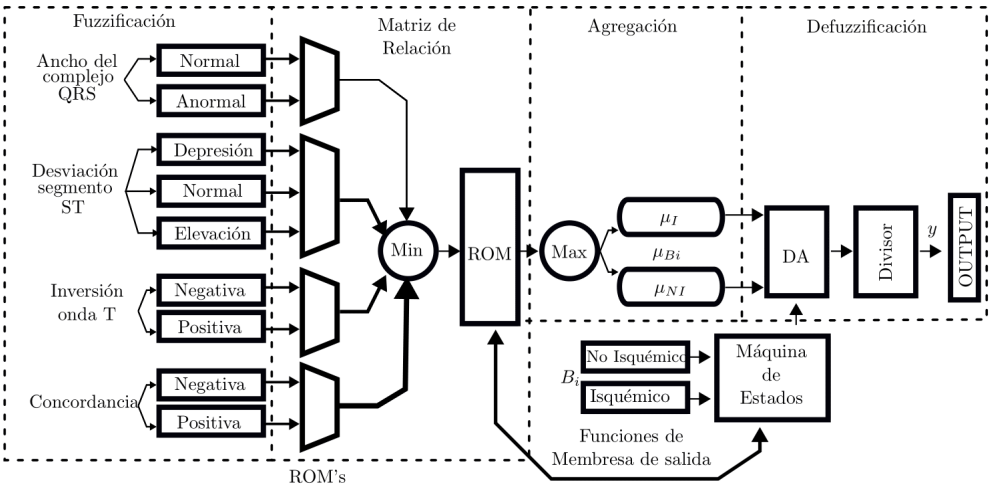


Figura 4.4: Diagrama a bloques del clasificador implementado con lógica difusa digital.

Con estos datos se determina la concordancia entre las curvas. La máquina de estados que se observa en la Fig. MPECGf, es el bloque de control para la localización de puntos y la extracción de las características del ECG. Cada estado puede controlar tres bloques genéricos que detectan lo puntos máximos, puntos iniciales y puntos finales de las curvas de interés en la señal $|\text{ECG}(x)|$. El pico de una curva se identifica mediante la comparación de $|\text{EGC}(x)|$ y $|\text{EGC}(x-1)|$ en un intervalo de tiempo, la posición del valor más alto se guarda en un registro externo. Por otro lado, la detección del punto final de una curva utiliza la posición del pico de la curva y a partir del mismo compara los siguientes $|\text{ECG}(x)|$ con $|\text{ECG}(x-1)|$ durante determinados ciclos de reloj, registrando la posición de valor mínimo. En cambio, para el punto inicial, primero se identifica el pico de la curva y se evalúan los puntos anteriores al mismo por un lapso de tiempo determinado por el tipo de curva (Ver Tabla 4.1), registrando también el valor mínimo. La Tabla 4.1 muestra la frecuencia y la duración de algunas curvas del ECG. El número de ciclos transcurridos del reloj principal cuantifica la duración del tiempo de las funciones de ECG en el sistema propuesto. Estos tiempos se utilizan para la identificación aproximada de los puntos.

La memoria RAM está formada por dos bancos de memoria con 300 registros de 12.

Los bancos de la memoria RAM almacenan provisionalmente hasta 300 muestras de las señales EGC(x) y |EGC(x)|. El algoritmo propuesto funciona de la siguiente manera. El estado S0 tiene como objetivo detectar el primer pico R de la señal |EGC(x)|, se dejan pasar 200 muestras, al finalizar se comienzan a guardar las señales en la RAM. En el estado S1 se detecta el pico R y se guarda su posición (η_R). Además se evalúa la señal EGC(x) en este punto y el signo resultante se guarda en un registro. Posteriormente en el estado S3 se monitorea el punto η_{l1}, al detectarlo se activa un contador para comenzar la medición del ancho del complejo QRS. En el estado S4 se localiza η_{l2} (Punto J) y se calcula el valor PRp. Finalmente, en el estado S5 se usan quince muestras de la señal ECG(x) para determinar el signo del segmento ST y se guarda en un registro. Después de esto, los estados S6, S7 y S8 encuentran de manera similar los puntos η_T, η_{t1} y η_{t1} y el signo de la onda T. El bit de signo del ECG (η_T) detecta si existe una inversión en la onda T. Una vez que se obtiene el punto STp, la desviación del segmento ST se determina aplicando la ecuación 0.3 con los valores proporcionados por la RAM. El estado S9 establece la concordancia con otras curvas, comparando el bit de signo de cada curva con un multiplexor y una función XNOR. La máquina de estados vuelve al estado S1 iterando el proceso con el siguiente latido. De esta forma, las características del ECG del latido actual están listas para ser valoradas por la etapa de clasificación.

4.0.3. Clasificador (Etapa 3)

La etapa de clasificación se implementó mediante un sistema de lógica difusa digital. Para la descripción del sistema difuso se emplea el lenguaje VHDL y se sintetiza con celdas digitales estándar de la tecnología CMOS 180 nm. El sistema difuso consta de tres bloques funcionales principales:

4.0.3.1. Bloque de fuzzificación

La Fig. 4.4 muestra los bloques digitales necesarios para fuzzificar las características del ECG. Este proceso consiste en asociar grados de membresía a los valores de cada característica mediante memorias ROM. Se utilizan funciones de membresía trapezoidales. Cada memoria tiene un número diferente de posiciones de acuerdo con el rango de valores en cada característica. Como se puede apreciar, para la fuzzificación del ancho del complejo QRS se generan dos salidas y para el segmento ST se generan tres. Además, en el análisis difuso se incluye la inversión de la curva T y la concordancia entre las curvas.

4.0.3.2. Matriz de relación-agregación

Este bloque compara los valores de salida de fuzzificación, y toma el valor de grado mínimo de cada comparación para formar la matriz de relación, de acuerdo con la implicación de Mamdani. Este bloque solo usa un conjunto de multiplexores conectados a las salidas de la ROM y un detector de valor mínimo. Una máquina de estados controla el orden de los valores correspondientes de cada función de membresía para ser comparados, de acuerdo con la lógica que establece en la Fig. 2.6 conformando la base de reglas difusas. Cada valor se guarda en una ROM. Posteriormente, la agregación ocurre cuando la máquina de estado selecciona y compara todos los elementos que apuntan a la misma salida. Luego, el valor máximo pasa a dos registros μ_I y μ_{NI} que representan la posibilidad de ser un latido isquémico y no isquémico respectivamente.

Tabla 4.2: COMPARISON OF PERFORMANCE FOR ISCHEMIA HEARTBEATS CLASSIFICATION

Referencia	Se %	Sp %	PPV %	Base de datos	Integración
[12]	94.4	93.4	86.9	European ST-T	NO
[13]	98.56	99.76	99.4	European ST-T	NO
[14]	98	98	–	90 patients	NO
[15]	81	88.1	86.3	Long-Term ST Database	NO
[16]	99	88.8	91.1	Long-Term ST Database	NO
[17]	88.7	86.8	87.4	Long-Term ST Database	NO
Este trabajo	98.7	97.23	96	Long-Term ST Database	Completamente

4.0.3.3. Defuzzification

Es un proceso que calcula el valor real y, a partir de los grados de activación de los conjuntos de salida. Este trabajo utiliza la ecuación centroide común:

$$y = \frac{\sum \left(\mu_{Bi} \cdot B_i\right)}{\sum \mu_{Bi}} \tag{0.4}$$

Donde μ_{Bi} es el resultado de la agregación, B_i es el resultado del grado de membresía correspondiente. Este bloque se divide en dos partes, la primera hace la multiplicación, la segunda divide y suma. Un esquema de aritmética distribuida (DA) realiza la multiplicación y l suma [41]. El bloque de división es con una multiplicación entre el dividendo y el inverso del divisor. Si la salida $OUTPUT$ toma el valor 1, el latido es isquémico.

4.1. Resultados y desempeño

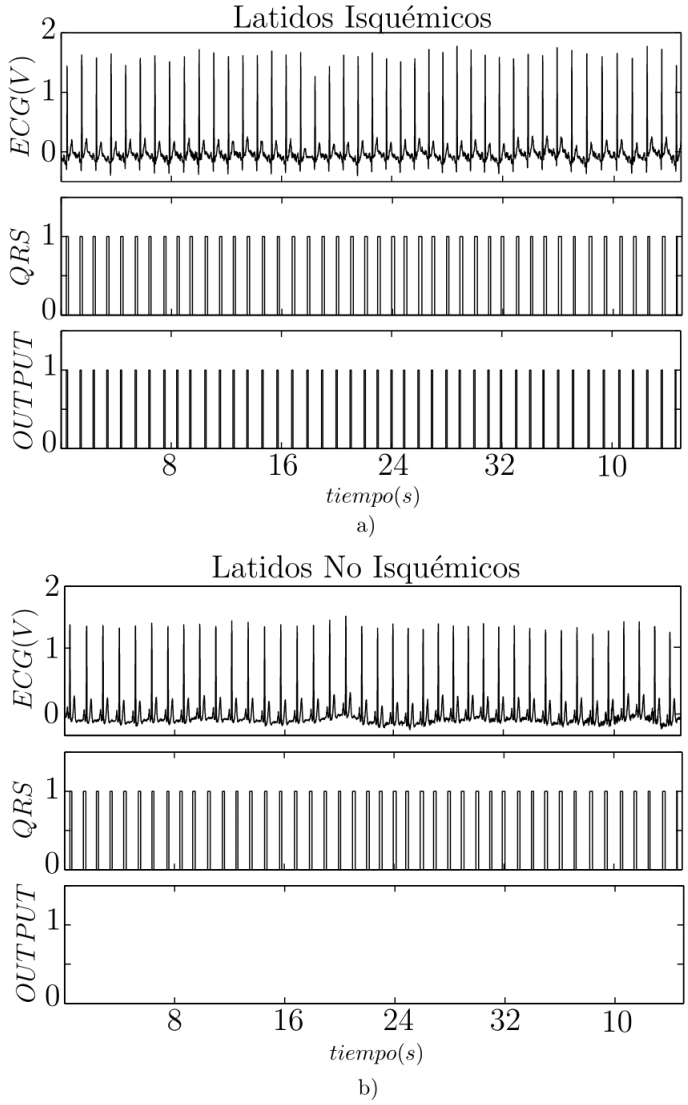


Figura 4.5: Respuesta transitoria del algoritmo para una serie de latidos, a) Latidos realmente isquémicos b) Latidos no isquémicos con desviaciones en el segmento-ST.

