

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA**



**VIABILIDAD DEL VECTOR PERFUSIÓN PARA EL DIAGNÓSTICO DE  
PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS DE PERFUSIÓN  
MIOCÁRDICA MEDIANTE TÉCNICA DE SPECT**

**ANDRÉS DAVID OSORIO SERRANO**

**TRABAJO DE GRADO  
Presentado como requisito parcial  
Para optar al título de**

**MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA**

**Bogotá D.C.  
2 de junio de 2017**

## **NOTA DE ADVERTENCIA**

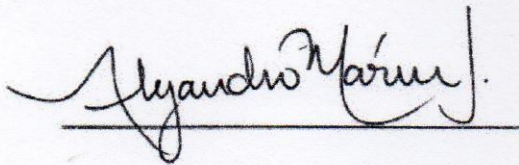
"La Universidad no se hace responsable por los conceptos emitidos por sus alumnos en sus trabajos de tesis. Solo velará por que no se publique nada contrario al dogma y a la moral católica y por que las tesis no contengan ataques personales contra persona alguna, antes bien se vea en ellas el anhelo de buscar la verdad y la justicia".

Artículo 23 de la Resolución N o 13 de julio de 1946.

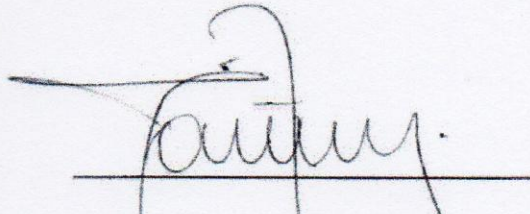
**VIABILIDAD DEL VECTOR PERFUSIÓN PARA EL DIAGNÓSTICO DE  
PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS DE PERFUSIÓN  
MIOCÁRDICA MEDIANTE TÉCNICA DE SPECT**

**ANDRÉS DAVID OSORIO SERRANO**

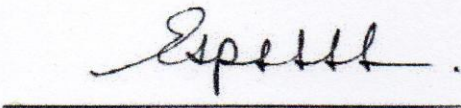
**APROBADO**



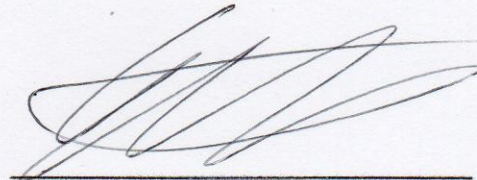
MsC Alejandro Marín – Físico médico  
Tutor



MsC Mauricio Arciniegas – Físico médico  
Jurado 2



Dra. Esperanza Castellanos – Física médica  
Jurado 1



Dr. Eduardo Uribe – Médico nuclear  
Jurado 3

**VIABILIDAD DEL VECTOR PERFUSIÓN PARA EL DIAGNÓSTICO DE  
PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS DE PERFUSIÓN  
MIOCÁRDICA MEDIANTE TÉCNICA DE SPECT**

**ANDRÉS DAVID OSORIO SERRANO**



Concepción Puerta Bala, Ph.D

Decana

Facultad de Ciencias



Alba Alicia Trespalacios, Ph.D

Directora de Posgrado

Facultad de Ciencias

## Tabla de contenido

1. Introducción .....	1
1.1. Objetivo general. ....	4
1.2. Objetivos específicos. ....	4
2. Antecedentes bibliográficos. ....	5
2.1. Contexto del estudio .....	5
2.2. Diagnóstico .....	8
2.3. Vector Perfusión. ....	10
3. Materiales y métodos .....	12
3.1. Primera etapa, reconocimiento y preparación de la imagen. ....	12
3.2. Segunda etapa, segmentación y generación de matrices S y M. ....	13
3.3. Tercera etapa, identificación del vector perfusión. ....	15
4. Resultados. ....	17
4.1. Valor medio de segmentación .....	17
4.2. Valor medio de segmentación más el cinco por ciento. ....	18
4.3. Valor medio de segmentación menos el cinco por ciento. ....	20
5. Discusión de los resultados. ....	22
5.1. Dependencia del valor de segmentación. ....	22
5.2. Correspondencia con los diagnósticos clínicos. ....	23
6. Conclusiones y recomendaciones. ....	25

## **1. Introducción**

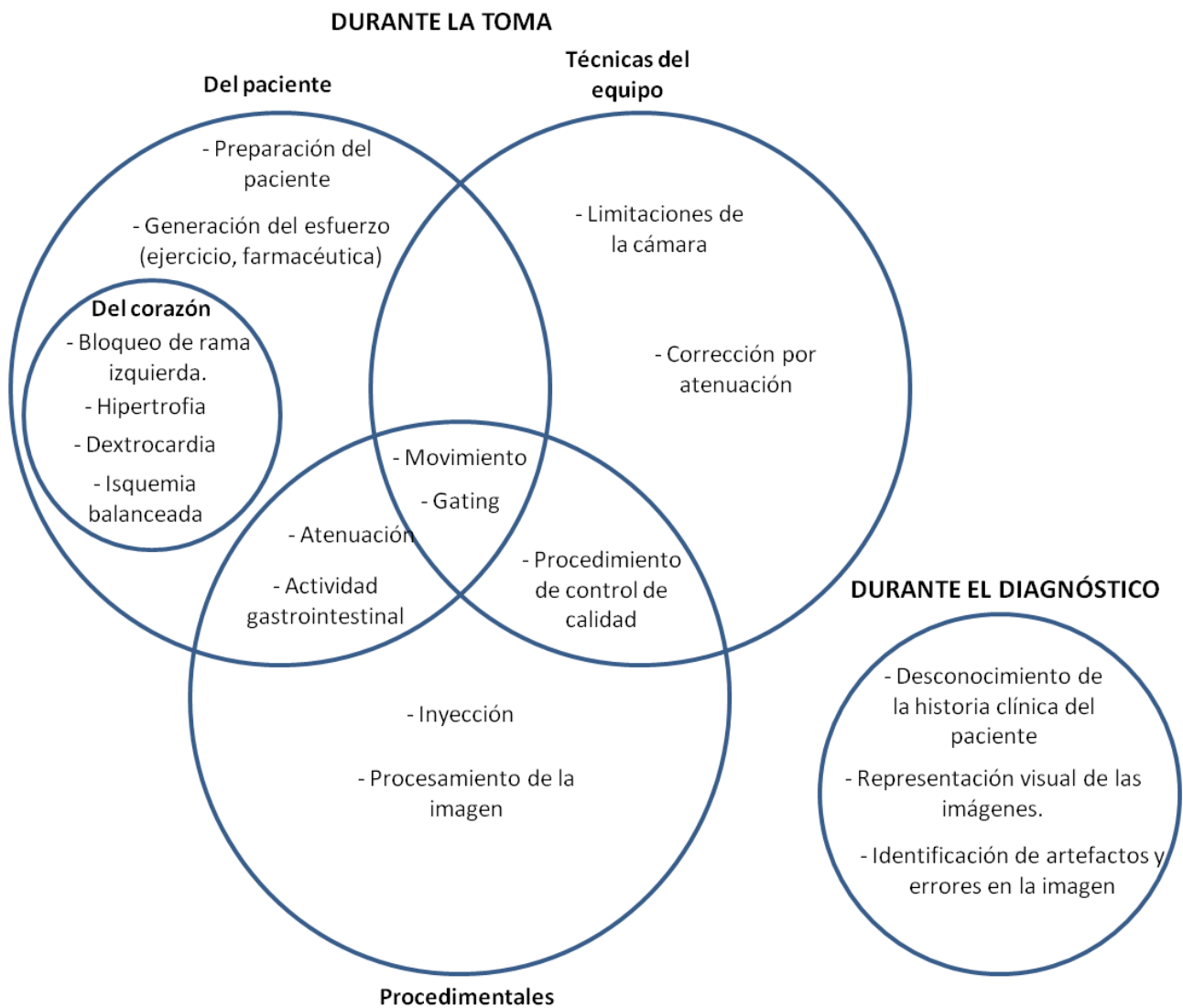
Las enfermedades cardiovasculares (ECV), el cáncer, la diabetes y las enfermedades pulmonares crónicas, constituyen el grupo de enfermedades no transmisibles (ENT), las cuales representan el mayor porcentaje de causas de muerte en el mundo, número que presenta un rápido incremento en años recientes. De acuerdo con la información provista mediante el boletín número 1 de 2013 por el Observatorio Nacional de Salud; las ENT causaron el 63% de las muertes ocurridas durante el año 2008, y se espera que entre 2010 y 2020, la mortalidad por estas causas logre alcanzar el 73%.

