



**Escuela de Ciencia y Tecnología.
Tecnatura Universitaria en Diagnóstico por Imagen**

Proyecto FINAL INTEGRADOR
“Influencia de la aplicación de diferentes softwares en el cálculo de la fracción de eyección ventricular izquierda GATED SPECT MIBI.”

Alumna: Vianeth Guerra

Tutor: Pablo Sanabria

Dependencia donde efectuó las prácticas : Instituto de Oncología Ángel Roffo.

Fecha de ingreso a la Universidad:

Mes y año de la presentación:

Dirección de correo electrónico: vianeth.guerras@gmail.com.

Índice

1. Introducción.....	3
2. Agradecimiento.....	5
3. Objetivo.....	6
4. Marco Teórico.....	7
4.1 Significancia clínica del valor de la fracción de eyección ventricular izquierda y de los volúmenes ventriculares.	7
4.2 Influencia de los parámetros de adquisición y reconstrucción en el cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) en Gated – Spect (Tomografía por Emisión de Fotón Simple) de perfusión miocárdica con 99mTc-MIBI.....	8
4.3 Método de cuantificación de la función ventricular izquierda y reconocimiento del borde del ventrículo izquierdo.....	10
4.4.1 Algoritmo de la universidad de Emory ECToolbox.....	10
4.4.2 Algoritmo MYOVATION.....	15
5. Materiales y métodos.....	22
6. Resultados	23
7. Conclusión	36
8. Bibliografía.....	37

Resumen:

El **objetivo** de este trabajo fue evaluar la variación del cálculo de la fracción de eyección ventricular izquierda mediante dos software ECToolbox y MYOVATION observando la variación de un software respecto del otro. Las características específicas de ECToolbox se analizaron en comparación con el MYOVATION. **Métodos:** En el presente trabajo se procesaron cinco estudios de perfusión miocárdica de pacientes de sexo femenino sin defectos de perfusión, para cada paciente se realizó la perfusión miocárdica en reposo y esfuerzo con ^{99m}Tc (MIBI) 8 frames/ciclo cardiaco con 45 minutos después de la inyección del trazador en protocolos de un día, el cálculo de la fracción de eyección se realizó mediante dos procesamientos distintos FBP y OSEM. **Resultados:** La FEVI tiene la misma tendencia, es decir, igual estabilidad de las curvas con frecuencias de cortes mayores a 0,4 ciclos/cm en estado de estrés sin embargo, en estado de reposo para ECTB refleja igual comportamiento de la FEVI mientras que para MYOVATION el comportamiento es estable con poca variabilidad. En OSEM, tanto para ECTB como para MYOVATION hay sobreestimación de la FEVI, influyendo más las iteraciones en MYOVATION que en ECTB. **Conclusión:** los cálculos obtenidos para ambos software nos brindan información para un buen diagnóstico de pacientes. Sin embargo, ambos software ECTB y MYOVATION es probable que no representen alta variación uno respecto del otro siempre y cuando se utilicen los parámetros de reconstrucción correspondientes con los datos obtenidos.

Palabras claves:

Fracción de eyección, OSEM, Retroproyección filtrada, ECToolbox, MYOVATION, frecuencia de corte, potencia, iteraciones y subsets.

Agradecimiento

Se agradece a los técnicos del Hospital Ángel Roffo por colaborar y prestar sus equipos, en especial al Licenciado Pablo por ser mi tutor y brindar su tiempo para realizar el presente trabajo.

Le agradezco especialmente a la Sra. Stella Marta Vallarino, al Dr. Luis Felipe Chen, profesores y amigos por su apoyo incondicional.

Introducción

La perfusión miocárdica y la función del ventrículo izquierdo se pueden evaluar simultáneamente sincronizando la adquisición de las imágenes tomográficas del corazón con el electrocardiograma (Gated-Spect). Está ampliamente demostrado que la tomografía por emisión de fotón simple gatillado (Gated-Spect) miocárdico posee un gran valor diagnóstico y pronóstico, tanto para evaluar eventos transitorios como para eventos definitivos, aportando datos tanto de perfusión como de la función del ventrículo izquierdo. Noruega, Amuchastegui, Moreyra, Ruiz, Ballarino y Salomé (2001).

El propósito de este trabajo es determinar si existen variaciones de los valores en los cálculos de la función ventricular utilizando distintos software de cálculos.

Uno de los software más utilizado para el cálculo de la función ventricular izquierda es el desarrollado por la universidad de Emory ECToolbox, que se basa en el análisis de volumen parcial, la fracción de engrosamiento del miocardio (Thickening): el análisis de estos factores es el fundamento utilizado para encontrar los contornos del epicardio, miocardio y endocardio especialmente para estudios de Gated-Spect. Mediante su utilización se puede valorar la motilidad parcial y global del ventrículo izquierdo y estimar los volúmenes y consecuentemente la fracción de eyección del ventrículo izquierdo. (Manual de la Empresa General Electric [GE], 2006).

Otro software que se utiliza para el cálculo de la función ventricular izquierda es el MYOVATION, el cual no es un software altamente conocido pero se utiliza para el procesamiento y cálculo de la fracción de eyección ventricular izquierda (FEVI) en dicho estudio. También se basa en la detección de los bordes del ventrículo izquierdo, cuyo procedimiento está compuesto por seis (6) etapas. (GE 2007).

En este trabajo se realizó una comparación entre ambas técnicas de procesamiento el ECToolbox y el MYOVATION. Teniendo el conocimiento de cómo operan los dos (2) software y aprovechando que ambas técnicas tienen el mismo fin para el cálculo de la función ventricular. Para ello se utilizarán datos disponibles en la bibliografía y también estudios del servicio de medicina nuclear del Instituto Angel Roffo.

Objetivo

Evaluar la variación del cálculo de la Fracción de Eyección Ventricular Izquierda que producen dos softwares comerciales empleados en la rutina clínica.

4.1- Significancia clínica del valor de la fracción de eyección ventricular izquierda y de los volúmenes ventriculares.

La fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) se puede obtener a través de estudios gatillados de perfusión miocárdica, permite calcular los volúmenes diastólico y sistólico del ventrículo izquierdo. Su valor es muy importante, ya que indica el funcionamiento cardíaco regional y global proporcionando información para el resultado clínico, basándose en el cálculo volumétrico de la cavidad del ventrículo izquierdo, para el diagnóstico y el pronóstico de enfermedad coronaria e insuficiencia cardíaca.

La fracción de eyección ventricular izquierda es el porcentaje de sangre expulsada del ventrículo izquierdo en cada latido, es decir, fracción de sangre eyectada con respecto al volumen de fin de diástole; siendo el mejor parámetro representativo de la función ventricular y se calcula con la fórmula:

$FE\% = 100 \cdot \frac{(\text{Volumen FD}_{VI} - \text{Volumen FS}_{VI})}{\text{Volumen FD}_{VI}}$	(1)
---	-----

Donde el volumen FD es el volumen en fin de diástole y el volumen FS es el volumen del ventrículo en fin de sístole.

El límite inferior de normalidad para la FEVI es de 50 % y el límite superior de normalidad es menor al 70%. El volumen en fin de diástole no debe ser mayor a 120 ml teniendo en cuenta la talla y el peso del paciente, ya que personas de mayor tamaño pueden tener un valor más alto. Si el corazón es chico, no se ve la cavidad en fin de sístole y por ende la fracción de eyección es más alta, ya que puede ser difícil delimitarlo y conlleva a error en el cálculo; es por ello cuando la FEVI es mayor a 70% no se informa.

En pacientes que han sufrido infarto agudo al miocardio (IAM), la fracción de eyección sirve como un indicador de riesgo.

- Bajo riesgo: fracción de eyección mayor o igual a 50 %.
- Riesgo moderado: fracción de eyección entre 36 – 49 %.
- Alto riesgo: Fracción de eyección menor o igual a 35 %.

4.2- Influencia de los parámetros de reconstrucción en el cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI).