4.1.0.1. Simulación y síntesis del algoritmo

Las tres etapas del algoritmo propuesto se describieron en VHDL y se simularon a nivel RTL con la base de datos Physionet. La prueba utiliza una población de latidos cardíacos de 100112. Donde 75581 componen el conjunto de latidos verdaderamente isquémicos, el conjunto no isquémico está formado por 16112 latidos cardíacos con desviación del segmento ST por causa de otros desordenes cardíacos, y 8482 son latidos

normales para complementar la población total de latidos cardíacos. En cada grabación se consideraron las notas sobre el estado clínico del paciente. Las notas de las grabaciones de la base de datos que exhiben episodios isquémicos proporcionan el lapso de tiempo de ocurrencia. La base de datos Long-Term ST Database de Physionet posee una frecuencia de muestreo de 250 Hz y 12 de resolución en un margen de señal de 1.8 V. De cada grabación del ECG se toman 10 minutos de latidos de un episodio isquémico. Esto es aproximadamente 600 latidos por cada evento. La Fig. 4.5 muestra la simulación de la respuesta transitoria del algoritmo propuesto con una serie de latidos isquémicos y la respuesta transitoria con una serie de latidos no isquémicos. Observe la presencia de un pulso en la señal de "$OUTPUT$" cuando el latido es isquémico. Además, se muestra la detección del complejo QRS "QRS", el ancho del puso corresponde al ancho del complejo QRS.

Este algoritmo se sintetizó con la herramienta de implementación física Encounter ®. El algoritmo propuesto utiliza 1534 celdas digitales con una tecnología CMOS 180 nm. El reducido número de multiplicadores resalta la simplicidad del algoritmo propuesto. El circuito digital de resolución 12 usa un área de 490 µm × 400 µm (Ver Fig. 4.6), que consume 1.086 mW.

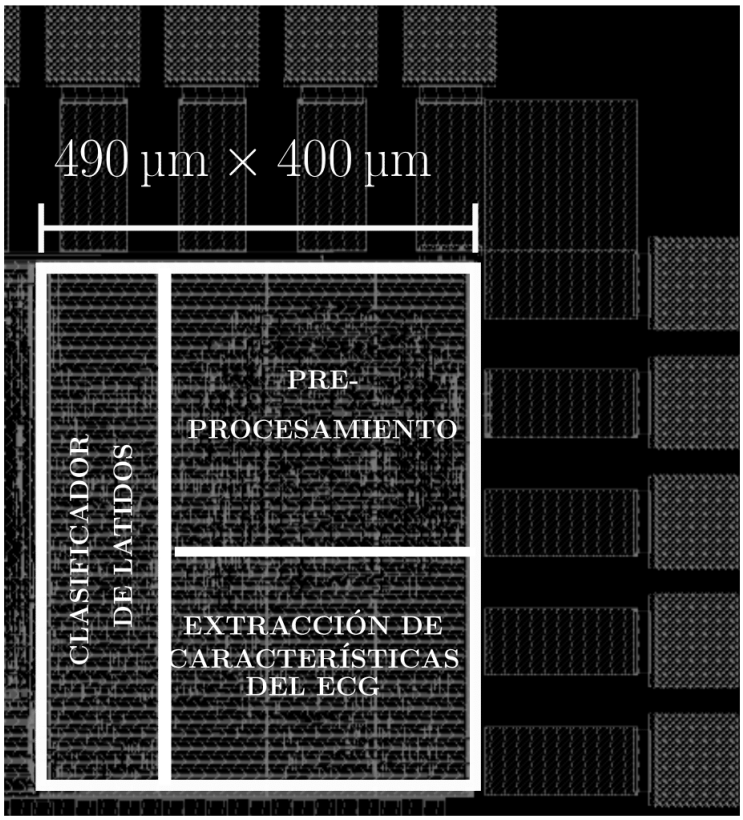


Figura 4.6: Patrón geométrico (layout) del algoritmo propuesto.

4.1.0.2. Resultados en Simulación

El algoritmo propuesto fue puesto a prueba mediante simulación en dos experimentos, el primero considera latidos realmente isquémicos y latidos sanos, el segundo considera latidos no isquémicos y latidos normales. Además, los casos se simulan para dos escenarios, en el primero el algoritmo solo considera la desviación del segmento ST como indicativo de isquemia, es decir, no se incluye la clasificación por lógica difusa y en el segundo el algoritmo considera las 4 características y el sistema difuso. El rendimiento del algoritmo propuesto en la primera parte de la prueba, utiliza una población de latidos cardíacos de 75581, donde 39441 son latidos isquémicos y 36000 son latidos normales. La predicción positiva en ambos casos es cercana a 96 %. Este resultado además de mostrar um alto rendimiento en la detección de desviaciones en el segmento ST, revela la eficiencia del algoritmo propuesto para detectar los puntos de interés en el ECG

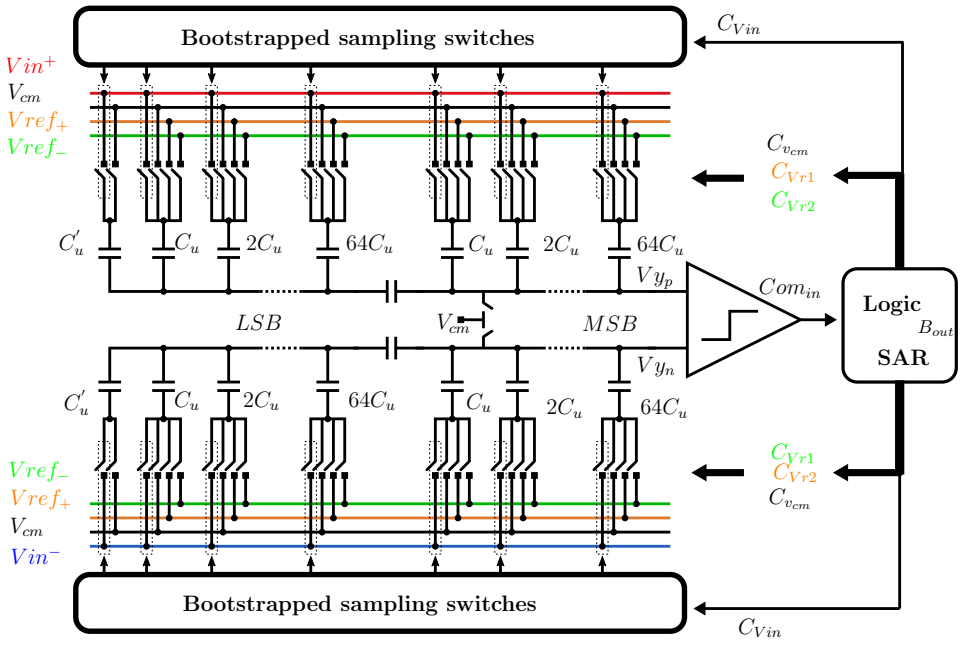


Figura 4.7: Representación a nivel de bloque del ADC de aproximación sucesiva con condensador de matriz dividida.

($\eta_{l1}, \eta_{l2}, \eta_R, \eta_{t1}, \eta_{t2}$ y η_T). Por otro lado, es relevante comentar que el valor predictivo negativo (NPV) es ligeramente menor durante la prueba de cuatro descriptores (94.5 % en comparación con 96.4 %) esto como resultado del aumento en los falsos negativos en algunas grabaciones. La segunda parte de la prueba destaca significativamente la contribución del trabajo. La población de latidos consta de 12544 latidos anormales no isquémicos y 12000 latidos normales. La especificidad es la métrica que se utiliza debido a la ausencia de latidos isquémicos. En este caso, si el algoritmo de clasificación solo considera el segmento ST, la tasa de falsos positivos aumenta dramáticamente y en consecuencia la especificidad es muy baja (48.6 %). Contrariamente, el algoritmo propuesto (considerando las cuatro características del ECG) muestra un valor de especificidad de 97.6 %. La unión de los resultados de los dos experimentos da como resultado una sensibilidad de 98.6 % y una especificidad de 97.23 %. La tabla 4.2 muestra una comparación del rendimiento de otros trabajos y el trabajo propuesto (en los dos escenarios).

Tabla 4.3: Summary of electrical and biomedical signals features.

Señal	**Ancho de banda** (Hz)	**Amplitud rango**
Electroencefalograma (EEG)	0,01 to 150	to 1 mV
Electrooculograma (EOG)	0,01 to 50	to 10 mV
Electrocardiografo (ECG)	0,01 to 300	to 10 mV
Electromiografía (EMG)-Internal	0,01 to 15k	to 20 mV
Electromiografía (EMG)-External	10 to 8k	to 100 mV

4.2. Diseño del circuito SAR del ADC

La resolución y el bajo consumo de energía proporcionan a los ADC SAR especificaciones de aplicación biomédica para aplicaciones autónomas y en red. La Tabla 4.3 muestra el ancho de banda y las amplitudes de las señales bioeléctricas más importantes. El ancho de banda se encuentra en el rango de 0.01 Hz a 15 kHz y los rangos de amplitud van de 1 µV a 100 V. Esta consideración ubica el rendimiento del SAR del ADC apropiado para la característica eléctrica de las señales bioeléctricas.