Dentro de las ENT, se destaca a las enfermedades cardiovasculares (ECV) como principal causa de muerte en el mundo. Según la Federación Mundial del Corazón (Gómez, 2012), las enfermedades cardiovasculares causan 17.5 millones de decesos al año, lo cual corresponde a una proporción de veinte personas a una con respecto a los originados por cáncer y es un número superior al de la suma de las muertes provocadas por SIDA, tuberculosis, malaria, diabetes, cáncer y patologías respiratorias crónicas. Dentro del marco colombiano, en el periodo comprendido entre 1998 y 2011, las ECV registraron un 23.5% de mortalidad. Particularmente, el 56.3% de las muertes por ECV fueron causadas por cardiopatías isquémicas, 30.6% por enfermedades cerebro-vasculares, 12.4% por enfermedad hipertensiva y 0.5% por cardiopatía reumática.

Por tanto, y en aras de disminuir la población afectada por esta condición, el accionar médico debe procurar la prevención de dichas enfermedades mediante la atenuación de factores de riesgo ambientales y la detección temprana de las mismas; de modo tal que se pueda actuar para reducir sus probabilidades de afección en la comunidad general. Entre los diferentes mecanismos para la identificación de las cardiopatías isquémicas se encuentran los siguientes: electrocardiograma (ECG), radiografías convencionales, ecocardiograma, pruebas de sangre, angiografía coronaria, gammagrafías planas, Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), resonancia magnética nuclear (MRI) y tomografía computarizada, entre otros. De las cuales, es posible destacar las imágenes diagnósticas obtenidas mediante SPECT, debido a su buena relación costo beneficio, ya que tiene un

costo de operación moderado, alta precisión diagnóstica funcional y un bajo riesgo sobre la salud de la persona.

Si bien, la imagenología de perfusión miocárdica (MPI) es una herramienta diagnóstica importante, también consta de un procesamiento complejo de las imágenes, lo cual permite evidenciar serios riesgos de diagnosis no acertada y artefactos que pueden limitar la utilidad del estudio. La mayoría de los estudios de MPI en la actualidad, son realizados usando



**Ilustración 1 - Factores que afectan la calidad de la imagen en las pruebas de imagenología de perfusión miocárdica.**

imágenes de SPECT y de electrocardiograma, lo cual incrementa el error sistemático en la subsecuente diagnosis. La calidad de las imágenes depende de todos los factores técnicos del equipo, procedimentales y del paciente envueltos en la toma de la imagen. Los cuales

pueden ser categorizados tal como se describe en la *ilustración 1*. Por ejemplo, el movimiento inherente del paciente (o involuntario del órgano a estudiar) puede generar inconvenientes al momento de efectuar el diagnóstico de la imagen, sin embargo durante las diferentes etapas del procedimiento se debe reconocer estos errores y corregirlos con el correspondiente algoritmo de tratamiento. Este tipo de condiciones deben ser evaluadas y solventadas antes, durante y después de la toma de imágenes, con el fin de eliminar los posibles artefactos y sus efectos negativos en el estudio.

Bajo este orden de ideas, y en aras de resaltar uno de los aspectos promotores a errores de interpretación más importantes, Edenbrant et al (2014), identifican que la interpretación subjetiva del médico especialista al momento de establecer la dimensión relativa de una misma isquemia puede variar entre un 8 y un 34% entre diferentes especialistas; variaciones que fueron evidenciadas también en la inter-comparación de diferentes *softwares* de interpretación que se promueven en el mercado.

Por lo anterior, se destaca la importancia inherente de emplear métodos independientes de interpretación de imágenes, permitiendo realizar diagnósticos bajo diferentes perspectivas sin la necesidad de realizar una inter-comparación entre especialistas; lo que resulta en el desarrollo de métodos de análisis cuantitativos automatizados de acompañamiento al encargado del diagnóstico, los cuales a su vez deben diferir en la metodología empleada por el médico encargado.