En la reconstrucción se obtienen planos tomográficos del eje corto, largo horizontal y vertical (ápex a base) a lo largo del intervalo R-R. La automatización completa del procesamiento permite una mayor reproducibilidad de los resultados con menor variabilidad intra-inter operador.

Retroproyección filtrada

La reconstrucción de los bordes del ventrículo izquierdo en Gated-Spect depende de la localización de la superficie endocárdica y epicárdica. La retroproyección filtrada es un método analítico rápido que produce una calidad de imagen con gran cantidad de ruido y bajo contraste generando así dificultad para definir bien la pared ventricular.

La delimitación de los bordes es afectada por los parámetros de reconstrucción como lo es: la frecuencia de corte y la potencia. El uso de diferentes parámetros de reconstrucción influye en la cuantificación de la FEVI, debido a que imágenes muy filtradas pierden definición dejando pasar las bajas frecuencias perdiendo resolución espacial. Por otro lado, si aumentamos la frecuencia de corte dejando pasar frecuencias muy altas, aumenta también el ruido con lo cual con frecuencias de corte bajas se sobreestima la FEVI y aumentando las altas frecuencias podemos acercarnos al valor correcto sin aumentar el ruido dado que esto favorecería el incremento del error y dañaría la calidad de la imagen. Es por ello, que existe un compromiso entre la pérdida de resolución espacial y la disminución del ruido, por ejemplo, al disminuir la frecuencia de corte hay pérdida de los bordes y las estructuras más pequeñas aparecen menos definidas, mientras que, los bordes de las estructuras son más nítidos a medida que aumentamos las frecuencias. Por otro lado, las frecuencias de cortes muy altas agregan ruido estadístico de otros lugares y la imagen se degrada. Por ese motivo, las imágenes deben tener una buena cantidad de cuentas y baja cantidad de radiación dispersa para que no sea necesario recortar demasiado a las altas frecuencias y así no perder los detalles en la imagen.

Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM).

Método iterativo que interviene en la delimitación de los bordes endocárdicos y pericárdicos, utilizando los parámetros de reconstrucción como las iteraciones y los Subsets. Por lo tanto, al variar los parámetros de reconstrucción, influye en la cuantificación de la FEVI obteniendo valores mucho más reales que los valores adquiridos con FBP.

Las primeras iteraciones grafican las estructuras groseras de la imagen que traducen las bajas frecuencias, y al aumentar el número de iteraciones se resaltan los detalles de la imagen que traducen las altas frecuencias y así permite mejorar la calidad de la imagen proporcionando resultados más exactos, teniendo en cuenta correcciones de atenuación y la dispersión de la radiación para obtener cálculos de la FEVI más acertados.

En un número de 20 iteraciones en OSEM el método converge al mejor resultado posible, es decir, OSEM toma un resultado, luego al mismo lo emplea para una siguiente aproximación y así sucesivamente hasta llegar al valor deseado minimizando el error y obtener un cálculo más atinado a lo normal. En OSEM, una de las cosas importantes es que en las zonas donde hay alta concentración de actividad no se ve tan marcado. Por otro lado, si incrementamos el número de las iteraciones introducimos ruido y comienza aumentar el error.

Duarte, et al (2012) afirman que la literatura es limitada y que no hay selección de parámetros de reconstrucción para la cuantificación de la fracción de eyección. Las directrices europeas y americanas no proporcionan recomendaciones precisas sobre la elección de parámetros. Sin embargo, recomienda el uso de retroproyección filtrada con el uso del filtro butterworth, con una frecuencia de corte de 0,5 ciclos/pixel para potencias 10, 15 y 20, mientras que para el método iterativo recomienda seleccionar combinaciones entre 2I. 10S “o” 2I. 12S.

FILTRO BUTTERWORTH

Es un filtro pasa bajo, es decir, de suavizado por tanto, los parámetros como la potencia y la frecuencia de corte le dan las características particulares para cada caso.

La potencia determina la velocidad con que recorta las altas frecuencias, es un número entero positivo. Mientras que la frecuencia de corte (f_c) describe el punto en el cual el filtro comienza a recortar sensiblemente las altas frecuencias.

En las imágenes cardiológicas este filtro tiene un gran peso y la elección de sus variables es crucial para el diagnóstico, debido a que al tener una (f_c) o potencia con valores muy altos o bajos puede llevar a una detección errónea de los bordes del VI.

4.3 Método de cuantificación de la función ventricular izquierda y reconocimiento del borde del ventrículo izquierdo:

Para calcular la fracción de eyección ventricular izquierda los diferentes softwares primero reconstruyen los cortes (eje corto, eje largo horizontal y eje largo vertical) y luego teniendo en cuenta el intervalo R-R, deben reconstruir en tres dimensiones el ventrículo izquierdo en forma volumétrica y para cada instante del ciclo cardiaco. De esta manera puede calcular el

volumen ventricular para cada frame que componen el ciclo cardiaco, de esta manera se obtendrá la curva de volumen vs tiempo. Finalmente también se podrá calcular la fracción de eyección dado que de lo anterior se podrá conocer; el volumen de fin de diástole y fin de sístole. A continuación se explica cómo ambos softwares reconstruyen los volúmenes ventriculares a partir de la información de los cortes tomográficos.

4.4.1 Algoritmo (Software) para el cálculo de la FEVI Emory University's Cardiac EcToolbox.

Al inicio del programa en el pre-procesado, 4 parámetros son identificados automáticamente: el centro del eje a lo largo del ventrículo izquierdo (VI), base, ápex y el radio de una región circular centrada alrededor del eje largo que encierra al VI en cada corte del eje corto. El ápex y la base limitan la extensión del eje corto en el muestreo miocárdico. El centro del eje largo y el radio limitan los rangos de muestreo de perfusión así el programa no incluye estructuras hipercaptantes extrañas en los perfiles de cuenta máxima.

EcToolbox utiliza 3 puntos principales en el procesamiento de la imagen:

1- Reorientación automática de los ejes cardiacos.

En la figura 1 se observa el proceso en el cual el operador interviene para orientar los ejes para que queden bien verticales, es decir, alineados con los mismos límites y el mismo zoom.

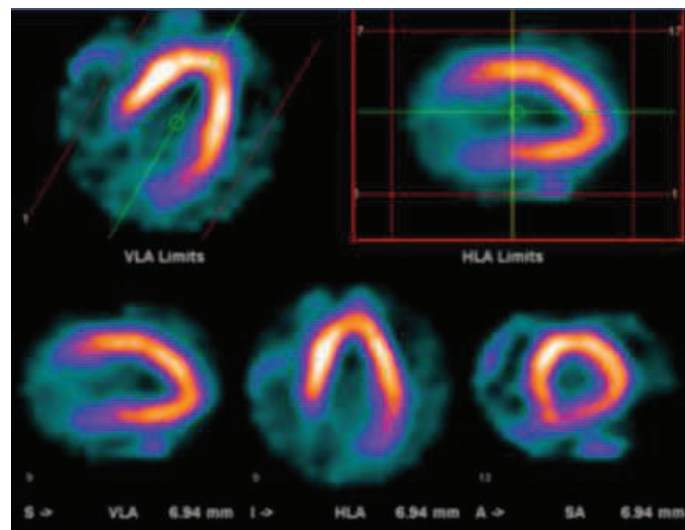


Figura 1. Reorientación de los distintos ejes del VI en ECToolBox.

Fuente: Manual de la empresa General Electric [GE], copyright 2006, p3-1).

Luego es aplicado un filtro para remover cualquier valor erróneo y para crear una superficie que se aproxime mejor al liso de la superficie del ventrículo izquierdo.

Luego de la reconstrucción, lo que se obtuvo es el conjunto de planos en estudio de esfuerzo y reposo, ambos se compararon corte a corte. Estos ejes no representan todo el corazón, es una distribución espaciada de la punta hacia la base dejando afuera la punta.

2- Determinación automática de los límites de la cavidad del VI.

