



**TÍTULO DEL TRABAJO DE GRADO**

EVALUACIÓN DE TRES ALGORITMOS BASADOS EN ANÁLISIS DE COMPONENTES  
INDEPENDIENTES (ICA) PARA LA EXTRACCIÓN DEL ELECTROCARDIOGRAMA  
FETAL NO INVASIVO EMPLEANDO LA HERRAMIENTA FECGSYN MEDIANTE LOS  
PARÁMETROS F1 Y MAE

**AUTOR**

Eder Alexander Moya Marulanda  
CC:1098665223

**UNIDADES TECNOLÓGICAS DE SANTANDER  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES E INGENIERIAS  
TECNOLOGIA EN OPERACIÓN Y MANTENIMIENTO ELECTROMECHANICO  
BARRANCABERMEJA SANTANDER  
21-11-2017**



**TÍTULO DEL TRABAJO DE GRADO**

EVALUACIÓN DE TRES ALGORITMOS BASADOS EN ANÁLISIS DE COMPONENTES  
INDEPENDIENTES (ICA) PARA LA EXTRACCIÓN DEL ELECTROCARDIOGRAMA  
FETAL NO INVASIVO EMPLEANDO LA HERRAMIENTA FECGSYN MEDIANTE LOS  
PARÁMETROS F1 Y MAE

**AUTOR**

Eder Alexander Moya Marulanda  
cc:1098665223

**Trabajo de Grado para optar al título de  
TECNOLOGO EN OPERACION Y MONTAJE ELECTROMECHANICO**

**DIRECTOR**

LUIS OMAR SARMIENTO ÁLVAREZ

**GRUPO DE INVESTIGACION– DIANOIA**

**UNIDADES TECNOLÓGICAS DE SANTANDER  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES E INGENIERIA  
TECNOLOGIA EN OPERACIÓN Y MONTAJE ELECTROMECHANICO  
BARRANCABERMEJA SANTANDER  
21-11-2017**

Nota de Aceptación

---

---

---

---

---

Firma del jurado

---

Firma del Jurado

## DEDICATORIA

“Dedico este trabajo primeramente a Dios, quien es quien me ha entregado todos los beneficios que tengo en mi vida, y por ayudarme a culminar este proyecto. A mis padres por apoyarme incondicionalmente y ser parte importante en mi proceso de estudio”.

Eder Moya Marulanda

## AGRADECIMIENTOS

A dios por darme todas las capacidades y talentos para afrontar retos como culminar este proyecto, y llevar una vida plena para terminar las metas que ponga en mi vida, mi familia que siempre ha creído en mí y me apoya en todos los compromisos en los que me encamino, al director del proyecto por ayudarme con sus conocimientos y compromiso, para terminar mi proyecto de la mejor manera”

Eder Moya Marulanda

**TABLA DE CONTENIDO**

<b>RESUMEN EJECUTIVO.....</b>	<b>9</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>10</b>
<b>1. DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN .....</b>	<b>11</b>
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	11
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	13
1.3. OBJETIVOS .....	14
1.3.1. OBJETIVO GENERAL .....	14
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	14
1.4. ESTADO DEL ARTE / ANTECEDENTES .....	15
<b>2. MARCOS REFERENCIALES .....</b>	<b>17</b>
2.1. MARCO TEORICO .....	17
2.2. MARCO CONCEPTUAL .....	19
<b>3. DESARROLLO DEL TRABAJO DE GRADO .....</b>	<b>23</b>
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>24</b>
<b>5. CONCLUSIONES .....</b>	<b>37</b>
<b>6. RECOMENDACIONES.....</b>	<b>38</b>
<b>7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>39</b>

## LISTA DE FIGURAS

figura 1. Electrocardiograma y sus partes.....	20
figura 2: simulación de la muestra de datos .....	21

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Promedio total para primera simulación con corte de 3HZ .....	25
Tabla 2. Caso baseline corte de 3 Hz .....	26
Tabla 3. Tabla 3. Caso cero corte de .....	27
Tabla 4. Tabla 4, caso uno corte de 3 HZ.....	27
Tabla 5. Caso dos simulación de corte 3 Hz.....	28
Tabla 6. Caso tres simulación de corte 3 Hz.....	29
Tabla 7. caso cuatro simulación de corte 3HZ.....	29
Tabla 8. Caso cinco simulación de corte 3Hz.....	30
Tabla 9. Promedio total para segunda simulación con corte 0.5Hz.....	31
Tabla 10. Caso baseline simulación corte 0.5Hz.....	32
Tabla 11. Caso cero simulación corte 0.5Hz.....	32
Tabla 12. Caso uno simulación corte 0.5Hz.....	33
Tabla 13. Caso dos simulación corte 0.5Hz.....	33
Tabla 14. Caso tres simulación corte 0.5Hz.....	34
Tabla 15. Caso cuatro simulación corte 0.5 Hz.....	34
Tabla 16. Caso cinco simulación corte 0.5Hz.....	35
Tabla 17. Resultados generales del comportamiento de los algoritmos en cada corte.....	36



## RESUMEN EJECUTIVO

El electrocardiograma fetal FECG puede ser obtenido de dos formas: invasivo y no invasivo. El FECG no invasivo consiste en la extracción de los impulsos eléctricos del feto mediante electrodos ubicados en el abdomen de la madre y se emplean técnicas de procesamiento de señal para extraer la actividad fetal.

De forma similar a como se hace en las personas adultas con el ECG, también resulta interesante poder obtener el registro electrocardiográfico del corazón de las primeras etapas de vida, es decir, antes del nacimiento del bebé. Este tipo de registros se denominan ECG fetal (FECG) y son de gran utilidad para conocer si el desarrollo del feto es adecuado, así como para prevenir o tener constancia antes del parto de patologías cardíacas infantiles.

El proyecto consistió en comparar tres algoritmos para la extracción del FECG, los cuales serán suministrados por el semillero de Investigación GITEDI. Se utilizó la herramienta FECGSYN para realizar un análisis comparativo del desempeño de los algoritmos empleando como parámetros de desempeño el Intervalo F1, y error medio absoluto MAE, en una base de datos de prueba de señales sintéticas. Los resultados arrojados nos permitieron evaluar los desempeños de los algoritmos utilizados y así seleccionar los de mejor desempeño para la obtención de valores más exactos y obtener diagnósticos de manera no invasiva.

Según los datos obtenidos, se observó que los algoritmos EFICA y JEDEICA fueron los algoritmos que obtuvieron el mejor comportamiento a la hora de ser evaluados bajo los parámetros F1 y MAE, ya que fueron los más exactos y consistentes, y esto nos permite utilizarlos en bases de datos nuevas.

**PALABRAS CLAVE.** Electrocardiograma fetal ( FECG), Impulsos eléctricos, patologías cardíacas infantiles, algoritmos e intervalos.

## INTRODUCCIÓN

El presente proyecto es una investigación de tipo comparativo, realizado con cuatro algoritmos, que tiene por objetivo comparar el desempeño en la tarea de extraer el electrocardiograma fetal (FECG) a partir del electrocardiograma abdominal (AECG), con el fin de clasificar los resultados respecto a los producidos por algoritmos de referencia. A su vez la investigación tiene un enfoque fundamentalmente cuantitativo puesto que busca medir el desempeño de varios algoritmos para extracción del electrocardiograma fetal (FECG) empleando los parámetros F1, y Error medio absoluto MAE.

El proyecto consiste en comparar cuatro algoritmos para la extracción del FECG, los cuales serán suministrados por el semillero de Investigación GITEDI. Se utilizará la herramienta FECGSYN, según (Andreotti, 2016), la herramienta FECGSYN se creó recientemente con el fin de: "solventar la escasez de bases de datos públicas disponibles, unificar la gran variedad de medidas de desempeño empleadas y la falta de algoritmos de referencia de código abierto existentes". Para realizar un análisis comparativo del desempeño de los algoritmos empleando como parámetros de desempeño el Intervalo F1, y error medio absoluto MAE, en una base de datos de prueba de señales sintéticas.