Uno de estos métodos de análisis cuantitativo automatizado es llamado *Vector Perfusion* (Minarik et al, 2015), el cual se basa en el cálculo de la diferencia vectorial del centroide geométrico del ventrículo izquierdo del corazón y la posición del centroide de masa de la captación del mismo de algún tipo de radio-trazador durante la realización de imágenes SPECT. Minarik et al (2015), pusieron a prueba este método empleando simulaciones *Montecarlo* del comportamiento de captación del ventrículo izquierdo con patologías isquémicas en diferentes zonas del mismo, evidenciando una buena precisión diagnóstica en contraste con diversas interpretaciones de médicos especialistas; asimismo, aplicaron este algoritmo de cálculo sobre imágenes de pacientes sanos y con isquemias localizadas en diferentes áreas del corazón, los resultados, a su vez, fueron comparados con la interpretación médica obteniendo resultados satisfactorios pero no concluyentes.



En este orden de ideas, este trabajo fue realizado con el fin de poner a prueba la viabilidad clínica del método *Vector Perfusión*, en la identificación de posibles isquemias en la irrigación del ventrículo izquierdo del corazón de pacientes sometidos a exámenes de SPECT en el Hospital Universitario de San Ignacio en la ciudad de Bogotá, mediante la comparación de los resultados diagnósticos de la aplicación del método y la interpretación médica de especialistas del mismo centro. La aplicación del método fue realizada sin conocimiento previo del diagnóstico clínico con el fin de aumentar la independencia del algoritmo. Los pacientes fueron anonimizados y el desarrollo de este trabajo no tuvo ningún perjuicio en su diagnóstico y/o tratamiento médico.

### **1.1. Objetivo general.**

Identificar la viabilidad del método *Vector Perfusión*, como una herramienta diagnóstica automatizada en los estudios por SPECT de pacientes con sospecha de afecciones isquémicas del ventrículo izquierdo del corazón.

### **1.2. Objetivos específicos.**

Desarrollar un algoritmo automatizado para la aplicación del método *Vector Perfusión* sobre imágenes obtenidas mediante SPECT.

Comparar los resultados diagnósticos obtenidos mediante la aplicación de la herramienta con los obtenidos por el especialista encargado.

Establecer criterios de normalización de los vectores resultantes en pacientes sanos, para la aplicación automatizada del método.

## **2. Antecedentes bibliográficos.**

### **2.1. Contexto del estudio**

Las enfermedades cardiovasculares son destacadas como la principal causa de muerte en el mundo de acuerdo con la información suministrada por la Federación Mundial del Corazón, tal como es destacado en la contextualización del problema regente del presente trabajo, lo cual conlleva a la generación y promoción de tecnologías que permitan la correcta prevención, detección y corrección de los defectos que puedan conllevar a este tipo de enfermedades.

El estudio de las imágenes de perfusión del miocardio captada por centelladores (MPS, del inglés **Myocardial Perfusion Scintigraphy**) es una técnica de obtención de información fisiológica del miocardio cuya principal aplicación es la del diagnóstico de las enfermedades cardiovasculares, cuya metodología es expuesta por Holly et al (2008), la cual constituye la base para la estructuración de los antecedentes bibliográficos referidos al contexto del estudio. Adicionalmente, los estudios MPS se consideran una técnica importante para la determinación de la viabilidad de los pacientes para las intervenciones mediante revascularización y la evaluación del síndrome coronario agudo.

Por lo tanto y en aras de establecer los cimientos semánticos para la clara comprensión del problema propuesto, se realiza una revisión actualizada de los conceptos básicos necesarios para la evaluación crítica de la efectividad clínica de los estudios MPS y de los métodos utilizados por los médicos en el mundo para su subsecuente interpretación, así como, los conceptos necesarios para la comprensión del método de interpretación desarrollado en el presente trabajo: el vector de perfusión.

Los estudios de MPS fueron desarrollados en la década de 1970 y han sido usados de manera expansiva en cardiología clínica desde la década de 1980. Los desarrollos tecnológicos que han alimentado su crecimiento en los últimos años corresponden a la

imagenología tomográfica por emisión de fotón único (SPECT), la inducción de estrés farmacológico y la imagenología gatillada.

La técnica consiste en aplicar inyecciones intravenosas de pequeñas cantidades de un trazador radiactivo, usualmente durante alguna forma de estrés cardiovascular. Los tres trazadores comercialmente disponibles en el contexto colombiano son Tl-201, Tc-99m (MIBI) y Tc-99m (tetrofosmín). Estos son captados de manera eficiente por los miocitos, por medio de la perfusión de estos a través de las arterias coronarias encargadas de la irrigación del ventrículo izquierdo del corazón, permitiendo evidenciar tanto la distribución de miocitos en el músculo cardíaco como la perfusión sanguínea de los mismos.

La combinación de imágenes obtenidas de la inyección del radiofármaco durante etapas de estrés y reposo permite evaluar de manera independiente la viabilidad miocárdica y la perfusión miocárdica.

El estrés inducido mediante fármacos usando un vasodilatador como adenosina o dobutamina, permite que los pacientes que no pueden alcanzar un estrés cardiovascular máximo en una caminadora, sean sujetos del correspondiente estudio. Esto es relevante, ya que cerca de la mitad de los pacientes a ser estudiados tienen edades que no permiten que tengan un esfuerzo físico suficiente para la inducción del óptimo estrés cardiovascular.

SPECT es la técnica preferida para la adquisición de las imágenes. En este método una cámara rota alrededor del paciente durante menos de 20 minutos, resultando en un conjunto de imágenes de proyección planar, las cuales son posteriormente reconstruidas en una matriz tridimensional consistente de una pila de cortes tomográficos a través del miocardio. Los tomogramas son dispuestos para su interpretación usando una escala a color o de grises que permita evidenciar la captación regional del trazador en el miocardio de manera semi-cuantitativa, y establecer una comparación objetiva con la captación en miocardios normales, para la identificación de defectos, su ubicación y extensión.

La captación homogénea del trazador en el miocardio es un indicador de perfusión normal del mismo y por consiguiente la ausencia de infartos clínicamente relevantes o

estenosis cardíaca. Un defecto de perfusión en las imágenes de estrés pero que es normal en las imágenes de reposo, llamado defecto reversible, indica una anomalía inducible en la perfusión, lo cual usualmente corresponde a una estenosis coronario significativa. Cuando se evidencia un defecto que se mantiene tanto en las imágenes de estrés y reposo, llamado defecto fijo, es un indicio de un área con pérdida en la utilidad miocárdica tales como las presentes tras un infarto del miocardio. La ubicación, extensión y profundidad de estas anomalías son posteriormente evaluadas por un médico especializado como herramienta para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, su severidad y el subsecuente pronóstico del mismo.