El software calcula el centro de masa, considera que en fin de diástole el grosor miocárdico es uniformemente de 10 mm, el porcentaje de información puede ser usado para aproximar el engrosamiento miocárdico “absoluto” en cada punto muestreado del VI, en todos los cuadros del gatillado. Los puntos límites del endocardio y epicardio, pueden ser determinados por el proceso de modelado que proporciona un juego de puntos de superficie calculando el centro de masa y trazando perfiles radiales alrededor del ventrículo rodeándolo 360° sacan los perfiles de cada recta (actividad en función del espacio) (figura 2.A), lo cual se ajustan por una función gaussiana que ajusta los perfiles radiales tomados a diferentes ángulos buscando el punto máximo uniéndolos para encontrar la parte media de la pared del ventrículo denominado mesocardio (figura 2.B).

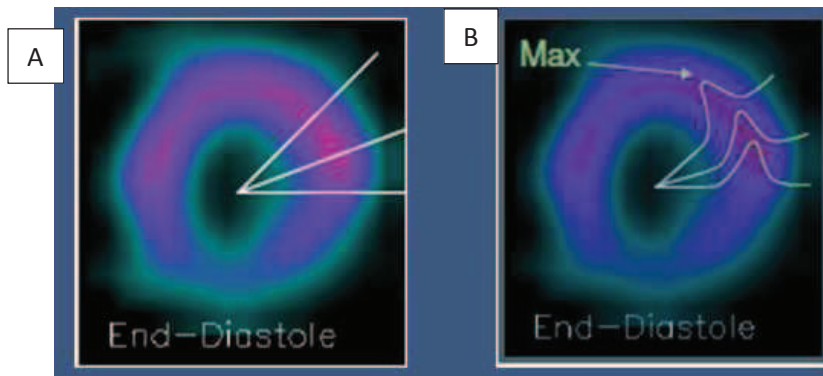


Figura 2. Power Point de SPECT Cardiológico fuente: Roberto Galli 2016.

A. Centro de masa del VI con sus perfiles radiales. B. ajustados a una función gaussiana.

El proceso de modelado es el resultado de la operación en un juego de puntos de superficie endocárdicos y epicárdicos, que corresponde a cada muestra cuantificada de perfusión para todos los cuadros del ciclo cardiaco, como se demuestra en la figura 3. Luego se unen las posiciones x e y de los valores máximos de cada perfil trazando una línea

punteada que corresponde al mesocardio, a partir de esta estimación se trazan los contornos del ventrículo (endocardio y epicardio) desplazándose 5mm hacia el exterior e interior del mesocardio (figura 4).

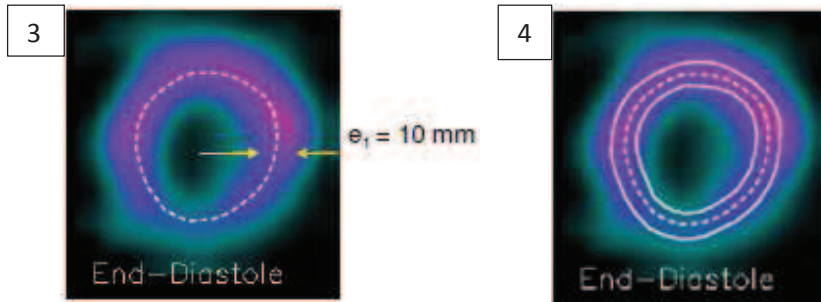


Figura 3. Power Point Spect Cardiológico fuente: Roberto Galli 2016. Puntos medios del miocardio.

Figura 4. Contornos del mesocardio. Galli R, 2016.

Grosor de la pared

Para cada muestra cuantificada de la perfusión, una curva de tiempo- intensidad es creada y su transformada de Fourier (análisis matemático utilizado) es computada. La fase y la amplitud de la primera armónica de la transformada es usada para calcular el porcentaje de grosor (con respecto al primer cuadro de fin de diástole) para todos los cuadros del ciclo cardiaco (figura 5).

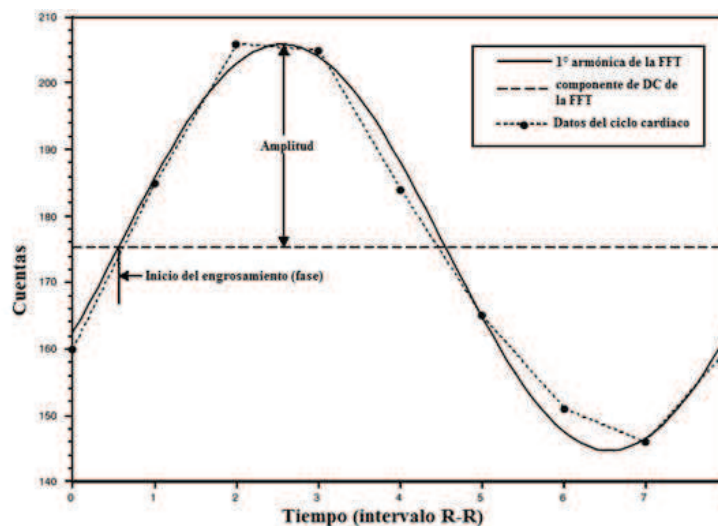


Figura 5. Primera armónica de la transformada de Fourier, se puede observar el ajuste de los datos del ciclo cardiaco. Fuente: ECToolBox protocolo de General Electric [GE], copyright 2007, p E-16).

La fracción de engrosamiento del miocardio (Thickening), es el fundamento utilizado para encontrar los contornos de endocardio y epicardio para los estudios de Gated- SPECT.

El engrosamiento cardiaco se produce cuando el corazón se contrae, haciendo que el músculo se engrose. Debido al engrosamiento cardiaco y al aumento de la intensidad producto de este, se puede reconstruir un mapa polar para representar varias variables y no solamente la intensidad. El engrosamiento de la pared del miocardio puede evaluarse visualmente observando los cambios de brillo (o color) de cada segmento a lo largo del ciclo cardíaco. La disminución aparente de cuentas (brillo) es consecuencia del Efecto de Volumen Parcial (EVP). Dicho efecto consiste en una supuesta menor cantidad de cuentas registradas, debido al adelgazamiento de la pared miocárdica en fin de diástole.

Los mapas (figura 6) representan las cuentas en los perfiles de estrés y reposo y las cuentas en los perfiles de reversibilidad ponderados en volumen, compensa variando el grosor desde el ápex hasta la base, así los cortes apicales son más gruesos y los basales son más delgados.

También describen todo el ventrículo representado del ápex a la base, donde muestra la distribución de los sectores en función de las arterias que irrigan: arteria descendente anterior izquierda, la circunfleja izquierda y la arteria coronaria derecha.

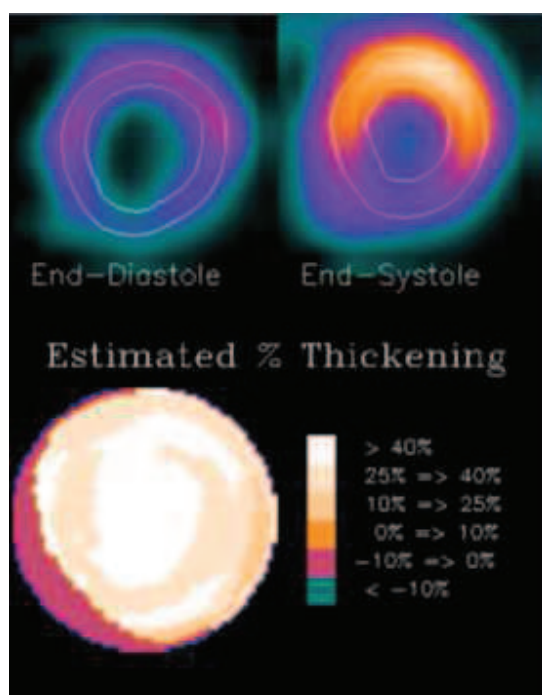


Figura 6. Mapa polar del VI. Fuente: ECToolBox protocolo de General Electric (GE), copyright 2006, p 3-1).

3- Determinación automática de los planos del ápex y del plano valvular.

Los volúmenes resultantes asociados a la superficie endocárdicos y pericárdicos pueden ser computados. Los puntos de bordes más allá del plano valvular septal son excluidos de todos los cálculos de volumen y masa para el ventrículo izquierdo.