La figura 4.7 muestra un ADC SAR totalmente diferencial bipolar con una arquitectura SAR ADC tradicional de 14 bits que funciona como equilibrador. La etapa de muestreo y retención (S&H) almacena la entrada, comparando inicialmente con la mitad del voltaje de referencia $\frac{1}{2}V_{ref}$ (el voltaje de referencia es la amplitud máxima del marco de la señal de entrada). Si la señal de entrada es mayor que la primera referencia, el convertidor digital/analógico (DAC) mantiene el peso $\frac{1}{2}V_{ref}$ en la escala. De lo contrario, para la siguiente comparación, el DAC agrega un nuevo peso de $\frac{1}{4}V_{ref}$ y repite el proceso bit a bit. Esta aproximación continúa almacenando la carga en la matriz de capacitores en la figura 4.7. El ADC SAR de este trabajo considera una estructura de resolución de 14 bits para garantizar la resolución objetivo. La frecuencia de muestreo considera un factor de sobremuestreo que logra un ENoB de 14, con una relación señal-ruido de ($SNR_N = 98.02$ dB). Siguiendo la expresión para la relación señal-ruido sobremuestreada

Tabla 4.4: Considerations for the minimum unitary capacitance in UMC180nm.

Parameter	Expression	Value
Bits resolution	N	14
Voltage reference	V_{ref}	1.8 V
Capacitance density	C_D	100 fF
C_{m_min}	$C_D \left\{ \frac{3{,}5\left[2^{N+2}(\sqrt{2^N-1}+(\sqrt{2}-1)\sqrt{2^N}\right]}{(\sqrt{2}-1)2^N} \right\}^2$	18 fF
C_{n_min}	$\frac{4KT2^{N+4}}{V_{ref^2}}$	16 fF

(SNR_{OS}) eqn. (2.5),

$$\text{SNR}_{\text{OS}} = 98.02\,\text{dB} = 6{,}02 \cdot \text{ENoB} + 1{,}25 + 10\log_{10}(\text{OSR}). \tag{2.5}$$

A partir de esta expresión, el factor de sobremuestreo es OSR = 16, donde ENoB = 14. Según la Tabla 4.3, este trabajo considera una frecuencia fundamental f_o = 13.760 kHz para señales biomédicas, con 80 kHz de ancho de banda (BW) y frecuencia de muestreo f_s = 2.56 MHz.

Un circuito totalmente diferencial ofrece beneficios al cancelar el ruido de modo común, incluido el comparador totalmente diferencial. El SAR diferencial utiliza dos matrices de capacitancias divididas por terminal de entrada con el correspondiente Registro de Aproximación Sucesiva (SAR) de lógica diferencial. Para esta implementación, las referencias de voltaje son: $V_{ref+} = +1{,}8V$, $V_{ref-} = 0V$, $V_{cm} = 0{,}9V$ sugeridas para un CMOS UMC 180 nm. Las siguientes subsecciones detallan las consideraciones de diseño en esta implementación de SAR de ADC.

4.2.1. Conjunto de condensadores divididos del DAC.

La principal ventaja de usar la distribución de carga en los ADC es el bajo consumo de energía. Sin embargo, a medida que aumenta la cantidad de bits, la carga capacitiva y el área del condensador del DAC aumentan exponencialmente. Una solución para el área del DAC es el DAC de escalado de carga con la configuración de conjunto dividido.

La Fig. 4.7 muestra las dos estructuras de matriz (MSB y LSB) con acoplamiento capacitivo. Las recientes mejoras del ADC SAR se centran en la estructura del DAC porque este bloque realiza el muestreo y retención (S&H), la suma y la conversión de digital a analógico en un solo paso. Una consideración inicial para el diseño es la capacitancia unitaria C_U para el bloque de conjunto dividido del DAC. El escenario ideal es la capacitancia mínima para un MIMCAP en UMC180nm (100 fF).

Sin embargo, según [42], la aproximación de la capacitancia mínima C_u (C_{min}) debe considerar la temperatura, los efectos de desajuste, la densidad capacitiva típica de la tecnología, la resolución, el presupuesto de error para el ruido térmico y los valores de referencia de voltaje. La C_{min} considera todos estos factores con:

$$C_{\min} = \max\left\{C_{m_m\text{in}}, C_{n_m\text{in}}\right\} \tag{2.6}$$

donde $C_{m_m\text{in}}$ es la capacitancia unitaria mínima determinada por la correspondencia, y $C_{n_m\text{in}}$ es la capacitancia unitaria por el ruido térmico de la matriz de capacitores. La Tabla 4.4 resume los parámetros de capacitancia unitaria mínima. Para una resolución de DAC de 14, la referencia térmica y de voltaje es 16 fF, y la capacitancia mínima del proceso alcanza exitosamente el límite con un mínimo de 18 fF. Como regla general para asegurar un presupuesto de error de $\frac{1}{2}$LSB: $C_u = 4C_{\min} = 72$ fF. Sin embargo, de acuerdo con las reglas de diseño en el proceso UMC180nm [42], la capacitancia mínima permitida es 100 fF. Los interruptores asociados con los capacitores del DAC son complementarios, y los interruptores de muestreo del front-end de entrada utilizan el esquema bootstrap. El diseño del interruptor bootstrap utiliza el esquema de configuración y compensación publicado en [43] para reducir las no linealidades. Además, los interruptores de la compuerta de transmisión, que conectan el conjunto del DAC a diferentes referencias de voltaje ($V_{ref_\pm}$, V_{cm}), consideran un buen contacto óhmico que mantiene la fuente y el terminal a granel al mismo potencial para minimizar las no linealidades del efecto de cuerpo. Los voltajes de referencia permanecen constantes cuando se los compara con la

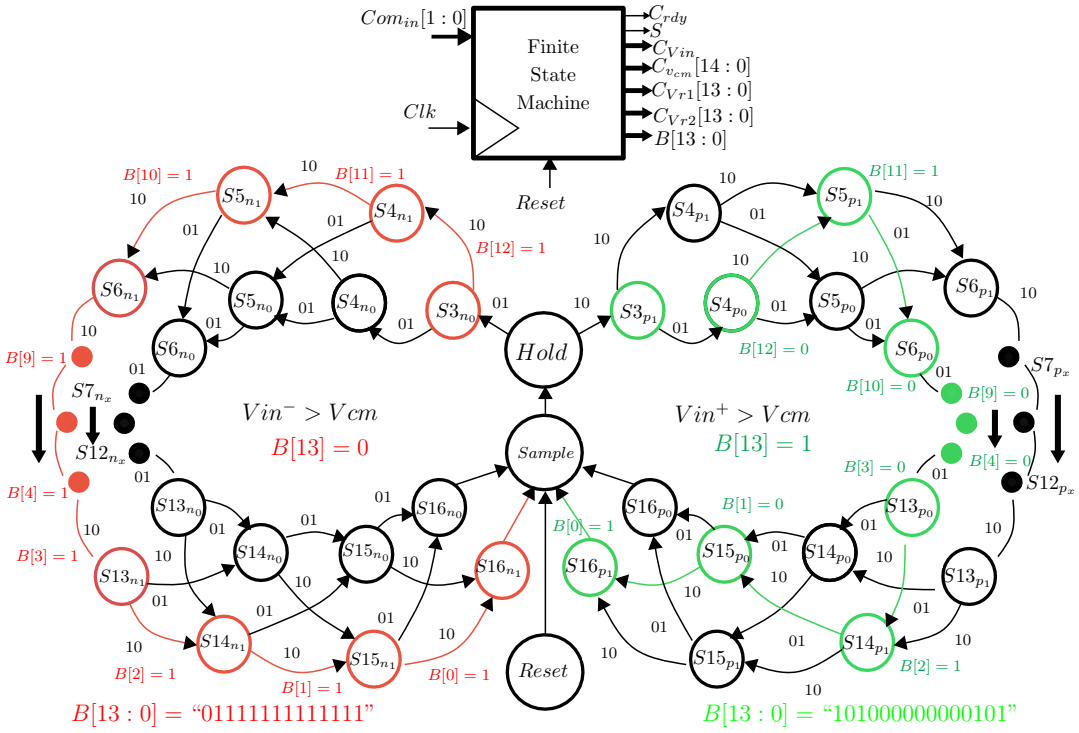


Figura 4.8: Finite State Machine for the Successive Approximation Logic. The first state considers a differential input where $Vin^- > Vcm$, and the second a differential input where $Vin^+ > Vcm$.

variación del rango de voltaje de entrada, lo que permite simulaciones con variaciones de PVT para evaluar cambios en la resistencia de la compuerta de transmisión $Ron_{p,n}$. El diseño del circuito de la compuerta de transmisión considera un rango seguro para reducir las no linealidades causadas por V_{gs}, mitigando la distorsión armónica.

4.2.2. Lógica de aproximación sucesiva

El SAR lógico es la sección digital del ADC que controla los interruptores del DAC de matriz capacitiva. El tiempo de conversión utiliza $(n+2)$ ciclos , con n como el número de bits de resolución. El primer ciclo muestrea la entrada analógica y el segundo retiene el voltaje muestreado en la matriz capacitiva. Los siguientes ciclos de reloj ejecutan la conversión, comenzando con el bit más significativo (MSB), comparándolo con las respectivas referencias de voltaje $\frac{1}{2^n} V_{\text{ref}}$ para $n = [1, \ldots, N]$ con el valor residual.