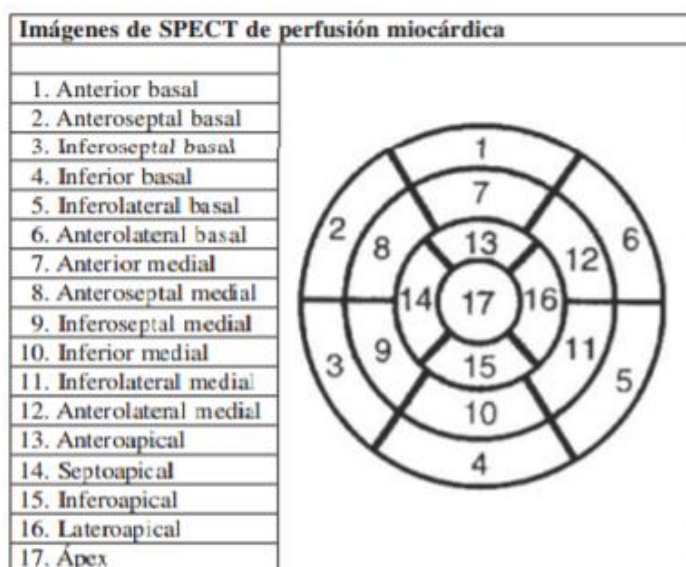
Los estudios de MPS son no invasivos y en términos generales seguros, particularmente en contraste con intervenciones invasivas a las cuales usualmente reemplazan debido a viabilidad técnica y administrativa. La tasa de complicación para la inducción de estrés farmacológico es de 0,01% de muertes, o sea al menos dos órdenes de magnitud por debajo de las tasas de mortalidad resultado de las enfermedades cardiovasculares. Esto significa un riesgo de ejecución de los estudios MPS usualmente insignificante.

Con respecto al riesgo relacionado con los efectos radiológicos, se evidencia que la dosis efectiva recibida por un paciente, al que se le ha administrado 1000 MBq de Tc-99m con tetrofosmín, es de 10 mSv, 12 mSv para 1000 MBq de Tc-99m MIBI y de 18 mSv para un estudio con 80 MBq de Tl-201 (Cherry, Sorenson, & Phelps, 2003). En términos de exposición ambiental, 10 mSv corresponden a 5 años de radiación natural de fondo, lo cual es similar a la dosis recibida por un estudio de tórax en un tomógrafo computarizado de rayos X y a una intervención por angiografía coronaria con rayos X (Cullom, 2001). Esa dosis está relacionada con una probabilidad de una en 1800 de generación de cáncer en 10 a 20 años tras la exposición (Shepp & Vardi, 1982). A pesar de que este riesgo es mayor que el relacionado con el del proceso de generación de estrés farmacológico, la probabilidad de generación de cáncer es significativamente inferior a la frecuencia de aparición durante la vida de la población en general (1 de cada 3 personas aproximadamente) (Gomez, 2012)

En contraste con estudios invasivos tales como la angiografía coronaria, este último se encuentra relacionado con una probabilidad de muerte de 0,1% de los pacientes que son sometidos a la práctica bajo cuadros de eventos no-fatales, y de un 2% para pacientes con cuadros de infartos de miocardio, ataque cardiaco y procedimientos de emergencia de bypass. Entre otras, las complicaciones menores durante las angiografías coronarias tales como sangrado y trombosis ocurren con una probabilidad de 0,5%. (Holly, Abbott, Al-Mallah, & al, 2008)

## 2.2. Diagnóstico

La evaluación inicial de los estudios de MPS deben ser realizados teniendo en cuenta, únicamente el sexo, la altura y el peso del paciente, evitando principalmente cualquier tipo de sesgo por la verificación de los antecedentes y cuadro clínicos del paciente. La evaluación inicial de las imágenes obtenidas debe



**Ilustración 2 – Mapa polar para la ubicación de defectos de irrigación del ventrículo izquierdo.**

constar de una revisión sistemática de los diferentes factores que puedan afectar a la calidad del estudio, tales como: dilatación ventricular, captación pulmonar, captación del ventrículo derecho y hallazgos no cardíacos.

Posteriormente, el médico especialista identifica la localización de los defectos de perfusión miocárdica mediante un análisis visual de los cortes tomográficos reconstruidos; asignando una ubicación al defecto en relación con la pared del miocardio en que se encuentre, tales como apical, anterior, inferior y lateral, tal como se puede observar en la ilustración 2.

Una vez se logra identificar la ubicación del defecto en una de las diecisiete zonas del ventrículo izquierdo, se realiza un análisis cualitativo de la severidad de los defectos de perfusión, asignando un valor cualitativo de las cuentas evidenciadas en el defecto con relación a las zonas en donde se evidencia una perfusión normal. Lo anterior de acuerdo con los valores descritos en la tabla 1.

<b>Categoría</b>	<b>Puntuación</b>
<b>Perfusión normal</b>	0
<b>Disminución de cuentas leve (no definitivamente anormal)</b>	1
<b>Disminución de cuentas moderada (definitivamente anormal)</b>	2
<b>Disminución de cuentas grave</b>	3
<b>Ausencia de captación</b>	4

La extensión de los defectos evidenciados se suelen describir de manera cualitativa como pequeños, medianos o grandes, y suele ser caracterizada en términos del volumen de la pared del ventrículo izquierdo, de acuerdo con los siguientes criterios: siendo pequeño cuando ocupa menos del 10%, el mediano entre el 10 y 20% y el grande más del 20% del total del ventrículo izquierdo. Adicionalmente, la extensión del defecto puede ser asignada en correspondencia a la fracción que ocupan de la región en la que se encuentran.

MPS es el único método con gran disponibilidad que permite evaluar la perfusión del miocardio directamente, por lo tanto, tiene una importancia evidente en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en pacientes que presentan angina de pecho. Una anormalidad inducible en la perfusión usualmente corresponde a una obstrucción coronaria epicardiaca. La ubicación, profundidad y extensión de una anormalidad provee información diagnóstica y de tratamiento que no puede ser determinada mediante la ejecución de otros estudios similares como los electrocardiogramas (ECG). (Holly, Abbott, Al-Mallah, & al, 2008)

Adicionalmente, los estudios de MPS identificados como normales durante las etapas de estrés indican ausencia de obstrucciones en las arterias coronarias y de defectos clínicamente significativos. Es importante destacar que los estudios identificados como normales no excluyen la posibilidad de presencia de enfermedades coronarias no obstructivas.