A partir del estudio de perfusión miocárdica es posible determinar la fracción de eyección basándose en el cálculo volumétrico de la cavidad del ventrículo izquierdo. Es calculada usando los volúmenes de fin de sístole y fin de diástole

Al final, los contornos que se encuentran en cada uno de los planos se integran en volumen y se puede obtener un mapa de superficie que representa las paredes externas e internas en el momento de fin de diástole. Esos valores en mm que llevados a integrar en volúmenes lo dan expresado en mm³. Este cálculo es el original, denominado (Ro) en el programa.

ECTB tiene otros métodos para calcular la fracción de eyección, por ejemplo: la fracción de eyección original se puede transformar en dos ecuaciones de regresión. La primera (R1), se basa en la comparación de los valores de (FE) calculadas con dos programas distintos: ECTB y QGS, adicional se utilizó con valores de (FE) calculadas con MRI.

Los límites endocárdicos del eje corto en RMI fueron determinados manualmente para calcular la (FE), mientras que ECTB y QGS se utilizaron de forma automática para calcular la (FE) sin iteración del usuario. Así mismo, demostraron que entre ECTB y RMI no hubo gran diferencia sin embargo, entre RMI y QGS hubo mayor diferencia; QGS subestima los valores de RMI. ECTB incluye una ecuación de regresión (R1) para transformar los valores de fracción de eyección computados, usando la ecuación:

$Y = 0.96X - 0.053.$	(2)
----------------------	-----

Utilizaron un proceso similar para obtener la segunda regresión (R2) con ECTB, basada en la comparación de valores de (FE) entre ECTB con el multigated acquisition (MUGA). El MUGA tiende a subestimar los valores de (FE) por la superposición auricular en estudio planar. La correlación entre ambos métodos proporcionó valores de FE comparables, es decir sin mayor diferencia. La ecuación (R2) para transformar la FE computada es:

$Y = 1.22X - 0.072.$	(3)
----------------------	-----

ECTB proporciona estos métodos de cálculo para que el usuario tenga mayor flexibilidad en las herramientas disponibles y así poder decidir la mejor forma de aplicarlas clínicamente al estudiar al paciente. En la validación del ECTB se utilizó como método Gold estándar la RMI ya que, se compara favorablemente con otras técnicas. Sin embargo, sugieren que se elija uno de los tres métodos (Ro, R1, R2) y no cambiar entre ellos en cuanto al enfoque de uso. Con respecto a la delimitación de las paredes vasculares se observa en las imágenes superiores (figura 7) delimitado el radio del VI y en las imágenes debajo los cortes del VI desde el ápex a base.

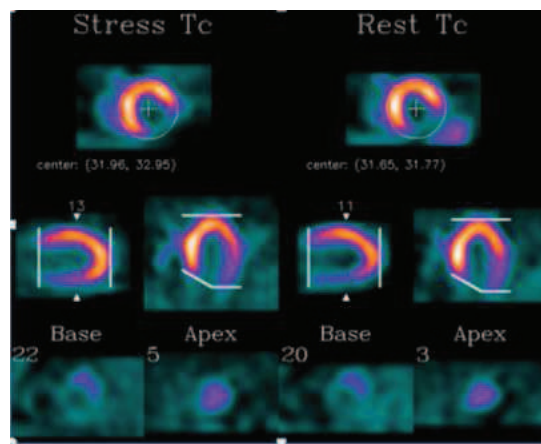


Figura 7. Delimitación de las paredes valvulares, en las imágenes superiores se ve delimitado el radio del VI y debajo se ven los cortes del VI, desde ápex a base. Fuente: Healthcare GE. EcToolBox™ PROTOCOL For Xeleris™ 2 Functional Imaging P&R Systems Operator Guide Copyright Technical Publication revision 1 2007.

Como resultado de todo lo que realizó el software obtenemos (figura 8):

- Los cortes.
- Mapa polar.
- Curva de volumen.
- Volumen de fin de diástole y fin de sístole.
- Volumen de eyección.
- Masa muscular.
- Fracción de eyección.
- Fracción de engrosamiento.
- Motilidad parietal.

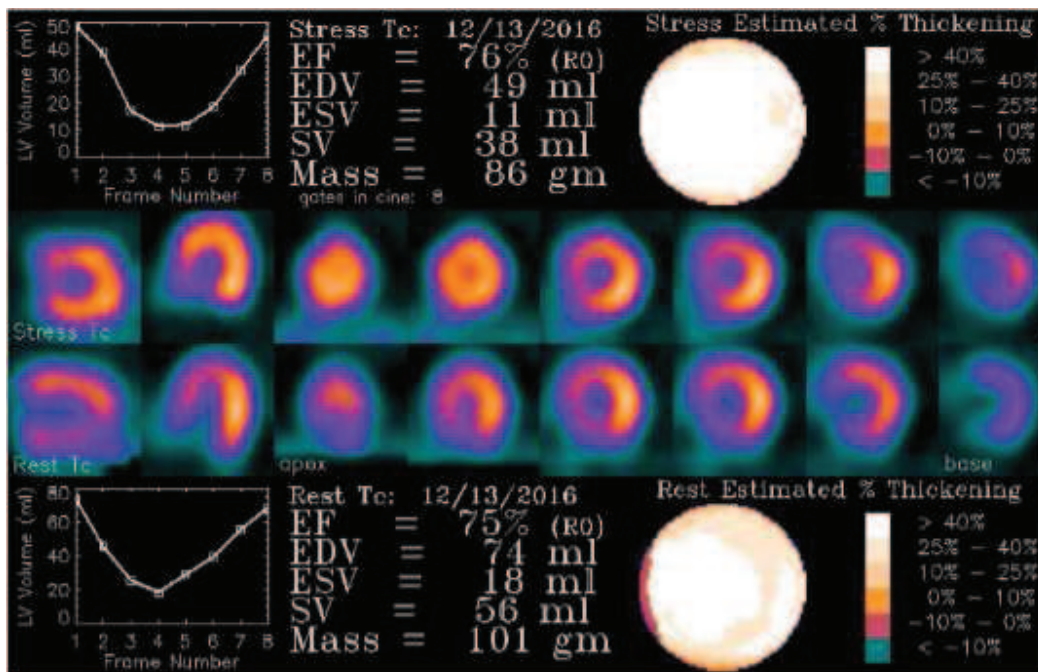


Figura 8. Presentación de los datos. Fuente: EcToolBox™ PROTOCOL For Xeleris™ 2 Functional Imaging P&R Systems Operator Guide Copyright Tecnical Publication revision 1 2007.

4.4.2 Algoritmo (software MYOVATION) de Segmentación del ventrículo izquierdo.

El algoritmo de detección de superficie del ventrículo izquierdo (DSVI), detecta la superficie miocárdica del ventrículo izquierdo a partir de una imagen de perfusión miocárdica. Lo cual debe superar algunos desafíos, tales como el tejido hipoperfundido, la captación gastroduodenal y la correcta delimitación de los planos valvulares.

El algoritmo de la Detección de Superficie del Ventrículo Izquierdo (LVSD) se compone de seis pasos principales que muestra su funcionamiento, lo cual se detalla a continuación:

1 cálculo del Centro de masa (COM)

Como primer paso el algoritmo hace un análisis de la imagen, para detectar el centro de la cavidad del ventrículo izquierdo, utilizando la combinación de dos distintos métodos.

- 1- Se puede detectar el grupo de valores binarios del ventrículo izquierdo (LV) dentro del límite.

- 2- Luego ajusta polinomios de alto orden a los perfiles de la imagen de entrada para analizar sus puntos críticos.

2. Muestreo y detección inicial de la superficie del centro de miocardio.

La imagen es muestreada de algo continuo a una muestra discreta para poder digitalizarla, empieza en el centro (figura 9.A) y propagándose de ahí consecutivamente hacia fuera. Cada muestra se ajusta con una función gaussiana (figura 9.B).