Generalmente, los trabajos publicados sobre el SAR del ADC implementan el SAR

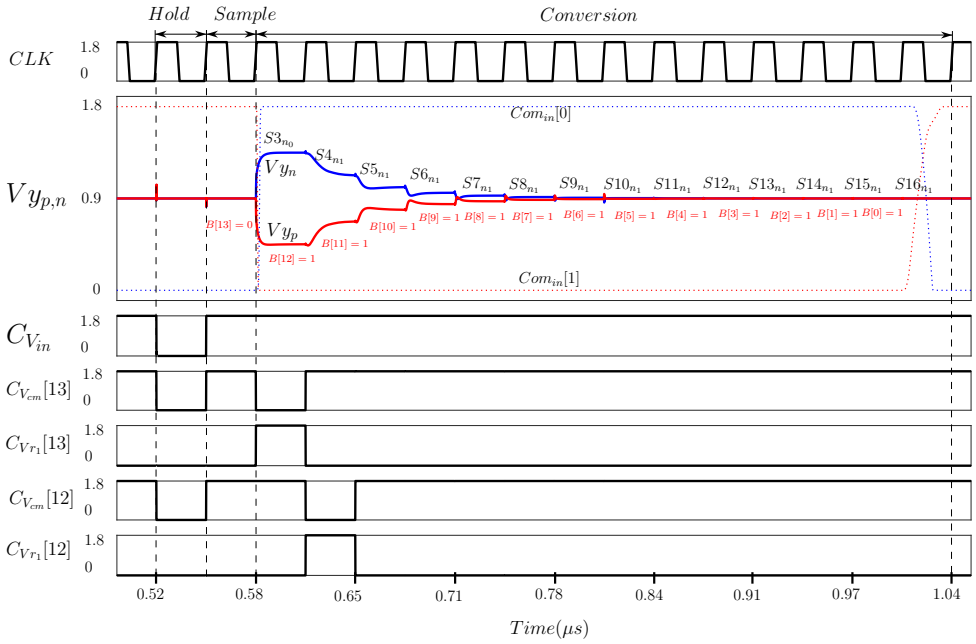


Figura 4.9: Transitory ADC SAR Converter $Vin^+ = V_{cm} - LBS$, $Vin^- = V_{cm} - LBS$.

lógico con dos bancos de biestables tipo D en cascada, formando un registro de desplazamiento. Normalmente, la salida del comparador activa el registro de desplazamiento, que controla los interruptores del DAC. Las soluciones recientes exploran la estructura convencional del SAR lógico para mejorar la velocidad de conversión [44, 45]. La principal desventaja es la incompatibilidad con una estructura de DAC completamente diferencial. Este artículo presenta una novedosa Máquina de Estados Finitos (MSF) con una síntesis que abarca desde la descripción de Verilog hasta el circuito a nivel de dispositivo. La novedosa MSF mejora la fiabilidad general del convertidor con el esquema completamente diferencial y ofrece una redundancia simple pero eficaz para mejorar la robustez del ADC.

La representación del subsistema SAR lógico propuesta en la Fig. 4.8 tiene tres puertos de entrada: $Reset$, Clk y la secuencia de dos bits Com_{in} resultante del comparador totalmente diferencial. La máquina de estados tiene siete salidas que controlan la matriz

DAC totalmente diferencial. El bit que indica la conversión disponible es C_{RDY}, y S es un bit indicador que habilita los interruptores de las placas inferiores del condensador DAC que conectan la tensión de modo común V_{cm}. El bus C_{Vin} controla los interruptores de arranque, y los buses C_{Vr1} y C_{Vr2} controlan las referencias de tensión diferencial a los interruptores de la placa superior del condensador.

La figura 4.8 muestra la secuencia lógica SAR, donde la señal de reloj ascendente cambia los estados. La entrada de reinicio ordena al sistema a la etapa inicial. El siguiente proceso es el *Sample*, donde la salida C_{Vin} FSM habilita todos los interruptores de arranque, conectando las placas inferiores a Vin^{+}, Vin^{-} según corresponda (véase la figura F003). En este primer ciclo, la salida S conmuta la sección de LSB del DAC al modo común V_{cm} a través de los interruptores centrales. El segundo ciclo lleva al FSM al estado $Hold$ sin importar el Com_{in}. En este estado, el FSM ejecuta tres procesos: i) retiene la entrada muestreada, ii) realiza la detección de signo y iii) establece el valor de MSB ($B[13]$). El valor de signo resulta del proceso de retención al desactivar los interruptores de arranque con C_{Vin}, y la salida S desconecta las placas superiores del condensador LSB. En este proceso, $C_{V_{cm}}$ conecta todos los condensadores de la placa inferior a V_{cm}, y las placas superiores se encuentran en estado flotante, manteniendo el voltaje de entrada muestreado. La conexión de las placas inferiores al voltaje de modo común resta $\frac{1}{2}V_{ref}$ al valor de entrada muestreado. Con este proceso, el nodo $Vy_{p,n}$ presenta un diferencial de potencial igual a $V_{in^{\pm}} \mp \frac{1}{2}V_{ref} \mp V_{cm}$, el comparador determina el signo de la tensión de entrada ($V_{in^{+}} > V_{cm}$ o $V_{in^{-}} > V_{cm}$), y el camino hacia el estado de conversión comienza estableciendo $B[13]$ en '1' o '0' respectivamente, así como la referencia de tensión $V_{ref^{\pm}}$ (estados sombreados en la Fig. 4.8).

El siguiente estado será $S3_{p,n}$ (según el estado inicial). El valor $C_{V_{cm}}[13] = 0$ desactiva el condensador C_u en la sección del arreglo DAC de MSB y $C_u^{'}$ permanece conectado a V_{cm} ($C_{V_{cm}}[14] = 1$). Simultáneamente, $C_{Vr1,2}[13] = 1$ habilita los interruptores que conectan la placa inferior C_u a $V_{ref^{\pm}}$. El voltaje $V_{in^{\pm}} \mp \frac{1}{4}V_{ref} \mp V_{cm}$ aparece en el nodo $Vy_{p,n}$

Tabla 4.5: Setup time in digital design flow Logic SAR.

Design	Flow step	Time
Logic	Design Entry (HDL)	2 hours
	Logic Synthesis	2 minutes
	Post-synthesis simulation	40 minutes
Physical	Floor Planning	10 minutes
	Placement and routing	2 minutes
	Post-Layout simulation	40 minutes
	Interconnections	1 hour

para calcular el bit $B[12]$.

En general, cuando la entrada FSM Com_{in} = “10", la salida $B[n]$ es ‘1’ y si Com_{in} = “01", la salida $B[n]$ es ‘0’. Hay dos puntos a tener en cuenta en la aproximación sucesiva: el lado izquierdo del diagrama FSM, el bus de control $C_{V_{cm}}[13:0]$ desconecta los condensadores de V_{cm} y los conecta a la tensión de referencia según la Figura 4.7. Cuando el bit $B[n]$ es ‘1’, el siguiente estado devuelve $C_{V_{cm}}[n]$ a 1 mientras que retorna si $C_{Vr2} = 0$. Ambas señales mantienen el estado anterior si $B[n] = 0$. Por otro lado, en el lado derecho del FSM para $B[n] = 1$, los estados de la señal de control son $C_{V_{cm}}[n] = 0$ y $C_{Vr2}[n] = 1$ y para $B[n] = 0$ las señales tendrán el valor opuesto.

Los estados posteriores a $S3_{p,n}$ en la Fig. 4.8 dependen de dos posibles decisiones para cada etapa. Por ejemplo, la Fig. 4.9 presenta una simulación transitoria donde $B[13] = 0$ y $B[12] = 1$, y el siguiente estado será $S4n_1$. Los valores de $C_{V_{cm}}[13]$ y $C_{Vr2}[13]$ vuelven a ‘1’ o ‘0’ respectivamente (lado izquierdo de la FSM), mientras que se establece $C_{V_{cm}}[12] = 0$ y $C_{Vr2}[12] = 1$ para generar $V_{in^+} - \frac{1}{4}V_{ref} - \frac{1}{8}V_{ref} - V_{cm}$ en el nodo Vy_p y $V_{in^-} + \frac{1}{4}V_{ref} + \frac{1}{8}V_{ref} + V_{cm}$ en el nodo Vy_n y calcular el bit $B[11]$. El proceso es iterativo hasta el estado $S15_{x_1}$ calculando el LSB. Finalmente, el estado $S16_x$ en la Fig. 4.8 descarga el condensador $C_u^{'}$ para una nueva conversión. La FSM considera la característica totalmente diferencial del DAC con la descripción Verilog y la síntesis digital Cadence Genus con tecnología CMOS UMC180nm. El convertidor de datos en este trabajo utiliza la síntesis del sistema digital, que requiere 423 celdas estándar, 74 celdas secuenciales,

293 celdas lógicas y 56 inversores. La sección del sistema digital consume 27.015 nW a 30.7 MHz de potencia estática. El diseño del comparador de voltaje debe ser robusto para un buen rendimiento con la máquina de estados propuesta.

Si bien el SAR lógico digital en un diseño totalmente personalizado puede lograr una alta densidad de transistores, es un proceso largo y propenso a errores con un alto riesgo de desarrollo, especialmente cuando la resolución de la arquitectura del ADC supera los 12 bits y con arquitecturas totalmente diferenciales. El número de líneas de control aumenta considerablemente. Un SAR con ADC de 14 bits de resolución requiere al menos ocho señales de control por condensador (considerando las señales complementarias); hay 14 condensadores y las líneas de control se duplican para una arquitectura totalmente diferencial. Además, es esencial considerar el circuito adicional para evitar la superposición de fases en las señales de control. La máquina de estados finitos propuesta en este trabajo utiliza la ubicación y ruta CAD de la tecnología de celdas estándar, y el tiempo de desarrollo del diseño se reduce significativamente. La Tabla 4.5 muestra el tiempo para completar el flujo de diseño de ubicación y ruta digital en este trabajo. Según el informe en [46], al utilizar el método totalmente personalizado, se tarda un promedio de 5 minutos en completar un cable de interconexión, incluido el tiempo para DRC/LVS. El diseño en este trabajo tarda aproximadamente 18 horas en interconectar el SAR lógico digital con la parte analógica. La FSM propuesta en este trabajo acelera el SAR lógico digital y el diseño de la disposición.