El método empleado para solución del problema es de tipo computacional, en este caso en específico por medio de una tabla de datos extraída de la caja de herramientas FECGSYN que es de carácter público y está al alcance para el uso de esta investigación, se le suministró al programa de simulación. El programa toma estos datos y por medio de un algoritmo se le indica que debe hacer con las datos y así diseñar una cantidad de señales y repeticiones de los datos para simular hechos reales y de este modo poder estudiarlos y analizarlos para determinar cuál es el mejor algoritmo para aplicar en la vida real y lograr el objetivo final de poder estudiar los electrocardiogramas fetales de una manera no invasiva hacia el feto en estudio.

## 1. DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

### 1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El diagnóstico oportuno de una enfermedad cardíaca durante las primeras etapas de gestación es uno de los retos del mundo moderno y la principal preocupación de los futuros padres. La realización de exámenes como el electrocardiograma fetal FECG es de suma importancia para el diagnóstico de enfermedades cardíacas congénitas.

El FECG puede ser obtenido de dos formas: invasivo y no invasivo. En el FECG invasivo se ubican electrodos en la cabeza del feto segundos antes de su nacimiento. Este método solo es útil en el momento del parto y puede ocasionar estrés al feto y a la madre. El FECG no invasivo consiste en la ubicación de electrodos superficiales sobre el abdomen de la madre para posterior extracción de los impulsos eléctricos del feto mediante técnicas de procesamiento de señal.

Durante las últimas décadas, se han publicado estudios sobre la extracción del electrocardiograma fetal no invasivo (NI-FECG) a partir de registros abdominales. La mayoría de estas contribuciones afirman obtener excelentes resultados en la detección de los complejos QRS fetales (FQRS) en términos de localización. Un pequeño subconjunto de autores ha investigado la extracción de características morfológicas. Sin embargo, debido a la escasez de bases de datos públicas disponibles, a la gran variedad de medidas de desempeño empleadas y a la falta de algoritmos de referencia de código abierto, la mayoría de las contribuciones no pueden evaluarse de manera significativa (Andreotti, 2016)

El semillero de investigación en Tecnologías Disruptivas GITEDI, dispone de diversos algoritmos para la extracción del FECG, los cuales deben ser evaluados empleando una metodología estándar que permita validar los resultados al compararlos con los obtenidos por otros investigadores. Tal metodología debe incluir una base de datos pública sintética que permita simular diversos ajustes definidos por el usuario, por ejemplo, las fuentes de ruido, la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca, la rotación del corazón materno y ejes fetales debido a la respiración, el movimiento del feto, contracciones, latidos ectópicos y embarazos múltiples. Para la una evaluación comparativa de estos nuevos algoritmos deben emplearse rutinas estandarizadas para la detección del FQRS, para creación de plantillas y para segmentación del ECG fetal, así como parámetros de desempeño que se enfoquen en la detección de FQRS y el análisis morfológico del FECG.

Por lo anterior se hace necesario emplear un marco de código abierto para la realización de pruebas de estrés a algoritmos de extracción de FECG no invasivo, de tal forma que los resultados de los diferentes algoritmos puedan ser comparados entre sí y comparados con los producidos por algoritmos de otros investigadores, permitiendo establecer si las nuevas metodologías producen resultados que superen el estado del arte en términos de

la extracción del FECG no invasivo. Adicionalmente, los resultados obtenidos pueden ser verificados fácilmente por otros investigadores.

La pregunta de investigación es la siguiente ¿Cómo puede implementarse un análisis comparativo de algoritmos para la extracción de FECG, a partir de pruebas de estrés, empleando parámetros de desempeño que se enfoquen en la detección de FQRS y el análisis morfológico del FECG?

## 1.2. JUSTIFICACIÓN

La electrocardiografía fetal no invasivo consiste en la extracción del electrocardiograma fetal a partir del electrocardiograma abdominal obtenido mediante electrodos ubicados en el abdomen de la madre. Esta tarea constituye un reto ya que el ECG abdominal contiene además del FEKG, al ECG de la madre, solapados en frecuencia, y a otras diversas fuentes de ruido que dificultan la extracción. Se hace necesario entonces emplear técnicas de procesamiento de señal para extraer la actividad fetal.

La herramienta FECSGYN (Andreotti, 2016), se creó recientemente con el fin de solventar la escasez de bases de datos públicas disponibles, unificar la gran variedad de medidas de desempeño empleadas y la falta de algoritmos de referencia de código abierto existentes.

La herramienta FECSGYN contiene una base de datos pública que permite simular diversos ajustes definidos por el usuario, por ejemplo, las fuentes de ruido, la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca, la rotación del corazón materno y ejes fetales debido a la respiración, el movimiento del feto, contracciones, latidos ectópicos y embarazos múltiples. Contiene también algoritmos de separación basados en separación de fuente ciega (BSS), sustracción de plantilla (TS) y métodos adaptativos (AM). Posee además los recursos necesarios para hacer un análisis comparativo de algoritmos con parámetros F1, y error medio absoluto MAE.

Por lo tanto FECSGYN es una herramienta óptima para la prueba de algoritmos ya que posee las herramientas necesarias para hacer un análisis comparativo y al emplear un marco de código abierto que permitirá que otros investigadores validen los resultados obtenidos.

### **1.3. OBJETIVOS**

#### **1.3.1. OBJETIVO GENERAL**

Evaluar tres algoritmos para la extracción del Electrocardiograma Fetal no invasivo empleando la herramienta FECGSYN mediante los parámetros F1, y Error Medio Absoluto MAE.

#### **1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Describir las diferentes opciones para generación, análisis e interpretación de resultados de la herramienta FECGSYN.
- Realizar un análisis comparativo de tres algoritmos basados en Análisis componentes independientes (ICA) de para la extracción del Electrocardiograma fetal no invasivo empleando la base de datos FECGSYNDB.
- Medir el desempeño de cada uno de los algoritmos por medio de los parámetros F1, y Error Medio Absoluto (MAE) para ser comparados y seleccionar el de mejor comportamiento para aplicar en los resultados.

#### 1.4. ESTADO DEL ARTE / ANTECEDENTES

M. Cremer en el año 1906, fue el primero en observar el ECG Fetal. “Los primeros trabajos en este campo se llevaron a cabo utilizando el aparato galvanométrico de ese tiempo, que estaban limitadas por la escasa amplitud de las señales fetales” (Reza Sameni, 2010). Dándose a conocer por primera vez el FECG, según (Martinez Sober, 2000) presenta datos históricos como:

Durante los siguientes 25 años hubo pocos trabajos relacionados con el tema, hasta que Maekawa y Toyoshima introdujeron el amplificador mediante tubo de vacío para la detección del electrocardiograma fetal. A partir de este instante el volumen de publicaciones fue en aumento, y en muchos casos con resultados inconsistentes. La utilidad que se daba a los registros abdominales en esta época fue muy variada: determinación de la posición fetal, si el feto estaba vivo o muerto, presencia de gemelos, problemas cardíacos congénitos y la evolución del estado general del feto. El mayor impulsor de la electrocardiografía fetal abdominal fue Larks que indicó la posibilidad de obtener el electrocardiograma fetal con complejos discernibles a las 11 semanas de gestación.

Varios años después el FECG solo prueba su utilidad para la determinación del ritmo cardíaco en los fetos, con el paso de los años se va registrando la manera como va evolucionando según (Álvarez Vázquez, 2010) se puede agregar que:

Sureau (1956) describía por primera vez un electrodo de cuero cabelludo que se colocaba manualmente sobre el feto. Por su parte, Hunter y sus colaboradores empleaban un electrodo que podía ser enganchado y retenido en el cuero cabelludo fetal, mientras se colocaban un segundo electrodo en el periné de la mujer y un tercero en su pierna derecha. En los años 1960 se introducen modificaciones en los electrodos y ya en 1972 estuvo disponible el electrodo de cuero cabelludo fetal en espiral. No se debe dejar de mencionar la otra forma popular de electrodo, que fue el clip de Copeland, ya popularizado en los años de 1976.

A pesar de los pocos avances entre el tiempo que pasa entre un descubrimiento y otro se continua con los estudios y avances para mejorar los resultados obtenidos en el electrocardiograma fetal, el proceso se encontraba con importantes dificultades la principal de ellas según “la señal fetal se encontraba con la señal de ECG materno mucho más intensa y se superponía. Era deseable un trazado que estuviera relativamente libre de elementos maternos” (Álvarez Vázquez, 2010). Para dar solución a este problema se continúan los estudios, enfocados en la solución de estos aspectos principalmente descritos como: “la utilización de nuevas técnicas que permitan mejorar la calidad de las señales abdominales obtenidas, ya que cualquier estudio que se desee realizar sobre la señal fetal, se basa casi directamente en algún método de cancelación materna y mejora de la relación señal ruido” (Martinez Sober, 2000).