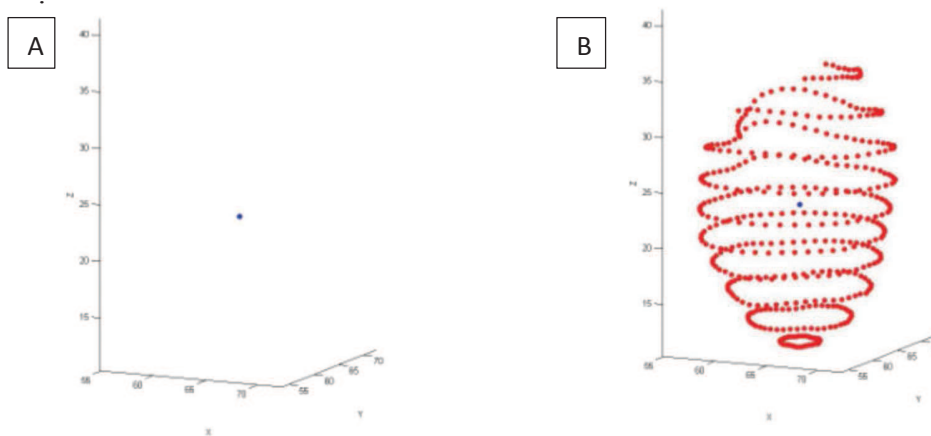


Figura 9. Lado izquierdo COM muestra el centro de la cavidad del ventrículo izquierdo. **Lado derecho** COM indica el centro detectado (azul) extendiéndose consecutivamente hacia fuera de la superficie con los puntos muestreados de miocardio (rojo). La salida del muestreo esférico.

Fuente: MYOVATION protocolo de General Electric (GE), copyright 2007.

3 Ajuste Elipsoidal

El algoritmo ajusta los puntos miocardios extraídos con un elipsoide establecida (figura 10), el ajuste se mejora con un numero de pasos iterativos (uno de tras del otro). Este ajuste es utilizado para:

- No dar angulación a ningún eje. Esta restricción sigue la asunción del eje corto.
- Dar un radio constante alrededor del elipsoide en el eje largo para que se produzca un círculo. Esta limitación se deriva de la suposición anatómica en relación a la forma del ventrículo izquierdo.

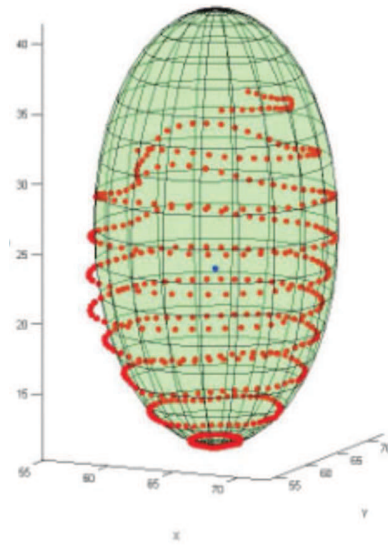


Figura 10. Establecimiento del elipsoide. Lado izquierdo: El punto de centro de masa (azul) con los puntos muestreados del miocardio (rojo). Lado derecho expresa los puntos muestreados y superpuesto un elipsoide colocado a los puntos miocárdicos. Fuente: MYOVATION GE, copyright 2007.

4 Muestreo elipsoidal y detección de la superficie del miocardio.

Nuevamente se muestrea el volumen del eje corto, ahora perpendicular a la superficie elipsoidal (figura 11.A). Cada muestra es ajustada a una función gaussiana (figura 11.B). Cada mitad de la muestra con el promedio establecido (figura 11.C).

Las superficies pericárdicas y endocárdicas se calculan de la siguiente manera:

$Epi = centro + SDe * f$	(4)	$Endo = centro - SDi * f$	(5)
--------------------------	-----	---------------------------	-----

Dónde:

Centro: punto medio del miocardio detectado.

Epi: punto detectado del epicardio.

Endo: punto detectado del endocardio.

SDi: desviación estándar de la función Gaussiana interior.

SDe: desviación estándar de la función Gaussiana exterior.

f: es un parámetro calibrado por el radionúclido.

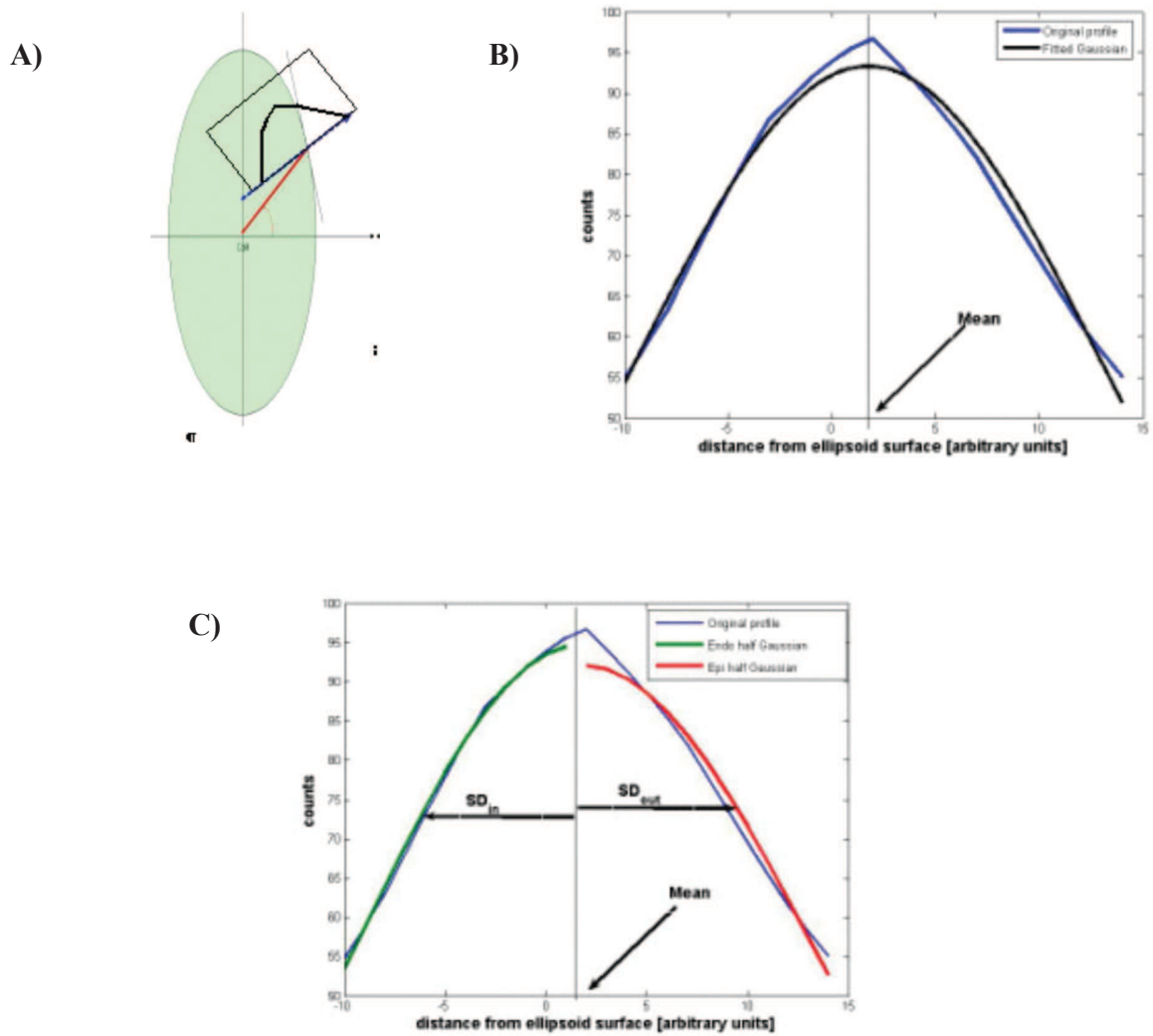


Figura 11. A) Ilustra una sección del elipsoide ajustado con un perfil de cuentas extraído a lo largo de un rayo perpendicular a la superficie elipsoidea. B) Una amplitud del promedio extraído (azul) superpuesta por la función Gaussiana ajustada (negro). C) El mismo perfil que está representado en B (azul), superpuesto por la función gaussiana ajustada a las porciones internas (verde) y externas (rojo) de las cuentas del corte muestreado. Fuente: MYOVATION GE, copyright 2007.