4.2.3. Diseño de comparador robusto totalmente diferencial.

Las especificaciones del comparador de los ADC SAR, como la ganancia, la velocidad de respuesta y el tiempo de respuesta, limitan la resolución del convertidor. Sin embargo, esto es posible con un preamplificador seguido de un Latch. El primer paso en el diseño del comparador de voltaje es el tiempo de muestreo del ADC SAR F_s. Para una resolución de 14 con 16 ciclos de reloj por conversión y para F_s =1.92 MHz y f_{comp} =30.7 MHz. Las

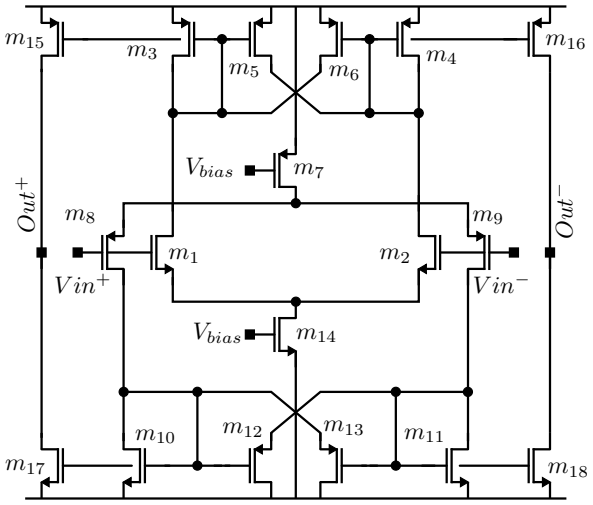


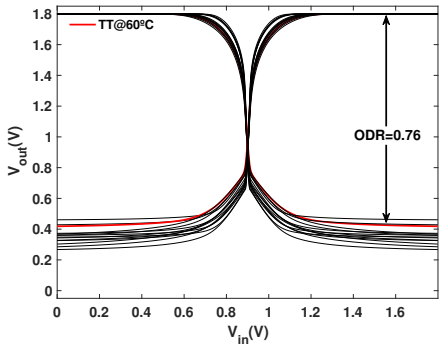
Figura 4.10: Scheme of the proposed continuous-time comparator.

etapas del comparador y del latch deben cubrir esta frecuencia límite y considerar el nivel de cuantificación LSB de 109 µV.

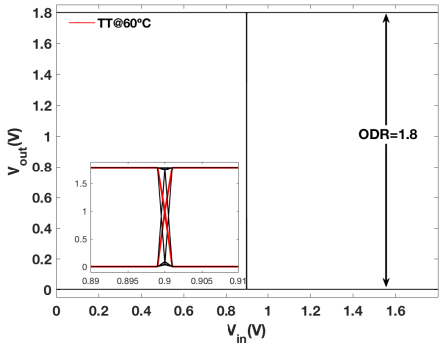
4.3. Caracterización y resultados posteriores al diseño.

El diseño del ADC SAR de 14 bit propuesto utiliza la máquina de estados finitos como un nuevo SAR lógico, el comparador robusto y la configuración de interruptores de este trabajo en una tecnología CMOS UMC180nm. El diseño se ajusta a 0.25 ^{2} (500 µ × 500 µ). El diseño en la Fig. **??** considera una disposición simétrica con un centroide común para la matriz DAC capacitiva. El diseño del ADC SAR incorpora estructuras ficticias para la red capacitiva, con el comparador en el centro junto con transistores ficticios.

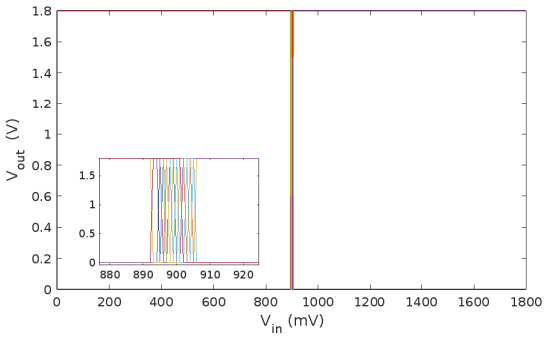
La simulación posterior al diseño para un ancho de banda de 80 kHz y una tasa de sobremuestreo (OSR=16) exhibe el espectro en la Fig. 4.12 a). La frecuencia de muestreo para esta prueba es 2.56 MS/s con una señal de entrada sinusoidal de 13.760 kHz, que está por debajo del límite de ancho de banda para observar un posible contenido armónico. El resultado posterior al diseño arroja 14.52 de ENoB considerando los modelos estadísticos típico-típico del kit de diseño de proceso UMC180nm a 60 °C.



(a) PT variations performed to the comparator in [47].

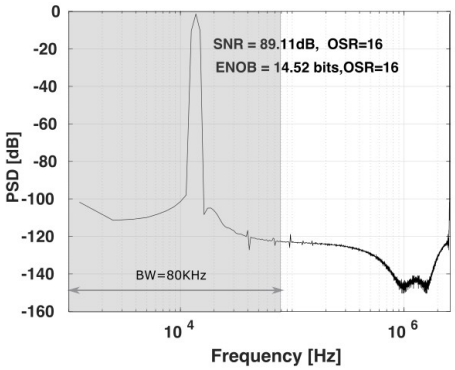


(b) PT variations with the proposed comparator, including zoomed view.

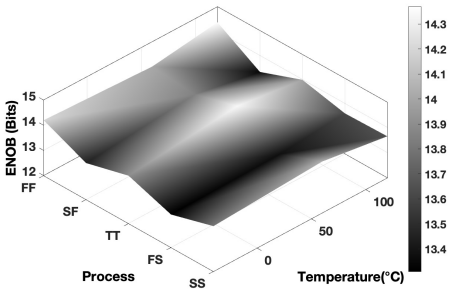


(c) Monte Carlo analysis of the proposed comparator, including zoomed view.

Figura 4.11: Comparator DC sweep response comparison.



(a) ENoB at TT, 60 °C



(b) Effective number of bits-PT variations

Figura 4.12: FFT results at 2.56 MS/s, F_{in} = 13.760 kHz

Tabla 4.6: ADC SAR propuesto para señales ECGB

Specificación	**Propuesta**
Arquitectura	*Fully Differential*
Tecnología (nm)	180
Voltaje de alimentación (V)	1,8
Resolución (Bits)	14
Taza de muestreo (MS/s)	2,56
Área (mm^2)	0,25
SNDR (dB)	84,66
Consumo de potencia (µW)	310,3
OSR	16
Ancho de banda (MHz)	,08
ENoB (Bits)	14,07
FOM_w (fJ)	165,76
FOM_s (dB)	165,76

$*FOM_w = \frac{Power}{F_s 2^{ENoB}}$
$*FOM_s = SNDR + 10log(\frac{BW/2}{Power})$

Una prueba de variación de proceso y temperatura valida la efectividad de la lógica de control SAR propuesta y la robustez del comparador. La figura 4.12 b) muestra la resolución de esquina con una distribución entre 13.31 a 14.52 para 24 pruebas de esquina de simulación posterior al diseño (en análisis transitorio). La esquina crítica en esta prueba estadística es el proceso SF a −40 °C. Las esquinas SF y FS para cualquier temperatura muestran ENoB por debajo de 13,5 $Bits$, mientras que TT, SS y FF a 60 °C y 120 °C mejoran el ENoB porque la respuesta del comparador continuo presenta un desplazamiento mínimo en estas esquinas, cambiando la sensibilidad del comparador para los bits menos significativos.

4.3.1. Comentarios sobre los resultados de la simulación

La Tabla 4.6 resume el rendimiento del convertidor ADC utilizando la lógica SAR propuesta. Las Figuras de Mérito (FoM) de Walden (FoM$_W$) y Schreier (FoM$_S$) [48] muestran un buen rendimiento de este trabajo. El convertidor de datos propuesto logra un equilibrio entre las tasas de muestreo y el consumo de energía. Además, el diseño propuesto

presenta robustez con variaciones de proceso y temperatura, típicamente inexploradas en la mayoría de las publicaciones. A pesar de lograr una alta resolución (ENOB>14b), se reconoce ampliamente que durante el proceso de fabricación, se pierden alrededor de 4 o 5 bits cuando no hay un esquema de calibración [**?**], [49], [50], [51]. Sin embargo, la máquina de estados finitos (FSM) sugerida se puede ajustar para que funcione con un esquema de calibración. Por ejemplo, en cal, el método de calibración utiliza la aparición de metaestabilidad en el comparador y el ruido intrínseco para calibrar la matriz DAC sin cambiar su estructura. En este caso, solo es necesario incluir estados adicionales para la calibración durante cada conversión.

4.4. Sintesis del algoritmo de clasificación de latidos

La Tabla 4.7 El algoritmo de 14 bits propuesto se describió en VHDL y el código se sintetizó con Encounter en una tecnología CMOS de 180 nm. La Tabla 4.7 muestra el número de celdas digitales básicas utilizadas en esta síntesis digital y la Tabla 4.8 muestra la sensibilidad y especificidad obtenidos.

Tabla 4.7: *Hardware* Algoritmo Propuesto de 14 bits

Block	DFF	Adder	Counter	Comparator	Multiplier
Descriptors prossesing extraction	104	128	20	16	1
Classification	200	120	3	16	1
Total	304	248	213	32	2

Tabla 4.8: Rendimiento del algortimo propuesto

Number beats	VP	FN	VN	FP	Se %	Sp %
100, 000	29871	2094	61612	6423	93.45	90.56

El algoritmo de clasificación de latidos cardíacos propuesto en este Capítulo presenta una sensibilidad del 93.45 % y una especificidad del 90.56 %. El algoritmo propuesto fue probado por un banco de datos de 100, 000 latidos, este banco incluye latidos isquémicos, no isquémicos y normales. El consumo de energía de 230 nW y la demanda un área de 325x500 μm hace de esta propuesta de tesis un algoritmo apropiado para la detección de isquemia cardíaca en dispositivos implantables que administran fármacos. Además, se puede implementar en otros dispositivos implantables como los marcapasos. La mejora principal proporcionada por el algoritmo propuesto es lograr un alto rendimiento con una implementación de baja complejidad. El algoritmo propuesto amplía la oportunidad de reducir la detección de variables fisiológicas en un detector de enfermedad cardíaca isquémica para sistemas de administración de fármacos implantables.