Con la evolución de la informática y las técnicas de procesamiento de señales, han sido muchos los estudios y trabajos publicados sobre la extracción de ECG fetal no invasivo, para esto se han empleado diferentes técnicas entre las que se encuentran “filtros lineales y filtros adaptativos, Wavelets, Descomposición en Valores singulares, Separación Ciega (BSS) o Semi-ciega de Fuentes (SBSS), y transformaciones no lineales “ (Luis Omar Sarmiento Avarez, 2014).

El método más empleado para extraer el FECG es la separación ciega de fuentes (BSS), ya que este método supera a los basados en filtros adaptativos y a los basados en transformaciones no lineales pues estos tienen una mayor carga computacional y el ajuste de algunos de los parámetros debe hacerse de manera empírica (Luis Omar Sarmiento Avarez, 2014).

El planteamiento del problema de la separación del ECG fetal por BSS puede ser resuelto empleando básicamente dos metodologías, el Análisis de Componentes Principales (PCA) y el Análisis de Componentes independientes (ICA) (Reza Sameni G. C., 2010). Otros autores han propuesto metodologías que combinan PCA e ICA mediante los algoritmos COMBI y MULTICOMBI (Luis Omar Sarmiento Avarez, 2014).

La mayoría de las contribuciones en este campo no pueden evaluarse de manera significativa, según (Andreotti, 2016), ya que cada investigador puede emplear diferentes bases de datos y emplear medidas de desempeño diferentes. Debido a la escasez de bases de datos públicas disponibles, a la gran variedad de medidas de desempeño empleadas y a la falta de algoritmos de referencia de código abierto, con el fin de suplir estas falencias, se desarrolló el año 2013 el Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013, en el cual participaron 56 grupos, cuyos resultados más significativos fueron recopilados y publicados en el año 2016 en la herramienta denominada FECGSYN. El artículo que describe esta herramienta titulado “An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms” (F. Andreotti, 2016), describe que la herramienta cuenta con algoritmos para generar señales abdominales sintéticas, para realizar diferentes tipos de filtrado, para detectar los complejos QRS materno, para extraer el FECG y algoritmos de comparación de resultados, entre otros.

El experimento en este proyecto se basa en realizar la simulación bajo dos criterios, usando dos diferentes tipos de medida de onda para analizar si existen cambios entre ellas, y aplicarle los mismos algoritmos en ambas en la manera como se menciona aquí según (Andreotti, 2016)

Las señales abdominales se pre procesaron usando filtros Butterworth de paso alto y bajo. Un paso bajo frecuencia de corte de 100 Hz se utilizó en todos los experimentos. Los primeros dos experimentos usados un filtro de paso alto de paso bajo y quinto orden de tercer orden con un corte a 3 Hz. Mientras tanto experimento 3 hizo uso de un filtro de paso bajo de séptimo orden y un filtro de paso alto de octavo con corte a 0,5 Hz, con el fin de preservar la mayor parte de la onda T fetal.



## 2. MARCOS REFERENCIALES

### 2.1. MARCO TEORICO

Una de los problemas que se presentaban al aplicar estos algoritmos es la mezcla de las señales, según (puntoNet, 2003), numerosos algoritmos se han aplicado al conocido efecto “cocktail party”, presente cuando varios locutores hablan al mismo tiempo en una red de micrófonos; el éxito de los procedimientos consiste en separar cada una de estas señales de voz y escucharlas una a una sin influencia de las demás, como si sólo uno de los locutores hablase a la vez mientras los demás están callados. Es un concepto más amplio que el de “eliminación de ruido”. Al realizar la separación, las voces recuperadas o fuentes individuales se denominan ahora “componentes independientes”, de ahí el término análisis en componentes independientes (“Independent Component Analysis, ICA”) íntimamente ligado al de separación ciega de fuentes. Este fenómeno “cocktail party” como lo describe el ejemplo anterior se refiere a multitud de señales que se registran en la toma del electrocardiograma a una mujer en gestación.

Para estas señales en particular se aplica la separación ciega de fuentes (BSS), que consiste en recuperar un grupo de señales o fuentes que no se han podido observar directamente, a partir de otro grupo de señales u observaciones obtenidas como mezclas de las fuentes. Si la mezcla es lineal y sin ruido, se tiene  $\mathbf{x}=\mathbf{A}\mathbf{s}$ , donde  $\mathbf{x}$  son las observaciones,  $\mathbf{s}$  las fuentes y  $\mathbf{A}$  es la matriz de mezcla que contiene los coeficientes que representan la transformación lineal entre fuentes y observaciones. El problema de BSS se resuelve al encontrar una transformación lineal que cumpla con  $\mathbf{s} = \mathbf{W}\mathbf{x}$ , con  $\mathbf{W}$  la matriz de transformación inversa de tal forma que  $\mathbf{W}=\mathbf{A}^{-1}$ .

Para resolver este problema se han propuesto diferentes metodologías basadas principalmente en Análisis de Componentes Principales (PCA) y en Análisis de Componentes Independientes (ICA). La diferencia subyacente entre PCA e ICA está en los supuestos que sirven de fundamento a las funciones de distribución de probabilidad de las señales contenidas en  $\mathbf{x}$ . PCA asume que  $\mathbf{x}$  tiene una función de distribución Gaussiana que está completamente determinada por sus estadísticos de segundo orden, mientras que ICA asume que las fuentes  $\mathbf{x}$  son estadísticamente independientes y no Gaussianas y que su función de distribución está determinada por sus estadísticos de orden superior.

Una forma de implementar PCA es usar la Descomposición en Valores Singulares (Singular Value Decomposition, SVD) de la forma  $\mathbf{x}=\mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T$ , donde  $\mathbf{V}^T$  es la matriz de autovalores, de tal forma que  $\mathbf{W}=\mathbf{V}^T$ . En este caso sobresale el algoritmo de SOBI (second order blind identification) y su versión mejorada WASOBI (Weights-Adjusted Second Order Blind Identification) propuesta por (Yeredor, 2000) .

El objetivo de ICA es obtener una estimación  $\hat{\mathbf{A}}$  de la matriz de mezcla  $\mathbf{A}$ , para calcular su matriz inversa  $\mathbf{W}$  y así estimar las fuentes mediante  $\mathbf{s} \approx \mathbf{W}\mathbf{x}$ . ICA requiere medir la Gaussianidad de las fuentes por medio de funciones de contraste como la kurtosis, la

negentropía o alguna aproximación de esta última que permita disminuir el coste computacional que requiere su cálculo. En esta línea sobresale el algoritmo FASTICA creada por (Hyvarinen, 1999) y su versión mejorada EFICA creada por (Koldovsky & Tichavsky, 2006). Según (D. Taralunga, 2011) Los métodos basados en ICA son los más empleados para el análisis del AECG, debido a que se considera que las fuentes son predominantemente no Gaussianas y estadísticamente independientes una de la otra. Sin embargo, puesto que las señales del mundo real tienen tanto componentes Gaussianas como no Gaussianas, hoy día están disponibles algoritmos que incorporan ICA y PCA, denominados COMBI y MULTICOMBI.

Los algoritmos utilizados evalúan las señales a partir del análisis de las señales independientes, por medio de estos cuatro algoritmos son EFICA, JADEICA, ICADEF e ICASYM se estudian los resultados de la simulación de señales.

El algoritmo EFICA se puede definir según (Koldovsky & Tichavsky, 2006) como: Es uno de los algoritmos más populares para el análisis de componentes independientes (ICA), desmezclando un conjunto de fuentes estadísticamente independientes que se han mezclado linealmente.

Algoritmo JADEICA se define como: Es un algoritmo para el análisis de componentes independientes que separa las señales mixtas observadas en señales de fuente latente explotando los momentos de cuarto orden. Los momentos de cuarto orden son una medida de no Gaussianidad, que se usa como un proxy para definir la independencia entre las señales de origen (Dale Davis, 2008).