### 2.3. Vector perfusión.

En aras de establecer un método cuantitativo automatizado para diagnosticar posibles defectos de perfusión del ventrículo izquierdo, Minarik et al (2014) desarrollaron un método de asistencia para la interpretación de estudios MPS, cuyo concepto se basa en la diferencia vectorial de los centroides geométricos y de captación del ventrículo, en donde el centroide geométrico depende exclusivamente del contorno tridimensional del órgano, mientras que el centroide de captación corresponde a la ponderación matricial de los valores de captación de cada uno de los vóxeles de la imagen diagnóstica. En caso de que la perfusión sea

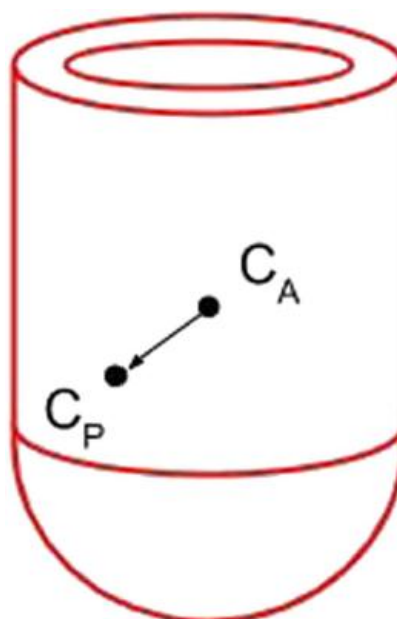


Ilustración 3 – Diagrama del vector perfusión.

normal, los dos centroides deben corresponder en un mismo punto, y el vector que diferencia sus posiciones debe tender a cero. En caso de que la perfusión no sea homogénea, el centroide de captación es desviado del centroide anatómico geométrico apuntando en dirección contraria de la hipocaptación del radionúclido. La ilustración 3 permite evidenciar el concepto de vector perfusión, en donde  $C_A$  corresponde al centroide geométrico anatómico y  $C_P$  al centroide de captación.

Si bien la orientación del vector permite identificar la ubicación de un posible defecto de perfusión miocárdica, el módulo del vector es un indicador de la extensión del

defecto, debido a que el centroide de captación tiende hacia las paredes del ventrículo en donde hay mayor captación relativa del radionúclido, de manera proporcional a la diferencia de captación entre una pared y su opuesta.

De acuerdo con lo expuesto en el capítulo 2.1, la identificación de defectos en la perfusión miocárdica se realiza en dos etapas: estrés y reposo. Esto permite identificar la reversibilidad del defecto en correspondencia con las diferencias en la captación durante ambas etapas, por lo cual, este factor puede ser evaluado de acuerdo a las diferencias cuantitativas de los vectores encontrados en las imágenes de los estudios realizados durante las etapas de estrés y de reposo.



### **3. Materiales y métodos**

Las imágenes diagnósticas empleadas en el presente estudio, han sido tomadas en la ciudad de Bogotá mediante un equipo SPECT, en fases de reposo y de estimulación farmacológica, mediante inyección vascular de Tecnecio-99 metaestable (Tc-99m), con el fin de que sea captado por la sangre que ha de irrigar el ventrículo izquierdo del corazón de los pacientes.

Los pacientes han sido sometidos a dos estudios en los cuales han sido inyectados con una actividad entre 9 y 10 milicurios (mCi) para estudios de reposo, y entre 24 y 29,6 mCi en etapa de estrés farmacológico. Es de tener en cuenta que los pacientes que han realizado el estudio en una jornada de dos días, han sido inyectados con una actividad entre 12 y 14 mCi para la etapa de estrés.

La obtención de la totalidad de las imágenes se realizó con el paciente en posición supina durante un tiempo aproximado de veinte minutos. Estas, consecuentemente, fueron estudiadas de manera visual por los médicos especialistas de la unidad de medicina nuclear. Dichos diagnósticos han sido organizados buscando anonimizar los pacientes y logran establecer una clasificación de las diferentes patologías encontradas. Es de tener en cuenta que el manejo de estas imágenes fue posterior al diagnóstico médico, por lo que no constituye un perjuicio para tratamiento de los pacientes.

Con el fin de establecer la viabilidad del método de vector de perfusión como método de diagnóstico en la búsqueda de defectos en la irrigación del ventrículo izquierdo del corazón, se desarrolló un algoritmo de tratamiento de la matriz tridimensional de la imagen de cada paciente, tanto para las etapas de estrés farmacológico como de reposo.

El algoritmo ha sido desarrollado en el software MATLAB, y cuenta con cuatro etapas, enunciadas a continuación: (1) reconocimiento y preparación de la imagen, (2) segmentación y generación de matrices S y M y (3) identificación del vector perfusión.

#### **3.1. Primera etapa, reconocimiento y preparación de la imagen.**

Durante esta etapa, el software lee la imagen, obtiene la información necesaria del archivo DICOM, tal como el valor máximo de captación. Adicionalmente, debido a que las imágenes DICOM son matrices de cuatro dimensiones, es necesario suprimir una de las mismas correspondiente al tiempo, lo cual se realiza con el comando **squeeze**. Finalmente, durante esta etapa se generan dos matrices independientes con el mismo tamaño de la matriz original, con el fin de que sean la segmentación del ventrículo izquierdo con los valores normalizados (uno y cero, para la matriz de la cual se extraería el centroide geométrico anatómico “S”) y la matriz M contendría la segmentación del ventrículo con los valores de captación del mismo “M”. A continuación, se muestra el código de programación correspondiente a esta etapa:

```
I = dicomread('ubicación del archivo DICOM');  
  
info = dicominfo('ubicación del archivo DICOM');  
  
maxvalue = info.LargestImagePixelValue; %%Máximo valor  
de captación  
  
IM = squeeze(I); %%Imagen original  
  
S = zeros(size(IM)); %%Imagen segmentada con unos y  
ceros  
  
M = zeros(size(IM)); %%Imagen segmentada con valores de  
captación
```

### 3.2. Segunda etapa, segmentación y generación de matrices S y M.

Teniendo en cuenta que la información importante para la generación del vector perfusión se encuentra en el ventrículo izquierdo del corazón, fue necesario segmentar la zona en la que se encuentra el mismo. Para ello, se empleó el método de segmentación por umbral, en el cual se establece de manera subjetiva un rango de valores de captación, entre los cuales se encontraría el miocardio del ventrículo izquierdo. La justificación de emplear este método en contraste con uno más preciso, se basa en dos aspectos: 1) los métodos de segmentación convencionales identifican una curva alrededor de la zona de interés, sin embargo, es de tener en cuenta que el grosor de las paredes del miocardio es una

característica fundamental que varía de manera significativa la ubicación del centroide anatómico geométrico; 2) las imágenes generadas por medio de estudios de SPECT no presentan cambios significativas en las fronteras del ventrículo izquierdo, por lo cual no hay un borde claro del mismo.