Se realizan dos medidas para tener en cuenta la actividad cardiaca adicional que pudiera encontrarse cerca del miocardio:

- Las muestras que pobremente se ajustan a la gaussiana se descartan.
- Una vez que el proceso de muestreo es completado se eliminan los valores que están fuera de los límites.

5 Establecimiento del Plano valvular.

Se detecta el borde basal (figura 12.A) de la superficie del centro de miocardio muestreado, los bordes basales detectados se ajustan a un plano bien delimitado (figura 12.B), el plano se ajusta en un sentido que no se permite pendientes en la dirección anterior-inferior.

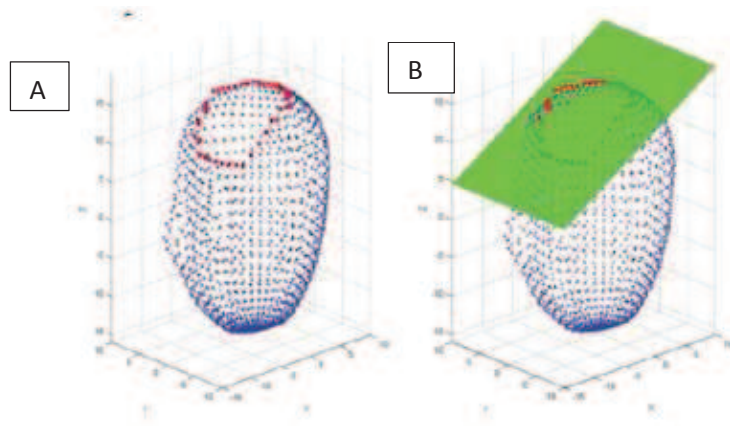


Figura 12. Lado izquierdo: puntos muestreados del centro de miocardio en (azul) superpuesto con el borde basal con los puntos detectados (rojos). Lado derecho: Los puntos del miocardio medio en (azul) superpuesto un reborde basal de puntos detectados en (rojos) y el plano valvular que es calculado por el algoritmo LVSD (verde). Fuente: MYOVATION GE, copyright 2007.

6 Terminación de los Rayos

Durante el proceso de segmentación, el algoritmo podría no detectar la sección de superficie hipoperfundida del LV, lo cual se interpolan con los tejidos circundantes detectados (figura 13).

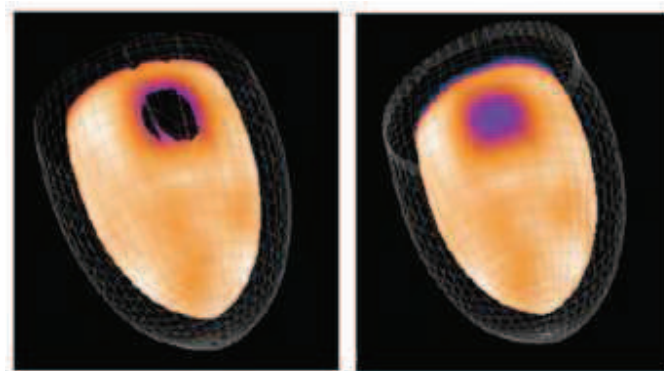


Figura 13. Lado izquierdo: muestra un segmento de la superficie del endocardio que falta en un área hipo perfundida antes de completar el proceso. Lado derecho la misma superficie después de completado el proceso de los rayos. Fuente: MYOVATION GE, copyright 2007.

Datos de Procesamiento LVSD.

El Centrado y Alineamiento del Eje Largo.

Se le recomienda al operador que coloque cuidadosamente el límite del eje largo en el mismo centro de la cavidad del VI durante la re-orientación (figura 14), esto asegura un buen centrado y alineamiento de la cavidad para obtener los mejores resultados que se pueden obtener a partir del algoritmo de detección de superficie del ventrículo izquierdo (LVSD).

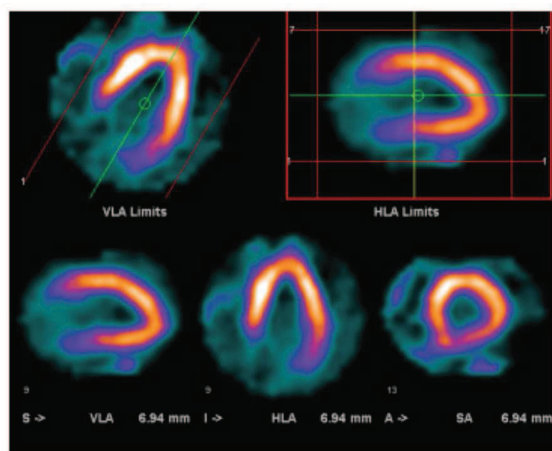


Figura 14. Reorientación y alineamiento del ventrículo izquierdo. Fuente: MYOVATION protocolo de GE, copyright 2007, p B-1).

El algoritmo ha sido diseñado para aceptar las imágenes de los ejes, los cuales han sido cuidadosamente reorientados y alineados en la pantalla (figura 15).

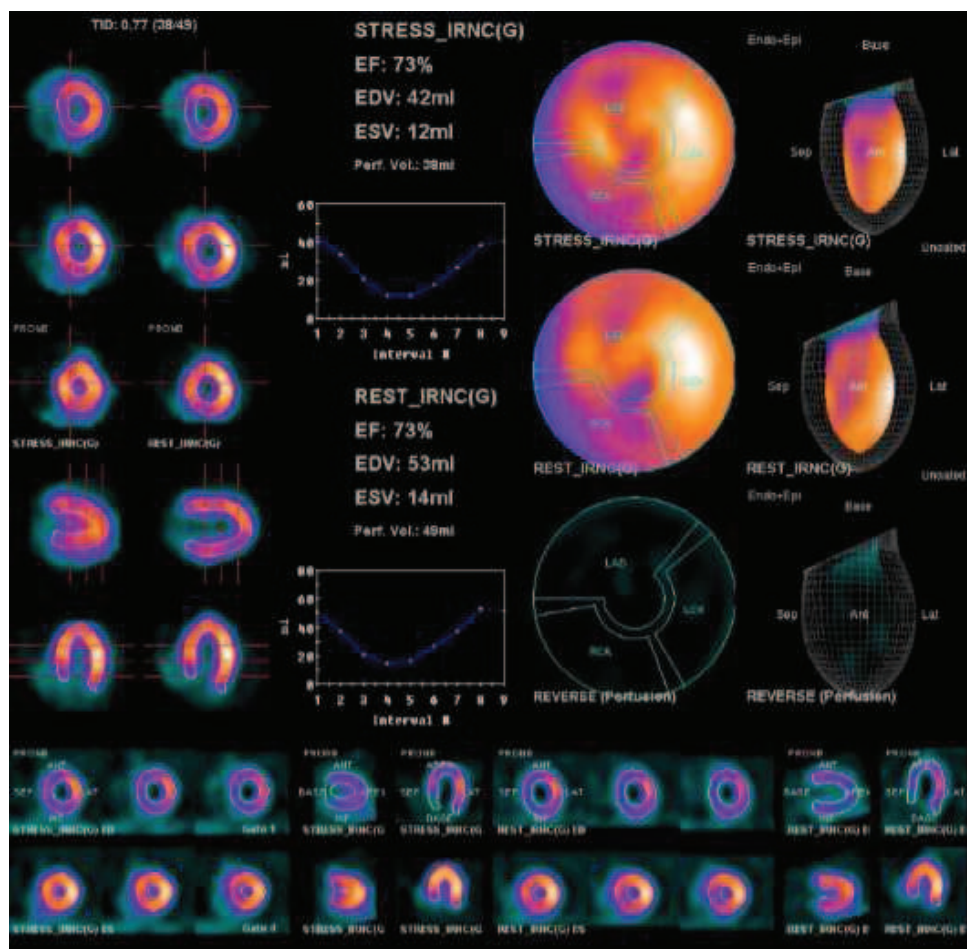


Figura 15. Lado Izquierdo centrado y alineación del eje largo. Lado derecho presentación de datos.
Fuente: MYOVATION GE, copyright 2007.