Tabla 4.9: Precisión de clasificación medida del algoritmo propuesto para el latido cardíaco isquémico (registradores de ECG con eventos isquémicos)

		Considerando solo el parámetro del segmento ST								Considerando las 4 características del ECG (Este trabajo)						
Recording	Total beats	ECG Lead	TP	FN	TN	FP	Se %	Sp %	PPV %	TP	FN	TN	FP	Se %	Sp %	PPV %
s20021	1,287	LIII	685	2	598	2	99.7	99.66	99.7	687	0	599	1	100	99.83	99.85
s20031	1,204	–	604	0	597	3	100	99.5	99.5	604	0	600	0	100	100	100
s20041	1,298	–	697	1	599	1	99.85	99.83	99.85	697	1	600	0	99.85	100	100
s20081	1,212	LII	612	0	600	0	100	100	100	612	0	600	0	1000	100	100
s20101	1,276	LII	676	0	599	1	100	99.83	99.85	676	0	599	1	100	99.83	99.85
s20111	1,290	LIII	690	0	600	0	100	100	100	690	0	600	0	100	100	100
s20121	1,287	LII	685	2	600	0	99.70	100	100	687	0	600	0	100	100	100
s20131	1,209	LII	608	1	599	1	99.83	99.83	99.83	608	1	599	1	99.83	99.83	99.83
s20151	1,298	V4	698	0	600	0	100	100	100	698	0	600	0	100	100	100
s20161	1,189	LIII	589	0	600	0	100	100	100	589	0	600	0	100	100	100
s20171	1,213	LIII	612	1	600	0	99.83	100	100	612	1	600	0	99.83	100	100
s20181	1,282	LIII	676	6	598	2	99.12	99.66	99.70	680	2	600	0	99.70	100	100
s20191	1,294	V4	694	0	599	1	100	99.83	99.85	694	0	599	1	100	99.83	99.85
s20251	1,205	–	602	3	600	0	99.50	100	100	602	3	600	0	99.50	100	100
s20261	1,283	–	681	2	600	0	99.70	100	100	681	2	600	0	99.70	100	100
s20271	1,297	–	697	0	600	0	100	100	100	697	0	600	0	100	100	100
s20272	1,289	–	689	0	597	3	100	99.50	99.56	689	0	600	0	100	100	100
s20273	1,204	–	604	0	600	0	100	100	100	604	0	600	0	100	100	100
s20274	1,213	–	612	1	600	0	99.83	100	100	612	1	600	0	99.83	100	100
s20281	1,298	–	694	4	599	1	99.42	99.83	99.85	696	2	599	1	99.83	99.83	99.85
s20291	1,201	V4	594	7	598	2	98.83	99.66	99.66	599	2	598	2	99.66	99.66	99.66
s20301	1,289	V4	689	0	600	1	100	100	100	689	0	600	0	100	100	100
s20311	1,296	LIII	696	0	599	0	100	99.83	99.85	696	0	600	0	100	100	100
s20321	1,210	LIII	610	0	598	0	100	99.66	99.67	610	0	598	2	100	99.66	99.67
s20331	1,295	V4	695	0	599	0	100	99.83	99.85	695	0	600	0	100	100	100
s20341	1,286	V4	686	0	600	0	100	100	100	686	0	600	0	100	100	100
s20351	1,206	–	605	1	600	1	99.83	100	100	605	1	600	0	99.83	100	100
s20361	1,200	–	596	4	600	1	99.33	100	100	598	2	600	0	99.66	100	100
s20371	1,203	–	603	0	600	0	100	100	100	603	0	600	0	100	100	100
s20381	1,299	–	699	0	599	1	100	99.83	99.85	699	0	600	0	9100	100	100
s20391	1,201	–	600	1	599	1	99.83	99.83	99.83	600	1	599	1	99.83	99.83	99.83
s20401	1,287	–	687	0	600	0	100	100	100	687	0	600	0	100	100	100
s20411	1,297	–	697	0	599	1	100	99.83	99.85	697	0	599	1	100	99.83	99.85
s20431	1,204	–	604	0	600	0	100	100	100	604	0	600	0	100	100	100
s20531	1,203	LIII	602	1	600	0	99.83	100	100	602	1	600	0	99.83	100	100
s20541	1,294	V4	694	0	600	0	100	100	100	694	0	600	0	100	100	100
s20621	1,290	V4	690	0	600	0	100	100	100	690	0	600	0	100	100	100
s20631	1,204	V4	604	0	599	1	100	99.83	99.83	604	0	599	1	100	99.83	99.83
s20641	1,287	V4	687	0	600	0	100	100	100	687	0	600	0	100	100	100
s20651	1,286	V4	686	0	598	2	100	99.66	99.70	686	0	600	0	100	100	100
s20601	1,203	LIII	603	0	600	0	100	100	100	603	0	600	0	100	100	100
s20611	1,209	V4	602	7	598	2	99.85	99.66	99.66	607	2	598	2	99.67	99.66	99.67
s30661	1,289	V5	689	0	600	0	100	100	100	689	0	600	0	100	100	100
s30671	1,212	V5	610	2	600	0	99.67	100	100	612	0	600	0	100	100	100
s30681	2,283	E-S	683	0	598	2	100	99.66	99.70	683	0	600	0	100	100	100
s30691	1,295	E-S	695	0	597	3	100	99.50	99.57	695	0	600	0	100	100	100
s30701	1,287	A-S	684	3	600	0	99.56	100	100	684	3	600	0	99.56	100	100
s30711	1,213	E-S	609	4	600	0	99.34	100	100	611	2	600	0	99.67	100n	100
s30721	1,294	A-S	694	0	598	2	100	99.66	99.71	694	0	598	2	100	99.66	99.71
s30731	1,299	A-S	697	2	600	0	99.71	100	100	697	2	600	0	99.71	100	100
s30732	1,297	A-S	696	1	599	1	99.85	99.83	99.85	696	1	600	0	99.85	100	100
s30741	1,296	E-S	694	2	598	3	99.71	99.50	99.56	694	2	597	3	99.71	99.50	99.56
s30742	1,289	E-S	689	0	600	0	100	100	100	689	0	600	0	100	100	100
s30751	1,200	E-S	599	1	600	0	99.83	100	100	599	1	600	0	99.83	100	100
s30752	1,299	A-S	697	3	599	1	99.57	99.83	99.85	699	0	600	0	100	100	100
s30761	2,282	A-S	682	0	598	2	100	99.66	99.70	682	0	598	2	100	99.66	99.70
s30771	1,290	A-S	690	0	600	0	100	100	100	690	0	600	0	100	100	100
s30781	1,297	E-S	697	0	598	2	100	99.66	99.71	697	0	600	0	100	100	100
s30791	1,294	E-S	694	0	600	0	100	100	100	694	0	600	0	100	100	100
s30801	1,287	A-S	687	0	600	0	100	100	100	687	0	600	0	100	100	100
Total	75,581	–	39519	62	35955	45	**99.84**	**99.87**	**99.88**	39548	33	35979	21	**99.91**	**99.94**	**99.94**

Tabla 4.10: Precisión de clasificación medida del algoritmo de latido cardíaco isquémico propuesto (registradores de ECG con frecuencia no isquémica y normal))

Recording	Total latidos	ECG Lead	Segmento-ST			Considerando 4 características del ECG		
			TN	FP	Sp %	TN	FP	Sp %
s20011	1,180		599	581	50.76	1176	4	99.66
s20051	1,200	1701	597	603	49.75	1,200	0	100
s20091	1,296	1701	600	696	46.29	1,296	0	100
s20141	1,213	1701	598	615	47.02	1,206	7	99.42
s20201	1,300	1701	599	701	50.08	1,298	2	99.84
s20211	1,276	1701	600	676	49.87	1,276	0	100
s20221	1,198	1701	600	598	51.28	1,198	0	100
s20231	1,203	1701	600	603	49.70	1,203	0	100
s20241	1,170	1701	600	570	50.08	1,169	1	99.91
s20421	1,203	1701	598	605	49.70	1,203	0	100
s20501	1,198	1701	600	598	50.08	1,198	0	100
s20521	1,214	1701	600	614	49.42	1,209	5	99.58
s20531	1,298	1701	599	699	46.14	1,296	2	99.84
s20541	1,185	1701	600	585	50.63	1,185	0	100
s20621	1,276	1701	600	676	47.02	1,275	1	99.92
s20631	1,217	1701	600	617	49.30	1,211	6	99.50
s20641	1,203	1701	598	605	49.70	1,199	4	99.66
s20651	1,198	1701	599	599	50	1,198	0	100
s20061	1,220	1701	600	620	49.18	1,220	0	100
s20071	1,283	1701	600	683	46.76	1,283	0	100
Total	24,531	1701	1,1987	12,544	**48.86**	24,499	32	**99.86**

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta un algoritmo de clasificación de latidos isquémicos y no isquémicos a nivel integrado que implementa técnicas de diagnóstico médico a través de un sistema de lógica difusa. El algoritmo exhibe un alto rendimiento con un valor de predictividad de 96 %. Las pruebas a nivel simulación post-síntesis arrojan una sensibilidad del 98,7 % y una especificidad del 97,23 %. La síntesis digital de este algoritmo demanda una área activa de (490x400) micrómetros cuadrados con un consumo de energía de tan solo 13.15 μW a 1.8 V. Las características del algoritmo propuesto lo hacen factible para su fabricación física en un sistema integrado portable. La principal limitación para su aplicación en un sistema real portable radica en el desarrollo a nivel integrado del bloque de adquisición de datos y un ADC que garanticen lecturas ECG confiables. Sin embargo, este trabajo ya puede incorporarse en sistemas de monitoreo cardíaco ya existentes como un marcapasos con el fin de evaluar su rendimiento en tiempo real.