Debido a las dificultades planteadas y en correspondencia con la subjetividad en el momento de establecer un valor para la segmentación matricial del miocardio, se encontró el vector perfusión para imágenes de estrés y de reposo para tres valores de segmentación, uno medio encontrado subjetivamente con la mejor visualización de la imagen, y los restantes aumentando y disminuyendo un cinco por ciento este valor medio, respectivamente.

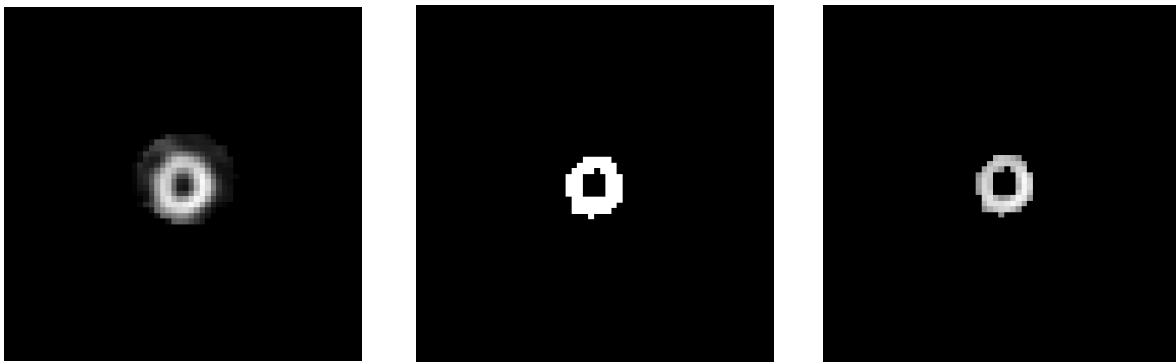


Ilustración 4 – De izquierda a derecha: imagen original, matriz S y matriz M.

A continuación, se presenta el código de programación correspondiente a esta etapa, en el cual se evidencia como la matriz S es construida mediante la segmentación del miocardio, otorgando un valor máximo a todos los vóxeles que se encuentran en el interior de dicho tejido. De manera análoga, la matriz M es construida con los vóxeles del miocardio, pero cuentan con su valor original de captación, de acuerdo con lo evidenciado en la ilustración 4.

```
for ii = 1:size(IM,1)
    for jj = 1:size(IM,2)
        for kk = 1:size(IM,3)
            if IM(ii,jj,kk)>408.5%%Valor subjetivo de segmentación
```

```

        S(ii,jj,kk) = maxvalue;

    else

        S(ii,jj,kk) = 0;

    end

end

end

end

for ii = 1:size(IM,1)

    for jj = 1:size(IM,2)

        for kk = 1:size(IM,3)

            if IM(ii,jj,kk)<408.5

                M(ii,jj,kk) = 0;

            else

                M(ii,jj,kk) = IM(ii,jj,kk);

            end

        end

    end

end

end

```

### 3.3. Tercera etapa, identificación del vector perfusión.

Finalmente, el vector de perfusión ha de ser encontrado mediante la diferencia vectorial de la ubicación del centroide anatómico geométrico (centro de masa de la matriz S) con respecto al centroide de captación (centro de masa de la matriz M). Para lo cual, se realizó el código de programación presentado a continuación:

```

%Centro de masa de la matriz M

[Mx,My,Mz] =
ndgrid(1:size(M,1),1:size(M,2),1:size(M,3));

Mt = sum(M(:));

M1 = sum(M(:) .* Mx(:)) / Mt;

M2 = sum(M(:) .* My(:)) / Mt;

M3 = sum(M(:) .* Mz(:)) / Mt;

Mc = [M1, M2, M3];

%Centro de masa de la matriz S

[Sx,Sy,Sz] =
ndgrid(1:size(S,1),1:size(S,2),1:size(S,3));

St = sum(S(:));

S1 = sum(S(:) .* Sx(:)) / St;

S2 = sum(S(:) .* Sy(:)) / St;

S3 = sum(S(:) .* Sz(:)) / St;

Sc= [S1, S2, S3];

%Cálculo de la diferencia entre los centros de masa

Pv = Mc - Sc;

figure; imshow3D(IM,[0 maxvalue]);

figure; imshow3D(S,[0 1]);

figure; imshow3D(M,[0 maxvalue]);

```

Este procedimiento fue realizado para un total de 19 pacientes, tanto para las imágenes obtenidas durante la etapa de estrés como de reposo, y para tres valores de segmentación distintos de acuerdo a lo descrito en el capítulo 3.2. Con el fin de que fueran comparados con los diagnósticos proferidos por los especialistas del servicio de medicina nuclear.

#### 4. Resultados.

A continuación, se resume los vectores de perfusión encontrados para los estudios en etapas de estrés y de reposo de todos los pacientes, para los diferentes valores de segmentación: valor medio, valor medio más el cinco por ciento y valor medio menos el cinco por ciento. Los mismos han sido enunciados en sus componentes polares cilíndricas (ángulo theta en radianes y la magnitud del vector representada por  $|P|$ ). Los pacientes resaltados en color naranja son aquellos que fueron diagnosticados con algún tipo de defecto de perfusión en el miocardio.