Materiales y Métodos

Se procesaron imágenes SPECT-CT cardiológicas de 5 pacientes (sexo femenino) rango de edades (45-61), sin defectos de perfusión obtenidas en el Servicio de Medicina Nuclear del Instituto Roffo. Para cada paciente se realizó la perfusión miocárdica en reposo y esfuerzo, 45 min post inyección de 8 mCi a 25 mCi con ^{99m}Tc (MIBI) respectivamente en protocolo de un día. La adquisición se realizó en un único equipo de trabajo SPECT Infinia Hawkeye doble cabezal de la empresa General Electric (GE), mediante la sincronización con el electrocardiograma (ECG), 8 frames con 64 proyecciones de 30 segundos por proyección y una matriz de 64 X 64 órbita autocontorno de 180° de rotación total. Se utilizó un colimador de baja energía, una ventana de 140 KeV, corrección de scatter método doble ventana y atenuación por CT de bajo amperaje (2,5 mA) y una energía de 140 KeV con pitch de 1.9.

Los Procesamientos se realizaron con el algoritmo ECToolbox (GE) y MYOVATION (GE), para el cálculo de la fracción de eyección izquierda. El modo empleado por defecto es el automático para el MYOVATION y para el ECToolbox se fijaron el radio, el centro de masa para el eje corto el ápex y la base para el eje largo por un único operador.

El análisis, se realizó teniendo en cuenta la limitación de no contar con un Gold estándar para comparar ambos métodos, (RMI, ecocardiografía o MUGA, por ejemplo). Con lo cual al utilizar datos de pacientes normales se supuso que los valores de las FEVIS estarían en un rango entre 50 a 70%. Por lo tanto, a cada estudio se lo reconstruyo con Retroproyección filtrada, con filtro Butterworth variando la frecuencia de corte y la potencia para reposo y esfuerzo. Se graficó la dependencia de las FEVI promedio con respecto ambas variables tanto para el ECTB y para el MYOVATION. Luego se procesaron por OSEM los cinco pacientes y se estudió como cambiaron las FEVI promedios en reposo y en esfuerzo con respecto a las iteraciones y a los subsets, pero dejando fijo el filtro ($F_c = 0,5$ ciclos/cm y potencia =5) que también fue el Butterworth; tanto para ECTB y para MYOVATION. Tanto para ECTB como para MYOVATION se analizaron la dependencia de las FEVIS con respecto al procesamiento y finalmente la diferencia entre ambos y también teniendo en cuenta que el ECTB tiene 3 formas de calcular las FEVIS. A continuación en la figura 16, se resume el procedimiento:

Diseño del análisis:

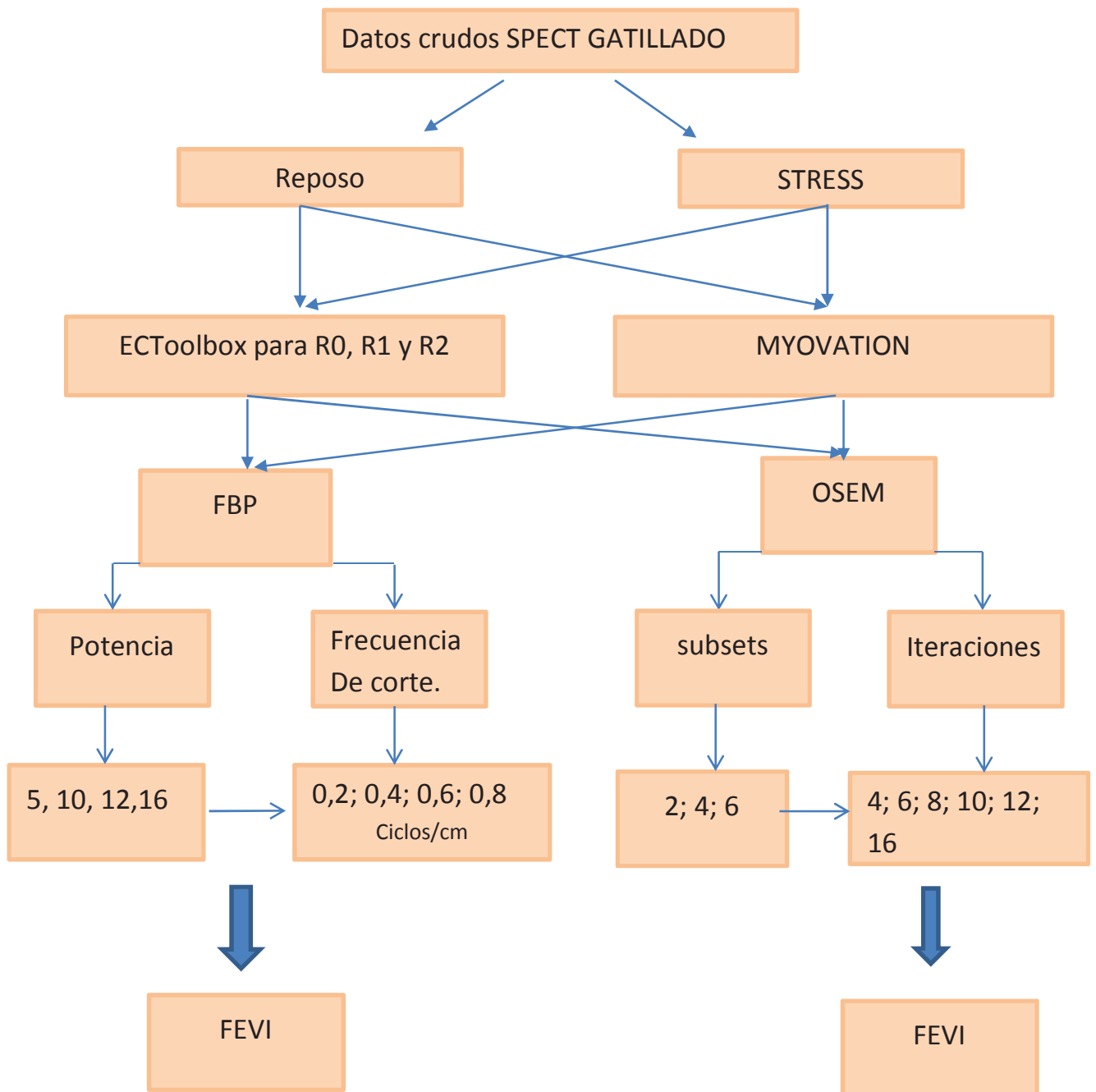


Figura 16. Mapa sinóptico del análisis realizado.