## 2.2. MARCO CONCEPTUAL

**Electrocardiograma (ECG).** Según (C. Castellano, 2004) se puede definir como:

El electrocardiograma es un método de utilidad diagnóstica basado en el registro de la actividad eléctrica del corazón. Esta actividad eléctrica se registra desde la superficie corporal del paciente y se dibuja en un papel mediante una representación gráfica o trazado, donde se observan diferentes ondas que representan los estímulos eléctricos de las aurículas y los ventrículos. El equipo que realiza estas mediciones es el electrocardiógrafo.

La actividad eléctrica cardíaca se recoge a través de una serie de cables conectados a la superficie del individuo. Con 10 electrodos se consiguen obtener 12 derivaciones, es decir, se dibujan en el papel 12 trazados de los impulsos eléctricos del corazón desde diferentes puntos del cuerpo. Se pueden obtener derivaciones extra si se añaden más electrodos a la superficie corporal, pero el electrocardiograma básico debe constar como mínimo de 12 derivaciones. El electrocardiograma de una persona sana presenta un trazado particular; cuando aparecen cambios en ese trazado el médico puede determinar si existe un problema.

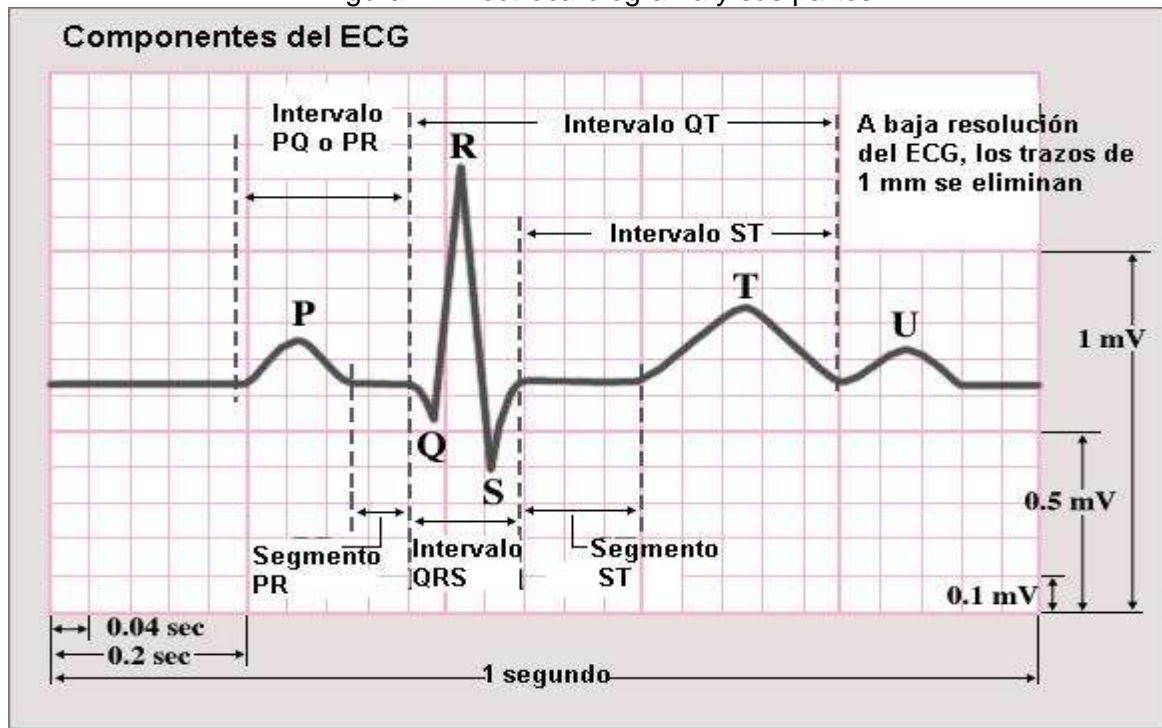
**Electrocardiograma fetal (FECG).** Según (Medilineplus, 2017), se puede definir como:

La ecocardiografía fetal es un examen que utiliza ondas sonoras (ecografía) para evaluar el corazón del bebé en busca de problemas antes del nacimiento.

Forma en que se realiza el examen: la ecocardiografía fetal es un examen que se hace mientras el bebé todavía está en el útero. Con frecuencia, se realiza durante el segundo trimestre del embarazo. Esto es cuando la mujer tiene aproximadamente de 18 a 24 semanas de gestación.

El procedimiento es similar al de una ecografía del embarazo. Usted se acostará para dicho procedimiento. El examen se puede llevar a cabo en el abdomen (ecografía abdominal) o a través de la vagina (ecografía transvaginal). En una ecografía abdominal, la persona que lleva a cabo el examen aplica un gel claro a base de agua sobre el abdomen, mueve una sonda portátil sobre la zona. La sonda emite ondas sonoras, las cuales rebotan desde el corazón del bebé y crean una imagen de este órgano en una pantalla de computadora.

Figura 1. Electrocardiograma y sus partes



Fuente: <http://elmercaderdelasalud.blogspot.com.co/2012/02/el-corazon-ix.html>

**Intervalo QRS.** Según (Dale Davis, 2008) es la representación gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón formando una estructura picuda en el electrocardiograma. El complejo QRS aparece después de la onda P y, por tener los ventrículos más masa que las aurículas cardíacas, el complejo QRS es de mayor tamaño que la onda P.

**Intervalo QT.** Según (Dale Davis, 2008) es la medida del tiempo entre el comienzo de la onda Q y el final de la onda T en el electrocardiograma. Este intervalo representa la despolarización y repolarización ventriculares

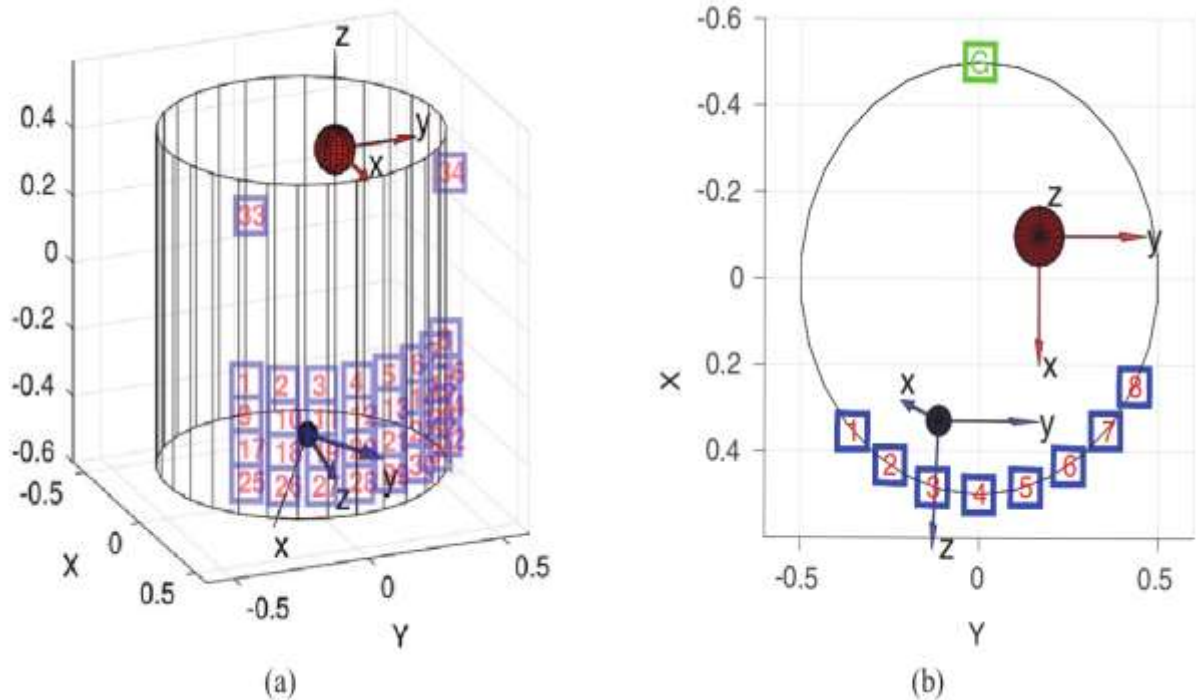
**Segmento ST.** El segmento ST representa la primera parte de la repolarización ventricular. El segmento ST es la línea desde el final del complejo QRS al comienzo de la onda T. Normalmente, el segmento ST es plano con respecto a la línea basal.