##### 4.1. Valor medio de segmentación

ID	Vector reposo			
	Valor de segmentación	Z	$\theta$	$ P $
1	550	-0,09	-1,46	0,09
2	800	0,00	2,53	0,05
3	800	-0,03	2,44	0,11
4	700	-0,05	2,90	0,10
5	450	-0,03	1,43	0,06
6	600	0,01	2,49	0,06
7	300	-0,07	0,84	0,08
8	1050	-0,04	1,43	0,04
9	50	-0,07	2,26	0,28
10	450	-0,09	2,46	0,10
11	630	-0,15	3,11	0,26

12	200	-0,01	1,96	0,06
13	280	-0,03	3,12	0,03
14	750	-0,04	2,07	0,10
15	600	-0,05	3,14	0,11
16	350	-0,10	2,46	0,11
17	600	-0,04	-2,21	0,04
18	400	-0,01	2,32	0,09
19	270	0,00	-2,90	0,07
	Vector esfuerzo			
ID	Valor de segmentación	Z	$\theta$	P
1	230	-0,10	-1,09	0,12
2	250	-0,09	2,78	0,10
3	210	-0,08	2,13	0,14
4	250	-0,17	-3,11	0,18
5	230	0,23	1,40	0,28
6	270	-0,01	2,07	0,05
7	350	-0,01	0,53	0,03
8	280	-0,10	1,00	0,11
9	110	-0,09	2,85	0,13
10	430	-0,01	2,18	0,07
11	380	-0,19	2,89	0,28
12	350	-0,03	2,54	0,04
13	230	0,02	2,41	0,06
14	280	-0,01	2,57	0,04
15	210	-0,08	-0,09	0,11
16	170	-0,06	2,44	0,06
17	180	-0,08	-1,04	0,10
18	110	0,02	3,09	0,09
19	140	-0,03	-1,23	0,08

**4.2. Valor medio de segmentación más el cinco por ciento.**

	Vector reposo			
ID	Valor de segmentación	Z	$\theta$	P
1	577,5	-0,09	-1,18	0,10

2	840	-0,01	2,79	0,05
3	840	-0,02	2,41	0,10
4	735	-0,06	2,54	0,08
5	472,5	0,00	1,43	0,04
6	630	0,04	1,99	0,07
7	315	-0,05	0,49	0,08
8	1102,5	-0,03	1,59	0,05
9	52,5	-0,09	2,20	0,29
10	472,5	-0,08	2,71	0,10
11	661,5	-0,15	3,14	0,26
12	210	0,00	2,22	0,06
13	294	0,00	2,42	0,05
14	787,5	-0,01	2,10	0,09
15	630	-0,04	-2,53	0,07
16	367,5	-0,09	2,32	0,10
17	630	-0,02	2,28	0,03
18	420	-0,01	2,23	0,02
19	283,5	-0,01	2,75	0,06
	Vector esfuerzo			
ID	Valor de segmentación	Z	$\theta$	P
1	241,5	-0,06	-1,03	0,10
2	262,5	-0,08	2,87	0,09
3	220,5	-0,07	2,26	0,13
4	262,5	-0,15	-3,01	0,17
5	241,5	-0,02	1,84	0,04
6	283,5	0,00	1,90	0,05
7	367,5	-0,04	-0,17	0,06
8	294	-0,08	0,96	0,10
9	115,5	-0,10	2,00	0,30
10	451,5	-0,02	2,20	0,06
11	399	-0,16	2,88	0,25
12	367,5	-0,02	2,63	0,03
13	241,5	-0,01	2,85	0,03
14	294	-0,01	2,23	0,05
15	220,5	-0,08	2,62	0,11
16	178,5	-0,07	2,25	0,07
17	189	-0,07	-1,47	0,09



18	115,5	-0,02	2,21	0,12
19	147	-0,05	-1,13	0,11

#### 4.3. Valor medio de segmentación menos el cinco por ciento.

ID	Vector reposo			
	Valor de segmentación	Z	$\theta$	P
1	522,5	-0,11	-1,33	0,11
2	760	-0,02	2,73	0,06
3	760	-0,03	2,54	0,13
4	665	-0,10	2,81	0,14
5	427,5	-0,03	2,29	0,04
6	470	-0,01	2,89	0,05
7	285	-0,07	0,94	0,09
8	997,5	-0,06	1,38	0,07
9	47,5	-0,12	1,81	0,32
10	427,5	-0,10	2,55	0,13
11	598,5	-0,18	-3,11	0,29
12	190	-0,04	2,74	0,07
13	266	0,00	2,58	0,05
14	712,5	-0,05	2,21	0,10
15	570	-0,10	-2,99	0,14
16	332,5	-0,14	2,63	0,15
17	570	-0,07	-0,60	0,07
18	380	-0,01	2,40	0,07
19	256,5	-0,04	-2,66	0,09
ID	Vector esfuerzo			
	Valor de segmentación	Z	$\theta$	P
1	218,5	-0,11	-1,36	0,12
2	237,5	-0,13	2,72	0,15
3	199,5	-0,09	2,35	0,15
4	237,5	-0,20	2,97	0,22
5	218,5	-0,03	2,06	0,04
6	256,5	-0,02	2,32	0,06
7	332,5	-0,05	0,06	0,07

8	266	-0,12	1,32	0,14
9	104,5	-0,11	1,81	0,33
10	408,5	-0,03	2,57	0,08
11	361	-0,21	2,66	0,30
12	332,5	-0,04	-3,13	0,05
13	218,5	-0,01	2,32	0,04
14	266	-0,06	2,31	0,08
15	199,5	-0,12	-2,97	0,17
16	161,5	-0,12	2,46	0,13
17	171	-0,10	-1,23	0,10
18	104,5	-0,04	2,01	0,18
19	133	-0,01	-1,87	0,08

## 5. Discusión de los resultados.

Los resultados de la metodología empleada han sido evaluados a la luz de dos variables bajo las cuales depende en gran medida el desarrollo del trabajo. El primero consiste en la dependencia del módulo del vector perfusión con respecto al valor de segmentación empleado para encontrarlo y el segundo corresponde a la precisión de este método en correspondencia con los diagnósticos realizados por el médico especialista.