El clasificador de latidos cardíacos isquémicos propuesto en este artículo propone una nueva arquitectura altamente sintetizada. Los resultados experimentales del sistema en chip en un proceso CMOS de 180 nm muestran que una resolución de 8 bits produce una sensibilidad del 96,43 % y una especificidad del 96,88 %. Otro caso de prueba con la implementación física del algoritmo con una resolución de 14 bits mejora el rendimiento hasta una sensibilidad del 99,03 % y una especificidad del 99,08 %. El consumo de energía del circuito integrado es de 86 nW y 274 nW, respectivamente. La demanda de

área con una resolución de 8 bits es de (325 × 300) m2, mientras que la resolución de 14 bits es de (370 × 370) m2 micras cuadradas. La integración, el rendimiento y el consumo de energía hacen que este algoritmo sea viable para la detección de CI en dispositivos implantables que administran fármacos y/o otros dispositivos implantables de la línea de marcapasos.

Se implementó mediante síntesis un algoritmo isquémico de clasificación de latidos cardíacos que presenta una sensibilidad del 96,43 % y una especificidad del 96,88 %. El algoritmo tiene un consumo de energía de 86 nW y demanda un área de 325x300 μm. Sin embargo, a pesar de las ventajas del algoritmo propuesto, se concluyó que era necesario agregar mas descriptores para probar un banco completo de grabaciones de ECG. Esto requiere una resolución más alta y un mayor número de consideraciones para mejorar la base de reglas difusas.

Para mejorar la resolución del algoritmo se diseñó un convertidor Analógico Digital de Aproximaciones Sucesivas de 14 bits. Se obtuvo un ENOB de 15.33 bits con un consumo de potencia de 900 μW y un área de 500 x 550 μm. La principal función del convertidor diseñado es garantizar la resolución requerida por el algoritmo propuesto.

El algoritmo de clasificación de latidos cardíacos de 14 bits presentó una sensibilidad del 93.45 % y una especificidad del 90.56 %. El algoritmo propuesto fue probado por un banco de datos de 100, 000 latidos provenientes del banco de datos Physionat *Long-Term ST Database*, este banco incluye latidos isquémicos, no isquémicos y normales.

El consumo de energía de 230 nW y la demanda un área de 325x500 μm hace de esta propuesta de tesis un algoritmo apropiado para la detección de isquemia cardíaca en dispositivos implantables que administran fármacos. El sistema integrado propuesto ofrece la oportunidad de implementarse en otros dispositivos implantables como los

marcapasos.

La mejora principal proporcionada por el sistema propuesto fue lograr un alto rendimiento con una implementación de baja complejidad. La propuesta presentada en este tema de tesis amplía la oportunidad de reducir la detección de variables fisiológicas en un detector de enfermedad cardíaca isquémica para sistemas de administración de fármacos implantables.

BIBLIOGRAPHY

[1] C. Mathers, *WHO methods and data sources for country level causes of death 2000-2015*. Department of Information, Evidence and Research WHO, Geneva. World Health Organization, 2017.

[2] S. W. Christian W. Hamm, *El electrocardiograma: su interpretación práctica*. Médica Panamericana, 2010.

[3] L. M. Jadraque, *Cardiopatía isquémica: angina de pecho, infarto de miocardio*. La Chopera, 32-Las Rozas-28230 MADRID: Norma, 1988.

[4] J. C. Ferreira and D. Mochly-Rosen, "Nitroglycerin Use in Myocardial Infarction Patients," *Circulation Journal*, vol. 76, no. 1, pp. 15–21, 2012.

[5] J. Yeun-Ho, "Development of implantable medical devices: From an engineering perspective," *Int Neurourol J*, vol. 17, no. 3, pp. 98–106, 2013. [Online]. Available: http://www.einj.org/journal/view.php?number=131

[6] C. H. Y. D. M. V. B. Yi Zhang, Richard Fogoros and K. Z. Siejko, "Ischemia detection using a heart sound sensor," Jul. 28 2009, uS8758260B2. [Online]. Available: https://patents.google.com/patent/US8758260B2

[7] N. Holmstrom and M. Broome, "Ischemic region detection," Jul. 25 2006, uS20130190582. [Online]. Available: https://patents.google.com/patent/US20130190582

[8] A. Kumar and J. Pillai, "Chapter 13 - implantable drug delivery systems: An overview," in *Nanostructures for the Engineering of Cells, Tissues and Organs*, A. M. Grumezescu, Ed. William Andrew Publishing, 2018, pp. 473 – 511. [Online]. Available: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128136652000132

[9] S. D. Girouard and Q. Zhu, "Implantable Device for Delivering Cardiac Drug Therapy," Sep. 25 2006, wO2004043522A1. [Online]. Available: https://patents.google.com/patent/WO2004043522A1/en

[10] M. Raihan, P. K. Mandal, M. M. Islam, T. Hossain, P. Ghosh, S. A. Shaj, A. Anik, M. R. Chowdhury, S. Mondal, and A. More, "Risk prediction of ischemic heart disease using artificial neural network," in *2019 International Conference on Electrical, Computer and Communication Engineering (ECCE)*, Feb 2019, pp. 1–5.

[11] M. Pirozzi, F. Pietroni, S. Casaccia, L. Scalise, and G. M. Revel, "Cardiac activity classification using an e-health app for a wearable device," in *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, June 2018, pp. 1–6.

[12] H. Wang, W. Zhao, Y. Xu, J. Hu, C. Yan, D. Jia, and T. You, "St segment change classification based on multiple feature extraction using ecg," in *2018 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, vol. 45, Sep. 2018, pp. 1–4.

[13] A. Bakhshipour, M. Pooyan, H. Mohammadnejad, and A. Fallahi, "Myocardial ischemia detection with ecg analysis, using wavelet transform and support vector machines," in *2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME)*, Nov 2010, pp. 1–4.

[14] J. Fayn, "A classification tree approach for cardiac ischemia detection using spatio-temporal information from three standard ecg leads," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 1, pp. 95–102, Jan 2011.

[15] M. W. Zimmerman, R. J. Povinelli, M. T. Johnson, and K. M. Ropella, "A reconstructed phase space approach for distinguishing ischemic from non-ischemic ST changes using Holter ECG data," in *Computers in Cardiology, 2003*, Sep. 2003, pp. 243–246.

[16] P. Langley, E. J. Bowers, J. Wild, M. J. Drinnan, J. Allen, A. J. Sims, N. Brown, and A. Murray, "An algorithm to distinguish ischaemic and non-ischaemic ST changes in the Holter ECG," in *Computers in Cardiology, 2003*, Sep. 2003, pp. 239–242.

[17] C. B. Vilakazi, L. Tarassenko, and G. D. Clifford, "Distinguishing between supply ischaemic and non-supply ischaemic ST events using a Relevance Vector Machine," in *2011 Computing in Cardiology*, Sep. 2011, pp. 633–636.

[18] M. Moridani and M. Pouladian, "Detection ischemic episodes from electrocardiogram signal using wavelet transform," *Journal of biomedical science and engineering*, vol. 02, pp. 239–244, 01 2009.

[19] L.-F. Cheng, T.-C. Chen, and L.-G. Chen, "Architecture design of the multi-functional wavelet-based ecg microprocessor for realtime detection of abnormal cardiac events," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 4466–4469.

[20] G. K. Sahoo, S. Ari, and S. K. Patra, "Ecg signal analysis for detection of cardiovascular abnormalities and ischemic episodes," in *2013 IEEE Conference on Information Communication Technologies*, 2013, pp. 1055–1059.

[21] L. Dranca, A. Goñi, and A. Illarramendi, "Tuning a real-time detector of transient cardiac ischemic episodes on the long-term st database according to the annotation protocol b," in *Computing in Cardiology 2013*, 2013, pp. 583–586.

[22] D. Romero, J. P. Martínez, P. Laguna, and E. Pueyo, "Detection of acute ischemia episodes from qrs angles changes using a laplacian noise model," in *Computing in Cardiology 2014*, 2014, pp. 629–632.

[23] K.-M. Chang, Z.-Z. Lin, S.-H. Liu, and C.-C. Tyan, "Myocardial ischemia detection by pulse signal features and fuzzy clustering," in *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, vol. 2, 2008, pp. 473–477.

[24] D. Orrego, M. Becerra, and E. Delgado-Trejos, "Dimensionality reduction based on fuzzy rough sets oriented to ischemia detection," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2012, pp. 5282–5, 08 2012.

[25] N. H. Kamaruddin, M. Murugappan, and M. I. Omar, "Early prediction of cardiovascular diseases using ecg signal: Review," in *2012 IEEE Student Conference on Research and Development (SCOReD)*, 2012, pp. 48–53.

[26] H. Tonekabonipour, A. Emam, M. Teshnelab, and M. A. Shoorehdeli, "Ischemia prediction via ecg using mlp and rbf predictors with anfis classifiers," in *2011 Seventh International Conference on Natural Computation*, vol. 2, 2011, pp. 776–780.

[27] A. Dehnavi, I. Farahabadi, H. Rabbani, A. Farahabadi, M. Parsa Mahjoob, and N. Dehnavi, "Detection and classification of cardiac ischmia using vectorcardigram signal via neural network," *Journal of research in medical sciences : the official journal of Isfahan University of Medical Sciences*, vol. 16, pp. 136–42, 02 2011.