**FECGSYN.** “caja de herramientas es una plataforma de referencia de código abierto para la investigación en electrocardiografía fetal no invasiva, producto de una colaboración entre el Departamento de Ingeniería de la Universidad de Oxford (DES-OX), el Instituto de Ingeniería Biomédica, TU Dresden (CICM-TUD) y la Facultad de Ingeniería Biomédica en el Instituto Tecnológico de Israel (BME-IIT)” (andretti, 2014).

**FECGSYNDB.** Según (Andreotti, 2016) es una gran base de datos de señales simuladas de ECG fetal adulto y no invasivo (NI-FECG), que proporciona un recurso sólido que permite la investigación reproducible en el campo. Los datos se generan utilizando el simulador *FECGSYN*.

El simulador representa corazones maternos y fetales como dipolos puntuales con diferentes magnitudes y posiciones espaciales. Esta versión actual obtiene mezclas materno-fetales al tratar cada componente de la señal abdominal como una fuente individual, cuya señal se propaga a los puntos de observación ("electrodos"). Por lo tanto, esta base de datos puede proporcionar archivos de formas de onda separadas para cada fuente de señal. El conductor de volumen modelado, muestreado a partir de 34 canales (32 abdominales y 2 canales de referencia ECG maternos), se muestra en la Fig. 2 a continuación (tomado de Andreotti et al., 2016).

Figura 2: simulación de la muestra de datos



**Figura 2.** Vista lateral (a) y superior (b) del conductor de volumen. Se muestran las posiciones de corazones fetales (esfera pequeña, azul) y materna (esfera más grande, roja).

**Fuente:** (Fernando Andreotti, 2016). "An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms". CrossMark. Atlanta, USA.

Para esta base de datos, se simularon diez embarazos diferentes. Para cada sujeto gestante simulado, se consideraron y simularon siete eventos fisiológicos diferentes como se describe a continuación:

<b>Caso</b>	<b>Descripción</b>
Base	Mezcla abdominal (sin ruido ni eventos)
0	Línea base (sin eventos) + ruido
1	Movimiento fetal + ruido
2	Aceleración / desaceleraciones de MHR / FHR + ruido
3	Contracción uterina + ruido
4	Golpes ectópicos (tanto para el feto como para la madre) + ruido
5	NI-FECG adicional (embarazo gemelar) + ruido

Además de esto, había cinco niveles diferentes de ruido aditivo y 5 repeticiones para cada combinación de configuraciones.

En total, se produjeron un total de 10 (gestantes simuladas) x 7 (casos) x 5 (niveles de SNR) x 5 (repeticiones) = 1750 señales sintéticas, totalizando 145.8 horas de datos multicanal con 1.1 millones de picos fetales. Cada simulación tuvo una duración de 5 minutos y se tomaron muestras a 250 Hz con una resolución de 16 bits. Para obtener más detalles técnicos, consulte la sección 2.1 de Andreotti et al., 2016

**F1**, es un parametro que mide el grado en el que el algoritmo presenta informacion relevante, a travez del calculo de la proporcion de items que son preferidos y recomendados.

**MAE** el error medio absoluto es una medida comun de error de pronostico en analisis de series de tiempos, la serie de tiempo es es homogenea o igualmente espaciada y las dos series de tiempos deben ser identicas en tamaño.

### 3. DESARROLLO DEL TRABAJO DE GRADO

El proyecto se llevó a cabo de la siguiente manera, siguiendo paso a paso cada uno de estos puntos asignados:

**Recolección de información:** En esta etapa se recolecto la información sobre la herramienta FECGSYN respecto a cómo se debía manejar la herramienta, las diferentes opciones que incluye y la interpretación de los resultados.

**Análisis de algoritmos.** En esta etapa se analizaron los parámetros de entrada y salida de los algoritmos para su idóneo funcionamiento.

**Análisis comparativo:** Se procedió a realizar un análisis comparativo de los algoritmos obtenidos por el grupo de investigación DIANOIA y los de la base de datos de la herramienta FECGSYN. Se compararán los resultados según los parámetros F1, y Error medio absoluto MAE.

El Análisis de resultados e informe se hicieron a partir de la comparación de los resultados de los algoritmos usados, los cuales son el F1, y error medio absoluto MAE respectivamente. Se plasmaron los resultados de las etapas, en este caso hacemos referencias a los datos obtenidos en cada caso en particular estudiado, que se observa que sus variables son la cantidad de ruido calculado en escalas de decibeles en los diferentes tipos de casos a los que fueron sometidos.

## 4. RESULTADOS

En las tablas de datos se muestran los resultados obtenidos de la simulación en cada caso descrito anteriormente, estas simulaciones se realizan dos veces, con la misma cantidad de casos fisiológicos mencionados; además de esto, había cinco niveles diferentes de ruido aditivo que son de 0dB, 3dB, 6dB, 9dB hasta 12dB, y 5 repeticiones para cada combinación de ajustes.

En total se obtuvieron un total de 10 (embarazos simulados) x 7 (casos) x 5 (niveles de SNR) x 5 (repeticiones) = 1750 señales sintéticas, totalizando 145,8 horas de datos multicanal con 1,1 millones de picos fetales. Cada simulación tenía una duración de 5 minutos, y se muestreó a 250 Hz con una resolución de 16 bits. En ambos casos para las señales abdominales usando filtros Butterworth de paso alto y bajo. Un paso bajo con una frecuencia de corte de 100 Hz que se utilizó en ambas las simulaciones.

La primera simulación usa un filtro de paso alto y bajo de quinto y tercer orden con un corte a 3 Hz. Mientras tanto los resultados de la segunda simulación se usó un filtro de paso bajo de séptimo orden y un filtro de paso alto de octavo con corte a 0,5 Hz, con el fin de preservar la mayor parte de la onda T fetal. Los datos obtenidos serán evaluados bajos los parámetros de F1 y MAE.



En la primera tabla se realiza un promedio general de todos los resultados que fueron arrojados en cada uno de los algoritmos aplicados y bajo la evaluación de los dos parámetro en los que fue evaluado (F1 y MAE), en las siguientes tablas se realizan los promedios y el desempeño de cada algoritmo bajo un caso de estudio en particular.

**Tabla 1. Promedio total para primera simulación con corte de 3HZ**

Promedio total primera simulación corte de 3Hz								
Sumatoria niveles de ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
(0dB-12dB)	0,92662	<b>6,62795</b>	0,93909	5,69215	0,94305	5,91743	<b>0,94460</b>	5,14619

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Las siguientes tablas son para cada caso morfológico, aplicado a la primera simulación de corte de 3Hz

**Tabla 2. Caso baseline corte de 3 hz**

Caso baseline								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.8282	<b>8.1275</b>	0.9890	4.8466	0.9838	6.2653	<b>0.9967</b>	5.2941
3 dB	0.8378	<b>7.4856</b>	0.9799	5.8278	<b>0.9848</b>	5.9240	0.9705	5.1480
6 dB	0.8420	<b>8.1619</b>	0.9887	5.1927	0.9847	5.8070	<b>0.9945</b>	5.0082
9 dB	0.8000	<b>8.4264</b>	0.9875	5.1603	0.9939	6.4797	<b>0.9942</b>	5.6334
12 dB	0.8194	<b>9.3146</b>	<b>0.9889</b>	5.7700	0.9813	7.1254	0.9880	5.1577

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Para el primer caso, llamado baseline (Mezcla abdominal sin ruido ni eventos), podemos observar que se han señalado el mejor resultado de cada parámetro en cada caso de nivel de ruido, y en simultáneo con cada uno de los cuatro algoritmos que fueron utilizados. Para el nivel de ruido de cero dcb, seis dcb y nueve dcb, el algoritmo que tuvo mejor resultado en el parámetro F1 fue JADEICA; los dos niveles de ruidos faltantes se dieron para los algoritmos ICADEF y ICASYM.

Con respecto al parámetro MAE se observa un contundente resultado para el algoritmo EFICA ya que en todos los niveles de ruido el algoritmo obtuvo todos los mejores resultados.