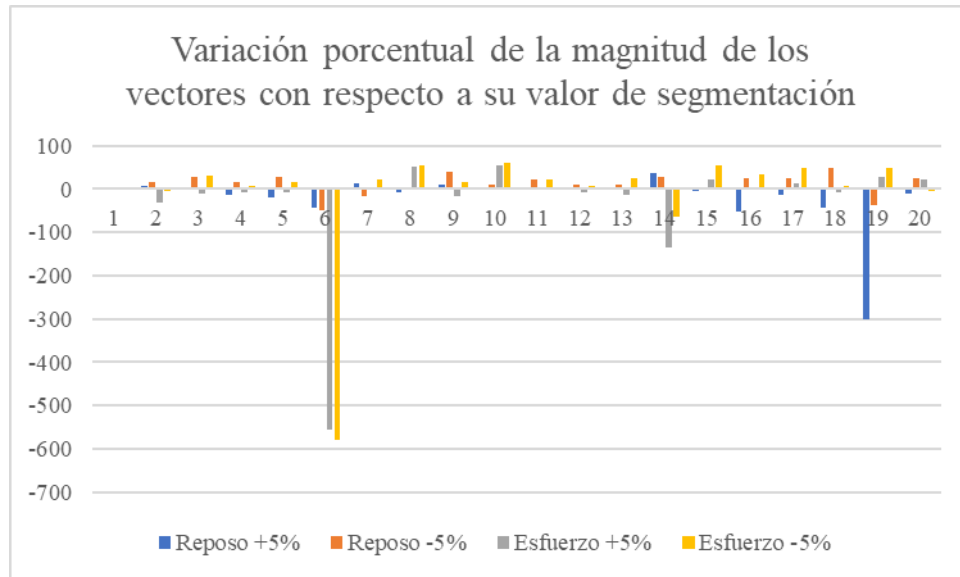
### 5.1. Dependencia del valor de segmentación.

Como se puede evidenciar en las tablas descritas en el capítulo 4, la variación de la orientación de los vectores para un mismo estudio en una misma etapa no depende significativamente del valor empleado para la segmentación de las imágenes. Sin embargo, las variaciones encontradas para segmentaciones mayores y menores al 5% de un valor medio subjetivo en la magnitud del vector de perfusión, pueden llegar hasta al 500%, de acuerdo con lo evidenciado en la siguiente tabla:

ID	Reposo		Esfuerzo	
	+5%	-5%	+5%	-5%
1	8,19	15,20	-30,83	-5,64
2	-2,56	27,09	-9,76	31,22
3	-14,40	16,11	-7,47	6,04
4	-18,98	29,22	-8,76	15,62
5	-43,93	-47,96	-554,99	-580,97
6	12,43	-17,05	0,08	21,62
7	-8,02	5,18	51,02	55,43
8	9,71	39,91	-16,98	17,16
9	2,58	10,96	55,60	59,60
10	0,52	20,82	-2,25	21,72
11	0,69	8,89	-8,50	7,14
12	4,36	9,69	-12,39	24,17
13	35,76	27,54	-135,30	-62,89
14	-5,86	-1,88	20,80	54,89
15	-52,03	25,05	0,77	35,05
16	-14,05	25,30	13,60	49,55
17	-42,28	48,46	-8,72	6,41

18	-300,71	-38,29	27,68	50,14
19	-11,40	25,27	23,60	-3,89

En donde, de manera ordenada, se aprecia, el error resultante de la subjetividad al momento de seleccionar un método de segmentación anatómico:



Por lo anterior, se resalta la importancia de la segmentación empleada no solo para la automatización de procesos de diagnóstico, también para la interpretación visual por parte de los médicos especialistas, en donde la correcta visualización de las imágenes es una pieza clave para la correcta interpretación de estas.

Este fenómeno se debe principalmente, a la metodología de segmentación subjetiva empleada y a las características inherentes al estudio, tales como radionúclidos empleados, colimadores, y rutinas de procedimiento establecidas.

## 5.2. Correspondencia con los diagnósticos clínicos.

De acuerdo con la información descrita en el capítulo 4 del presente documento, en donde se muestran los vectores encontrados para cada uno de los pacientes, se resaltan los que obtuvieron un diagnóstico poco favorable con evidencias de defectos en la perfusión del miocardio. Todos presentan un vector con magnitud superior a los considerados

normales, sin embargo, para los pacientes 17 y 18, esta variable no es significativa, lo anterior acreditable a los errores metodológicos planteados en el anterior aparte.

Es de tener en cuenta, que los vectores encontrados para los pacientes sin defectos de perfusión, constituyen la base para la parametrización de una metodología estructurada de diagnóstico empleando el método descrito.

## **6. Conclusiones y recomendaciones.**

Finalmente, y a modo de conclusión, se resalta el hecho de que es un método en construcción y en etapas de prueba, el cual aún debe ser reformulado principalmente, teniendo en cuenta todas las particularidades anatómicas y fisiológicas descritas en el capítulo 2. No obstante, constituye una base para la estructuración de este. Con respecto a su viabilidad diagnóstica del mismo, consideramos que el método constituye una herramienta de acompañamiento redundante para el médico nuclear, más no un reemplazo de este. La herramienta informática ha sido construida satisfactoriamente, sin embargo, las dificultades propias del examen diagnóstico asociado presentan dificultades para la automatización del proceso, debido a que la segmentación, en primera medida, ha de realizarse de manera subjetiva de acuerdo con el criterio anatómico de la persona encargada.

Es de resaltar que, si bien la herramienta no cumple en total medida con las hipótesis planteadas para la elaboración del presente trabajo, es una base para la depuración del mismo, en el cual se evidencia principalmente la dependencia de la correcta segmentación en la precisión del diagnóstico.

Se sugiere que las medidas empleadas para la elaboración de herramientas automatizadas sean de carácter público y con la óptima capacitación del personal encargado, en aras de que los médicos especialistas cuenten con las ayudas independientes suficientes para la elaboración de diagnósticos clínicos precisos y justificados.

## 7. Bibliografía.

- Alway, T., Butcher, C., Skondros, E., & al, e. (2016). DE-CMR and MPS for assessment of myocardial viability: to what extent do the two techniques agree? *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* .
- Cherry, S., Sorenson, J., & Phelps, M. (2003). *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia, PA, Estados Unidos: Elsevier Science.
- Cullom, S. (2001). *Principles of cardiac SPECT imaging*. Philadelphia, PA, Estados Unidos: Lippincott, Williams & Wilkins.
- Edenbrant, L., Höglund, P., Frantz, S., & al, e. (2014). Area of ischemia assessed by physicians and software packages from myocardial perfusion scintigrams. *BMC Medical Imaging* 14.
- Gomez, J. (2012). Morbimortalidad cardiovascular en el mundo. *Revista Colombiana de Cardiología*.
- Holly, T., Abbott, B., Al-Mallah, M., & al, e. (2008). ASNC IMAGING GUIDELINES FOR NUCLEAR. *Journal of Nuclear Cardiology*.
- Minarik, D., Senneby, M., & Wollmer, P. (2015). Perfusion vector—a new method to quantify myocardial perfusion scintigraphy images: a simulation study with validation in patients. *EJNMMI Research*.
- Shepp, L., & Vardi, Y. (1982). Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging*.