[28] D. J. H. Wojtek J. Krzanowski, *ROC Curves for Continuous Data*. CRC Press, 1988.

[29] R. Gopinath and C. Burrus, "A tutorial overview of filter banks, wavelets and interrelations," in *1993 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, 1993, pp. 104–107 vol.1.

[30] M. Vetterli and C. Herley, "Wavelets and filter banks: theory and design," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 40, no. 9, pp. 2207–2232, 1992.

[31] S. K. Mitra, *Digital Signal Processing : A Computer-Based Approach*. McGraw-Hill Higher Education, 2001.

[32] L. Maršánová, M. Ronzhina, R. Smisek, M. Vitek, A. Němcová, L. Smital, and M. Nováková, "Ecg features and methods for automatic classification of ventricular premature and ischemic heartbeats: A comprehensive experimental study," *Scientific Reports*, vol. 7, 12 2017.

[33] C. Papaloukas, D. I. Fotiadis, A. Likas, A. P. Liavas, and L. K. Michalis, "A robust knowledge-based technique for ischemia detection in noisy ecgs," in *KES'2000. Fourth International Conference on Knowledge-Based Intelligent Engineering Systems and Allied Technologies. Proceedings (Cat. No.00TH8516)*, vol. 2, Aug 2000, pp. 768–771 vol.2.

[34] H. Tonekabonipour, A. Emam, M. Teshnelab, and M. A. Shoorehdeli, "Ischemia prediction via ecg using mlp and rbf predictors with anfis classifiers," in *2011 Seventh International Conference on Natural Computation*, vol. 2, July 2011, pp. 776–780.

[35] G. B. Moody and F. Jager, "Distinguishing ischemic from non-ischemic ST changes: the Physionet/Computers in Cardiology Challenge 2003," in *Computers in Cardiology, 2003*, Sep. 2003, pp. 235–237.

[36] Coppola G1 and Carità P and Corrado E and Borrelli A and Rotolo A and Guglielmo M and Nugara C and Ajello L and Santomauro M and Novo S, "ST segment elevations: always a marker of acute myocardial infarction?" *Indian heart journal*, vol. 65, no. 4, pp. 412–423, 2013.

[37] R. Schmid, J. L. Isaksen, R. Leber, H. Schmid, G. Generali, and R. Abächerli, "A Correction Formula for the ST-Segment Measurements of AC-Coupled Electrocardiograms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 8, pp. 1834–1840, Aug 2017.

[38] E. B. Hanna and D. L. Glancy, "ST-segment depression and T-wave inversion: Classification, differential diagnosis, and caveats," *CLEVELAND CLINIC JOURNAL OF MEDICINE*, vol. 6, no. 78, p. 404—4014, 2011.

[39] Y. Min, H. Kim, Y. Kang, G. Kim, J. Park, and S. Kim, "Design of Wavelet-Based ECG Detector for Implantable Cardiac Pacemakers," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 7, no. 4, pp. 426–436, Aug 2013.

[40] N. Milosavljevic and A. Petrovic, "ST Segment Change Detection by Means of Wavelets," in *2006 8th Seminar on Neural Network Applications in Electrical Engineering*, Sep. 2006, pp. 137–140.

[41] M. S. Prakash and R. A. Shaik, "A distributed arithmetic based approach for the implementation of the sign-lms adaptive filter," in *2015 International Conference on Signal Processing and Communication Engineering Systems*, Jan 2015, pp. 326–330.

[42] X. Yue, "Determining the reliable minimum unit capacitance for the dac capacitor array of sar adcs," *Microelectronics Journal*, vol. 44, no. 6, pp. 473–478, 2013.

[43] C. Qin and Z. Cai, "Bootstrapped complementary switches for high-precision sampling," in *2023 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2023, pp. 1–5.

[44] Y. Cao, Y. Chen, Z. Ni, F. Ye, and J. Ren, "An 11b 80ms/s sar adc with speed-enhanced sar logic and high-linearity cdac," in *2018 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems (APCCAS)*, 2018, pp. 18–21.

[45] C. N. Kunnatharayil, S. Abbasi, O. Ceylan, V. Arslan, T. Zirtiloglu, and Y. Gurbuz, "A speed-enhanced asynchronous sar control logic based on two-phase handshake architecture," in *2020 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2020, pp. 1–5.

[46] Y.-H. Tsai and S.-I. Liu, "A 0.0067-mm2 12-bit 20-ms/s sar adc using digital place-and-route tools in 40-nm cmos," *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, vol. 30, no. 7, pp. 905–914, 2022.

[47] R. Gregorian, *Introduction to CMOS OPAMPs and Comparators*. John Wiley & Sons, 1999.

[48] B. Murmann, "ADC Performance Survey 1997-2023," [Online]. Available: https://github.com/bmurmann/ADC-survey.

[49] S. Fateh, P. Schönle, L. Bettini, G. Rovere, L. Benini, and Q. Huang, "A reconfigurable 5-to-14 bit sar adc for battery-powered medical instrumentation," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 62, no. 11, pp. 2685–2694, 2015.

[50] X. Yang, M. Zhao, Y. Dong, and X. Wu, "A 14.9w analog front-end with capacitively-coupled instrumentation amplifier and 14-bit sar adc for epilepsy diagnosis system," in *2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2016, pp. 268–271.

[51] Y. Shen, H. Li, H. S. Bindra, E. Cantatore, and P. Harpe, "A 14-bit oversampled sar adc with mismatch error shaping and analog range compensation," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 70, no. 5, pp. 1719–1723, 2023.

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Principales causas de muerte en países de ingresos medianos altos 3

1.2. Isquemia Cardiaca: Oclusión en las venas coronarias 3

1.3. Sistema electrico del corazón 5

1.4. Las ondas electrocardiográficas son nombradas P, Q, R, S, T, U de acuerdo al orden de aparición 5

1.5. Descripción gráfica de la desviación del segmento ST en el ECG 7

1.6. Diagrama de bloques general de un IDDS 9

1.7. Prototipo de un dispositivo implantable liberador de fármacos 10

2.1. Diagrama de bloques de un sistema implantable. 14

2.2. Diagrama a bloques de un detector automático de isquemia 15

2.3. Exactitud con una población de latidos cardíacos isquémicos y normales . . . 23

2.4. Exactitud con una población de latidos cardíacos isquémicos, normales y no - isquémicos 23

2.5. Señal ECG con a) Hipertrofia ventricular izquierda, b) Hipopotasemia, c) Hiperpotasemia, d) Pericarditis Aguda, e) Repolarización Precoz 25

2.6. Características importantes de la isquemia cardíaca y eventos no isquémicos . 28

3.1. Diagrama de bloques de la etapa de pre-procesamiento 31

3.2. Diagrama de bloques de la extracción del ancho del complejo QRS y la desviación del segmento ST. 32

3.3. La señal de ECG resaltando los picos de señal (P, Q, R, S, T) y las métricas de tiempo $\eta_{l1}, \eta_{l2}, \eta_R, \eta_{t1}, \eta_{t2}, \eta_T$. 33

3.4. Diagrama de bloques del algoritmo de clasificación de latidos propuesto. . . . 34

3.5. a) Microfotografía del Chip, Respuesta transitoria del algoritmo propuesto b) Latido isquémico c) Latido no isquémico. 35
3.6. Banco de pruebas del chip UMC180nm 36

4.1. Diagrama a bloques del algoritmo propuesto para la clasificación de latidos isquémicos. 39
4.2. Diagrama del algoritmo propuesto para la extracción de las características del ECG. 40
4.3. Señal ECG recuperada $ECG(x)$, valor absoluto $|ECG(x)$ y localización de los puntos de interés ($\eta_{l1}, \eta_{l2}, \eta_R, \eta_{t1}, \eta_{t2}$ and η_T). 41
4.4. Diagrama a bloques del clasificador implementado con lógica difusa digital. . 42
4.5. Respuesta transitoria del algoritmo para una serie de latidos, a) Latidos realmente isquémicos b) Latidos no isquémicos con desviaciones en el segmento-ST. 46
4.6. Patrón geométrico (layout) del algoritmo propuesto. 48
4.7. Representación a nivel de bloque del ADC de aproximación sucesiva con condensador de matriz dividida. 49
4.8. Finite State Machine for the Successive Approximation Logic. The first state considers a differential input where $Vin^- > Vcm$, and the second a differential input where $Vin^+ > Vcm$. 53
4.9. Transitory ADC SAR Converter $Vin^+ = V_{cm} - LBS$, $Vin^- = V_{cm} - LBS$. 54
4.10. Scheme of the proposed continuous-time comparator. 58
4.11. Comparator DC sweep response comparison. 59
4.12. FFT results at 2.56 MS/s, F_{in} = 13.760 kHz 59

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Rendimiento detectores de isquemia cardiaca 17
2.2. Comparación del rendimiento de detectores de isquemia 27

4.1. Frecuencia y duración de las curvas, segmentos e intervalos del ECG. 40
4.2. COMPARISON OF PERFORMANCE FOR ISCHEMIA HEARTBEATS CLASSIFICATION 45
4.3. Summary of electrical and biomedical signals features. 50
4.4. Considerations for the minimum unitary capacitance in UMC180nm. 51
4.5. Setup time in digital design flow Logic SAR. 56
4.6. ADC SAR propuesto para señales ECGB 60
4.7. *Hardware* Algoritmo Propuesto de 14 bits 61
4.8. Rendimiento del algortimo propuesto 61
4.9. Precisión de clasificación medida del algoritmo propuesto para el latido cardíaco isquémico (registradores de ECG con eventos isquémicos) 63
4.10. Precisión de clasificación medida del algoritmo de latido cardíaco isquémico propuesto (registradores de ECG con frecuencia no isquémica y normal)) . . . 64