**Tabla 3. Caso cero corte de 3Hz**

Caso cero								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9424	<b>6.5668</b>	0.9763	5.6832	<b>0.9774</b>	6.5311	0.9604	5.5317
3 dB	0.9697	<b>7.1756</b>	0.9663	5.9025	0.9767	5.3601	<b>0.9855</b>	4.8840
6 dB	0.9800	<b>6.2962</b>	0.9779	5.3052	0.9926	6.2097	<b>0.9955</b>	5.1293
9 dB	0.9770	<b>6.8684</b>	0.9849	5.6860	0.9895	6.0305	<b>0.9947</b>	5.1280
12 dB	0.9463	<b>7.4573</b>	0.9883	5.1995	0.9787	7.1518	<b>0.9971</b>	5.5384

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso cero (Línea base (sin eventos) + ruido)

Se observa que el algoritmo JADEICA mantiene la tendencia de sacar la mayoría de los mejores resultados del parámetro F1, en este caso solo uno de los datos no perteneció al algoritmo. Y se encontró ubicado en el algoritmo ICASYM en el nivel de ruido de cero dB.

En el parámetro MAE se mantiene la tendencia del algoritmo EFICA, ya que volvió a obtener los mejores datos y sacó de nuevo todos los datos, mostrando que es el algoritmo que se va inclinando como el mejor para usar con este parámetro.

**Tabla 4, caso uno corte de 3 HZ**

Caso uno								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9574	5.9505	0.9753	5.4759	0.9753	<b>6.2012</b>	<b>0.9821</b>	4.6899
3 dB	<b>0.9779</b>	<b>5.8517</b>	0.9766	5.3285	0.9760	5.2845	0.9736	4.7847
6 dB	<b>0.9836</b>	<b>6.5045</b>	0.9767	6.1991	0.9805	5.6470	0.9778	4.9941
9 dB	0.9889	6.3072	<b>0.9892</b>	5.4813	0.9851	<b>6.3598</b>	0.9809	4.8234
12 dB	<b>0.9746</b>	<b>5.5723</b>	0.9713	5.2780	0.9727	5.3950	0.9656	4.7859

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso uno (Movimiento fetal + ruido)

En este caso el algoritmo JADEICA solo obtuvo un valor, en el nivel de ruido de cero dB, y marco más una tendencia de favoritismo para el algoritmo EFICA, ya que compartió ambos parámetros, mostrándose como un algoritmo que maneja ambos parámetros de la mejor manera.

Parámetro MAE, el algoritmo efica obtuvo la misma cantidad de valores que en el parámetro F1, y en este caso en particular se compartieron los valores en los mismos niveles de ruido (tres dB, seis dB y doce dB).

**Tabla 5. Caso dos simulación de corte 3 Hz**

Caso dos								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9597	5.5181	0.9795	<b>6.0178</b>	0.9869	5.3197	<b>0.9906</b>	4.8569
3 dB	0.9889	<b>6.1482</b>	0.9889	5.5751	0.9925	5.4904	<b>0.9954</b>	4.5309
6 dB	0.9902	<b>6.4494</b>	0.9900	5.6525	0.9934	6.4022	<b>0.9989</b>	4.3308
9 dB	0.9849	<b>6.1642</b>	0.9951	5.4984	0.9988	6.0042	<b>0.9989</b>	4.4013
12 dB	0.9733	<b>7.0241</b>	0.9885	5.7175	0.9991	6.1122	<b>0.9993</b>	4.1894

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso dos (Aceleración / desaceleraciones de MHR / FHR + ruido)

El algoritmo JADEICA obtuvo todos los resultados de niveles de ruido del parámetro F1, indicando como en los casos anteriores que el algoritmo que mantiene los mejores resultados sobre el parámetro F1

El algoritmo EFICA mantiene también los mejores resultados, en este caso un solo valor salió en un algoritmo aparte fue a un nivel de ruido de cero dB y ubicado en el algoritmo ICADEF.

**Tabla 6. Caso tres simulación de corte 3 Hz**

Caso tres								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	<b>0.9415</b>	<b>6.1537</b>	0.8410	5.6048	0.8387	5.6047	0.8458	5.2055
3 dB	<b>0.9370</b>	<b>5.9495</b>	0.8173	5.9320	0.8162	5.7369	0.8280	5.7138
6 dB	<b>0.9381</b>	<b>6.6161</b>	0.8316	6.0207	0.8406	5.7471	0.8674	5.5723
9 dB	<b>0.9486</b>	<b>5.9794</b>	0.8500	5.5626	0.8667	5.1712	0.8569	5.3436
12 dB	<b>0.9283</b>	<b>6.1856</b>	0.8207	5.6003	0.8379	5.6051	0.8348	5.2539

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso tres (Contracción uterina + ruido)

Para ambos parámetros F1 y MAE y todos los niveles de ruido, se observa que hay un solo algoritmo que abarco todos los datos, en este caso se habla del algoritmo EFICA.

**Tabla 7, caso cuatro simulación de corte 3HZ**

Caso cuatro								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.8634	6.1813	0.8764	6.1340	0.8807	<b>6.3658</b>	<b>0.9017</b>	5.9874
3 dB	0.8631	<b>6.3603</b>	0.8887	5.9122	0.8884	5.9971	<b>0.9065</b>	5.4781
6 dB	0.8574	<b>6.8804</b>	0.8748	5.7647	0.8741	5.6131	<b>0.8861</b>	5.4762
9 dB	0.8679	6.0403	0.8850	<b>6.3862</b>	0.8815	5.9711	<b>0.9024</b>	5.8862
12 dB	0.8433	<b>6.3244</b>	0.8629	5.4437	0.8635	5.4221	<b>0.8749</b>	5.8639

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso cuatro (Golpes ectópicos (tanto para el feto como para la madre) + ruido)

El algoritmo JADEICA en este caso se lleva todos los valores del parámetro F1. En el parámetro MAE se muestran los datos un poco más dispersos. Aun así el algoritmo EFICA mantiene la tendencia de sacar la mayoría de valores, solo dos de ellos se encuentran en otros algoritmos, en el algoritmo ICADEF aparece el valor de 9 dB, y en al algoritmo ICASYM se ubica el valor de cero dB.

**Tabla 8. Caso cinco simulación de corte 3Hz**

Caso cinco								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9260	<b>6.8267</b>	0.9040	6.4675	0.9197	6.1763	<b>0.9358</b>	5.4305
3 dB	0.9504	5.6785	0.9197	<b>6.1582</b>	0.9564	5.2167	<b>0.9695</b>	4.8845
6 dB	<b>0.9652</b>	<b>6.5088</b>	0.9301	5.9239	0.9374	6.0227	0.9361	5.5355
9 dB	0.9513	<b>6.2438</b>	<b>0.9765</b>	5.3484	0.9627	5.5599	0.9689	5.3435
12 dB	0.9281	<b>6.6791</b>	0.9307	6.1680	0.9388	5.7997	<b>0.9656</b>	4.7134

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso cinco (NI-FECG adicional (embarazo gemelar) + ruido)

El parámetro F1 por lo general mostrando los mejores resultados en el algoritmo JADEICA, obtuvo la mayoría de los valores, los restantes se encuentran ubicados el algoritmo EFICA con el valor de nivel de ruido de seis dB, y el otro en ICADEF con el valor en nivel de ruido de nueve dB. El parámetro MAE continua mostrando su favoritismo en el algoritmo EFICA, solo un valor estuvo en otro algoritmo, que fue el valor de tres dB en nivel de ruido que se indicó en el algoritmo ICADEF.

Los siguientes resultados son de la segunda simulación con filtro de corte de 0.5Hz, fueron evaluados los mismos casos al mismo nivel de ruido que el caso anterior, de esta manera podremos observar los resultados.

**Tabla 9. Promedio total para segunda simulación con corte 0.5Hz**

Promedio total segunda simulación								
Sumatoria niveles de ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
(0 dB-12dB)	0,92616	<b>6,80166</b>	0,94557	5,7034	0,94470	6,22455	<b>0,94917</b>	5,15795

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Al igual que el primer CORTE se indica cual fue el mejor valor de los parámetros evaluados F1 y MAE encontrados en cada uno de los cuatro algoritmos que han sido utilizados para analizar los datos. En este caso se observa que resultan ser los mismos algoritmos que en el caso anterior los que arrojaron los mejores resultados en cada parámetro, EFICA obtiene el parámetro MAE y JADEICA el parámetro F1.

**Tabla 10. Caso baseline simulación corte 0.5Hz**

Caso baseline								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.7898	<b>8.4808</b>	0.9879	5.2089	0.9916	6.5468	<b>0.9967</b>	5.2941
3 dB	0.8438	7.1735	0.9740	5.3500	<b>0.9779</b>	<b>7.3711</b>	0.9705	5.1480
6 dB	0.8092	<b>9.6246</b>	<b>0.9950</b>	4.8610	0.9925	6.6500	0.9945	5.0082
9 dB	0.8296	<b>7.7266</b>	0.9940	5.6245	0.9925	6.9393	<b>0.9942</b>	5.6334
12 dB	0.8126	<b>8.6542</b>	0.9874	5.7323	0.9771	7.5040	<b>0.9880</b>	5.1577

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso baseline (Mezcla abdominal (sin ruido ni eventos))

En el parámetro F1 el algoritmo JADEICA obtiene los datos en niveles de ruido de cero dcb, nueve dcb y doce dcb obteniendo la mayoría, a nivel de ruido de tres decibeles se encuentra en ICASYM y de seis dcb en el algoritmo ICADEF.

El algoritmo EFICA obtuvo la mayoría, solo en nivel de ruido de tres dB lo obtuvo el algoritmo ICASYM.

**Tabla 11. Caso cero simulación corte 0.5Hz**

Caso cero								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9363	6.3887	0.9593	5.8689	<b>0.9698</b>	<b>7.0514</b>	0.9604	5.5317
3 dB	0.9851	<b>7.4017</b>	0.9807	5.2180	0.9726	6.1083	<b>0.9855</b>	4.8840
6 dB	0.9756	<b>6.2760</b>	0.9835	5.6325	0.9917	5.9199	<b>0.9955</b>	5.1293
9 dB	0.9804	<b>6.8445</b>	0.9942	5.5797	0.9859	6.1724	<b>0.9947</b>	5.1280
12 dB	0.9356	<b>8.3167</b>	0.9965	4.9470	0.9815	7.1779	<b>0.9971</b>	5.5384

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.



Caso cero (Línea base (sin eventos) + ruido)

En ambos parámetros los algoritmos EFICA y JADEICA obtienen la mayoría de los valores, solo en el nivel de ruido de cero dB los obtuvo el mismo algoritmo y de ambos parámetros, en este caso fue ICASYM.

**Tabla 12. Caso uno simulación corte 0.5Hz**

Caso uno								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9555	<b>6.3772</b>	0.9779	5.3181	0.9773	6.1293	<b>0.9821</b>	4.6899
3 dB	<b>0.9781</b>	<b>6.1800</b>	0.9757	6.0099	0.9746	5.4959	0.9736	4.7847
6 dB	0.9826	<b>6.8860</b>	<b>0.9869</b>	5.8409	0.9718	6.3963	0.9778	4.9941
9 dB	0.9853	<b>6.6196</b>	<b>0.9887</b>	5.9138	0.9831	6.2469	0.9809	4.8234
12 dB	<b>0.9758</b>	6.1300	0.9719	6.0042	0.9658	<b>6.4350</b>	0.9656	4.7859

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso uno (Movimiento fetal + ruido)

En este caso el algoritmo JADEICA no obtuvo la mayoría de valores como en los casos anteriores, solo obtuvo uno en el nivel de ruido de cero dB, y los otros datos se repartieron entre los algoritmos EFICA e ICADEF. El parámetro MAE sigue la tendencia del parámetro EFICA, solo el valor en nivel de ruido de doce dcb salió en el algoritmo de ICASYM.

**Tabla 13. Caso dos simulación corte 0.5Hz**

Caso dos								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.9522	<b>6.8329</b>	0.9796	5.6420	0.9869	5.3138	<b>0.9906</b>	4.8569
3 dB	0.9833	<b>6.4316</b>	0.9846	5.3565	0.9895	5.4859	<b>0.9954</b>	4.5309
6 dB	0.9815	<b>6.4515</b>	0.9951	5.9372	0.9929	5.7595	<b>0.9989</b>	4.3308
9 dB	0.9669	<b>6.7826</b>	0.9986	5.3912	0.9973	6.2405	<b>0.9989</b>	4.4013
12 dB	0.9692	<b>6.9929</b>	0.9932	5.7053	0.9993	5.7496	<b>0.9993</b>	4.1894

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso dos (Aceleración / desaceleraciones de MHR / FHR + ruido)

Para ambos parámetros F1 y MAE los mejores resultados salen en los algoritmos JADEICA y EFICA respectivamente, obteniendo cada uno todos los valores de niveles de ruido.

**Tabla 14. Caso tres simulación corte 0.5Hz**

Caso tres								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	<b>0.9457</b>	<b>5.9541</b>	0.8457	5.6269	0.8381	5.7565	0.8458	5.2055
3 dB	<b>0.9376</b>	5.8625	0.8167	5.8916	0.8195	<b>5.9702</b>	0.8280	5.7138
6 dB	<b>0.9410</b>	<b>6.1141</b>	0.8590	5.8356	0.8635	5.9028	0.8674	5.5723
9 dB	<b>0.9386</b>	5.8926	0.8529	<b>5.9307</b>	0.8491	5.7384	0.8569	5.3436
12 dB	<b>0.9183</b>	<b>6.3084</b>	0.8202	5.9560	0.8199	6.2679	0.8348	5.2539

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso tres (Contracción uterina + ruido)

El parámetro F1 saco todos los valores en el algoritmo EFICA y la mayoría de los datos del parámetro MAE mostrándolo en este caso como el algoritmo más regular a nivel de ruidos en decibeles.

**Tabla 15. Caso cuatro simulación corte 0.5 Hz**

Caso cuatro								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	0.8493	<b>7.0524</b>	0.8955	5.9340	0.8967	5.9566	<b>0.9017</b>	5.9874
3 dB	0.8785	<b>6.9185</b>	0.9031	5.7524	0.8992	6.2446	<b>0.9065</b>	5.4781
6 dB	0.8790	<b>6.5419</b>	<b>0.8904</b>	5.6669	0.8846	5.8102	0.8861	5.4762
9 dB	0.8691	6.0656	0.8959	<b>6.2673</b>	0.8951	6.1842	<b>0.9024</b>	5.8862
12 dB	0.8573	6.5951	<b>0.8843</b>	6.1656	0.8777	<b>6.7470</b>	0.8749	5.8639

Los valores en negrilla, son los seleccionados con el mejor desempeño.

Caso cuatro (Golpes ectópicos (tanto para el feto como para la madre) + ruido)

En este caso los valores son más dispersos, no muestra una tendencia en ninguno de los parámetros, aunque se conserva el favoritismo de JADEICA con el parámetro F1 y EFICA con el parámetro de MAE.

**Tabla 16, caso cinco simulación corte 0.5Hz**

Caso cinco								
Nivel de Ruido	Alg 1 EFICA		Alg2 ICADEF		Alg3 ICASYM		Alg4 JADEICA	
	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE	F1	MAE
0 dB	<b>0.9450</b>	<b>7.3986</b>	0.9200	6.5616	0.9172	6.5106	0.9358	5.4305
3 dB	<b>0.9754</b>	5.7452	0.9557	5.3750	0.9607	<b>6.0672</b>	0.9695	4.8845
6 dB	<b>0.9708</b>	5.6824	0.9443	5.9573	0.9410	<b>6.5090</b>	0.9361	5.5355
9 dB	0.9561	<b>6.2651</b>	0.9686	5.3615	<b>0.9755</b>	5.6870	0.9689	5.3435
12 dB	0.9259	<b>7.0901</b>	0.9380	6.3328	0.9553	5.8135	<b>0.9656</b>	4.7134

Caso cinco (NI-FECG adicional (embarazo gemelar) + ruido)

El algoritmo EFICA obtiene la mayoría de los valores del parámetro F1, los niveles de ruido de nueve dB aparece en el algoritmo ICASYM y el de doce dB aparece en el algoritmo de JADEICA. El algoritmo EFICA también obtiene la mayoría de los valores del parámetro MAE excepto en los valores de nivel de ruido de tres dB y seis dB.

**Tabla 17, resultados generales del comportamiento de los algoritmos en cada corte**

ALGORITMO CON MEJOR RESULTADO EN CADA FILTRO				
CASOS SIMULADOS	Filtro de 3 Hz		Filtro de 5 Hz	
	PARAMETROS EVALUADOS		PARAMETROS EVALUADOS	
	<i>F1</i>	<i>MAE</i>	<i>F1</i>	<i>MAE</i>
Caso baseline	JADEICA	EFICA	JADEICA	EFICA
Caso cero	JADEICA	EFICA	JADEICA	EFICA
Caso uno	EFICA	EFICA	ICADEF	EFICA
Caso dos	JADEICA	EFICA	JADEICA	EFICA
Caso tres	EFICA	EFICA	EFICA	EFICA
Caso cuatro	JADEICA	EFICA	JADEICA	EFICA
Caso cinco	JADEICA	EFICA	EFICA	EFICA

En la anterior tabla, se toman los datos generales de los resultados obtenidos y expuestos para cada filtro y parámetro evaluado en la simulación, de esta manera tenemos una recopilación del comportamiento de los algoritmos y su efectividad a la hora de ser comparados, así podemos concluir cuales fueron los que siempre marcaron la tendencia de ser lo que ofrecían mejores resultados.

## 5. CONCLUSIONES

Los algoritmos que presentaron un mejor desempeño en la evaluación de los datos simulados, fueron EFICA bajo el parámetro de evaluación MAE y JADEICA con los mejores resultados en el parámetro F1. Ambos algoritmos mostrando el mejor desempeño en los filtros evaluados.

Los algoritmos ICADEF e ICASYM mostraron resultados dispersos en cada uno de los casos a los que fueron sometidos, aunque algunos valores en diferentes niveles de ruido se encontraban ubicados en ellos, no obtenían algo mayor a dos valores en el mismo caso, algo que sucedía con frecuencia en los dos mejores algoritmos mencionados ya que estos mínimamente obtenían al menos un valor, cosa que los algoritmos ICADEF e ICASYM no lograban en muchas ocasiones, dejando sus resultados sin ningún valor obtenido.

El algoritmo EFICA presentaba la características de obtener los mejores resultados en ambos parámetros evaluados en ciertos casos a los que fue sometido, pero al ser comparado con las tablas de promedio total de ambos filtros, se observa que saca los peores resultados en el parámetro F1 a pesar de que en algunos de los casos a los que se sometió mostraba sacar los mejores resultados del parámetro F1 incluso en algunos casos obtenía los mejores resultados de ambos parámetros evaluados. Por lo contrario al otro algoritmo evaluado, nunca presento haber sacado ningún resultado bajo ningún caso evaluado y ningún tipo de nivel de ruido implementado bajo el parámetro MAE y al igual que el algoritmo EFICA fue el que tuvo el peor resultado en las tablas de los promedios totales bajo el parámetro MAE.

Esto nos permite indicar que cada uno de ellos debería ser utilizado para evaluar de manera particular aquel parámetro en el mejor tuvieron comportamiento, así los resultados obtenidos tendrían un margen de error menor, y optimizando el tiempo invertido en simulaciones y valoración de los algoritmos al poder descartar el uso de aquellos que mantienen la tendencia de sacar valores dispersos tales como los algoritmos ICADEF e ICASYM.

## 6. RECOMENDACIONES

La aplicación de este tipo de algoritmos nos permitirán avanzar en la obtención de mejores resultados en los exámenes de electrocardiogramas para fetos, y así poder encontrar fallas cardiacas que pueden ser atendidas a tiempo, por eso se debería poder utilizar los mejores recursos que se encuentran para poder estudiar y desarrollar una tecnología que nos lleve al perfeccionamiento de un equipo que pueda realizar este tipo de exámenes.

Una mejor capacitación en los alumnos que quieran hacer parte del equipo de investigación de la institución, nos permitirá que la investigación tenga un mejor desarrollo, a lo cual también se le debe sumar que una buena infraestructura tecnológica en las instalaciones de la universidad aportara de manera significativa en la creación y estudio de los datos que permitirán adquirir bases de datos con mayor grado de efectividad y exactitud.

Una de las cosas que se pueden aplicar para la obtención de mejores resultados es la adquisición de software que nos permiten el estudio de los algoritmos que son aplicados para la simulación de las señales que nos permiten estudiar los datos, con el acompañamiento y guía de los profesores de la institución así logrando un equipo de trabajo para el desarrollo de las actividades programadas.

## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALCALÁ, U. D. (s.f.). *Tema 5: Electrocardiografía*. Obtenido de <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electrocardiografia.pdf>
- Álvarez Vázquez, J. (2010). *Humanidades Médicas*. Recuperado el 10 de 12 de 2017, de Humanidades Médicas, [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1727-81202010000200014&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-81202010000200014&lng=es&tlng=es).
- andreotti, f. (2014). *FECGSYN*. Obtenido de FECGSYN: <http://fernandoandreotti.github.io/fecgsyn/index.html>
- Andreotti, F. B. (2016). Un marco de código abierto para pruebas de estrés algoritmos de extracción de ECG fetales no invasivos. *Medida fisiológica*, 37 (5), 627.
- D. Taralunga, M. U. (2011). Comparación de rendimiento de cuatro algoritmos ICA aplicados para la extracción de fECG a partir de grabaciones transabdominales. *Simposio Internacional*, 1-4.
- F. Andreotti, J. B. (2016). *An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms*. Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- Fernando Andreotti, J. B. (2016). *An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms*. Atlanta, USA: CrossMark.
- Fernando Andreotti, M. T. (2014). *Robust fetal ECG extraction and detection from abdominal leads*. Institute of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical and Computer.
- fundaciondelcorazon. (s.f.). *fundaciondelcorazon LTDA*. Obtenido de <http://www.fundaciondelcorazon.com>
- Hyvarinen, A. (1999). Rápido y robusto algoritmos de punto fijo para el análisis de componentes independientes. *IEEE Transactions on Neural Networks ( Volumen: 10 , Número: 3 )*, 626-634.
- Joachim Behar, F. A. (2014). *Un simulador de ECG para generar mezclas de actividad materno-fetal en los registros de ECG abdominal*. Instituto de Física e Ingeniería en Medicina Physiological Measurement ,Volumen 35 , Número 8 .
- Koldovsky, Z., & Tichavsky, P. (2006). Métodos de comparación equitativa del rendimiento de las técnicas ICA lineales en presencia de ruido aditivo. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 1265-1277.
- L. Sarmiento, Y. N. (2013). *Estimación de la Frecuencia Cardíaca Fetal en el ECG Fetal no Invasivo*. Tecno. Lógicas., ISSN 0123-7799, Edición Especial, octubre de 2013, pp. 277-288.
- Luis Omar Sarmiento Avarez, A. G.-S.-R. (2014). *extracción electrocardiograma fetal utilizando híbrido técnica BSS: COMBI y MULTICOMBI algoritmos*.
- Martinez Sober, M. (2000). *Análisis de técnicas para la extracción del electrocardiograma fetal en registros no invasivos*.
- Medlineplus. (2017). *mmedilineplus*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007340.htm>
- puntonet, C. G. (2003). *Procedimientos y Aplicaciones en separación de señales (BSS-ICA)*.

- Reza Sameni, C. J. (2008). *Multichannel Electrocardiogram Decomposition Using*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering.
- Reza sameni, C. J. (2008). *Multichannel Electrocardiogram Decomposition Using Periodic Component Analysis*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering,.
- Reza Sameni, G. C. (2010). *Una revision de fetal ECG procesamiento de señales; cuestiones y direcciones prometedoras*. Electrophysiology Ther J. .
- WIKIPEDIA. (2017). *WIKIPEDIA*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Complejo\\_QRS](https://es.wikipedia.org/wiki/Complejo_QRS)
- Yeredor, A. (2000). Separación ciega de fuentes gaussianas a través de estadísticas de segundo orden con una ponderación asintóticamente óptima. *IEEE Signal Processing Letters, vol. 7, edición 7, 197-200.*