Resultados Obtenidos

FBP

Luego de haber realizado las mediciones correspondientes en ambos softwares (ECToolbox y MYOVATION) se obtuvieron resultados a partir de las cuales se diseñaron los siguientes gráficos (figuras 17 y 18). El rango de la FEVI cuando se realizó la reconstrucción con FBP en estado de estrés y reposo con ECToolbox y MYOVATION, obtenida con 4 potencias distintas (5, 10,12,16) para cada frecuencia de corte cabe destacar que cada punto es el promedio de los cinco pacientes:

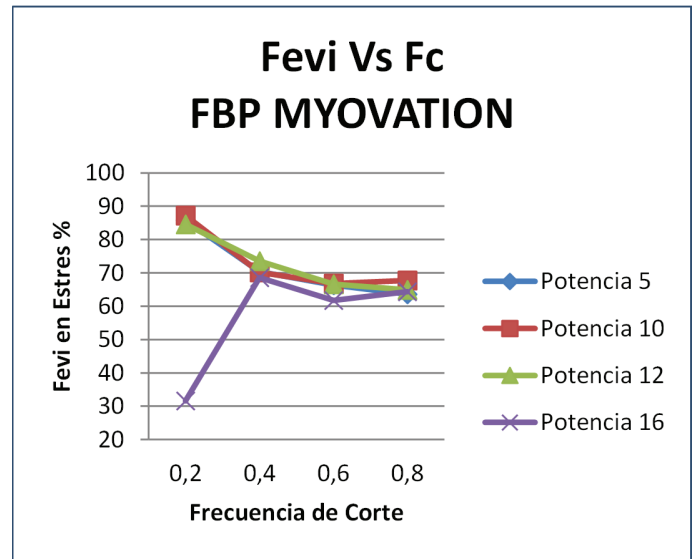
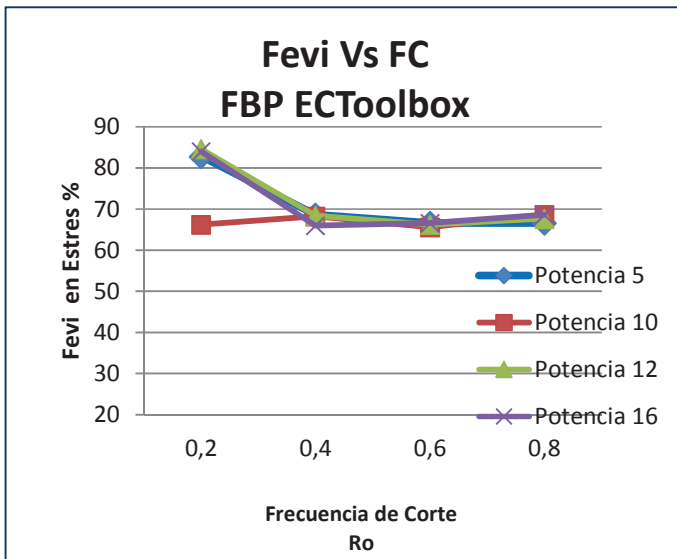


Figura 17:27. Fevi en estrés ECToolBox, vs MYOVATION en retroproyección filtrada. En función de la frecuencia de corte y la potencia.

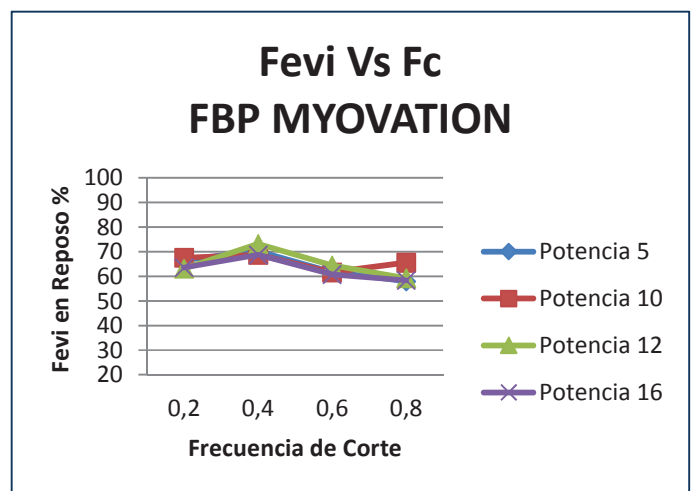
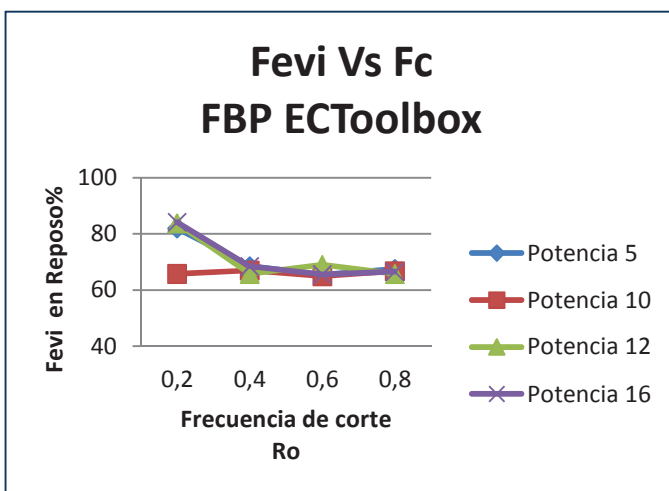


Figura 18:28. Fevi en reposo, ECToolBox vs MYOVATION en retroproyección filtrada. En función de la frecuencia de corte y la potencia.

Los valores de la FEVI en estado de estrés calculada con ECToolbox tienen las mismas tendencias en las curvas con frecuencias de corte mayores a 0,4 ciclos/cm. Es decir, se mantienen muy parecidas al aumentar la frecuencia de corte. Sin embargo, se puede observar que al disminuir la frecuencia de corte a 0,2 ciclos/cm la FEVI calculada con potencia de (5,12,16) se sobreestima, quedando estable la potencia (10). Por otro lado, con MYOVATION muestra la misma estabilidad en las curvas para las frecuencias de cortes mayores a 0,4 ciclos/cm sin embargo, se observa que al disminuir la frecuencia de corte a 0,2 ciclos/cm combinada con una potencia de 5, 10,12 la FEVI se sobreestima, pero con potencia 16 la FEVI se subestima por debajo del 40%. Este resultado, por ser muy distinto al resto se podría desestimar quizá por error de procesamiento.

Los valores de la FEVI en estado de reposo calculado con ECToolbox tienen el mismo comportamiento del estado en estrés, mientras que en MYOVATION el comportamiento es estable con poca variabilidad.

Los siguientes gráficos (figuras 19 y 20) mantienen el mismo comportamiento que los gráficos anteriores (figuras 17 y 18) con poca variabilidad.

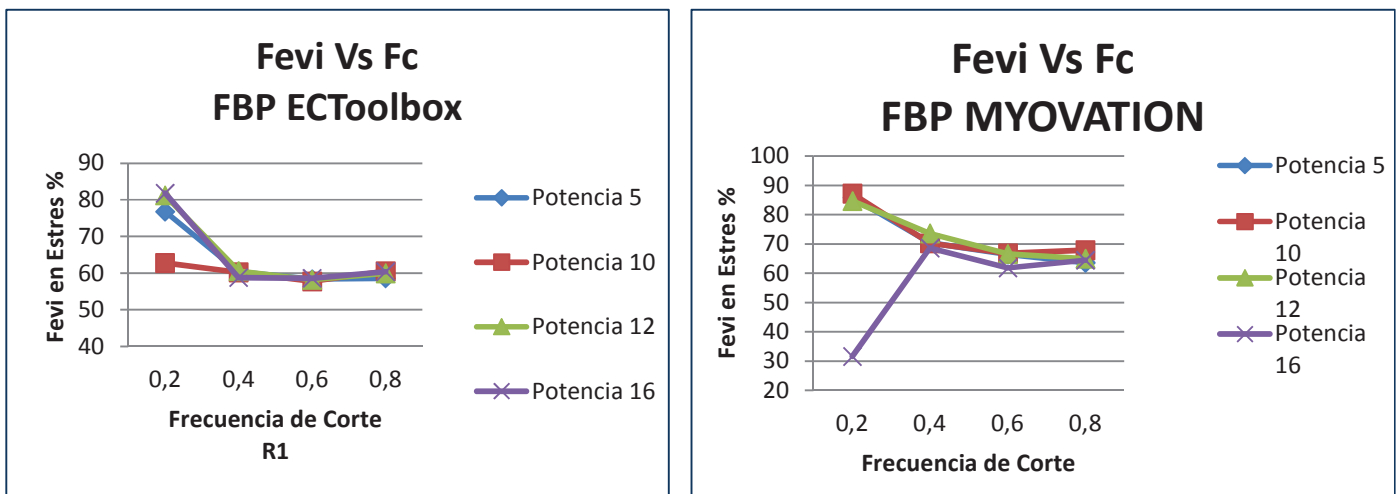


Figura 19.27. FEVI en estrés ECToolBox R1 , vs MYOVATION en retroproyección filtrada en función de la frecuencia de corte y la potencia.

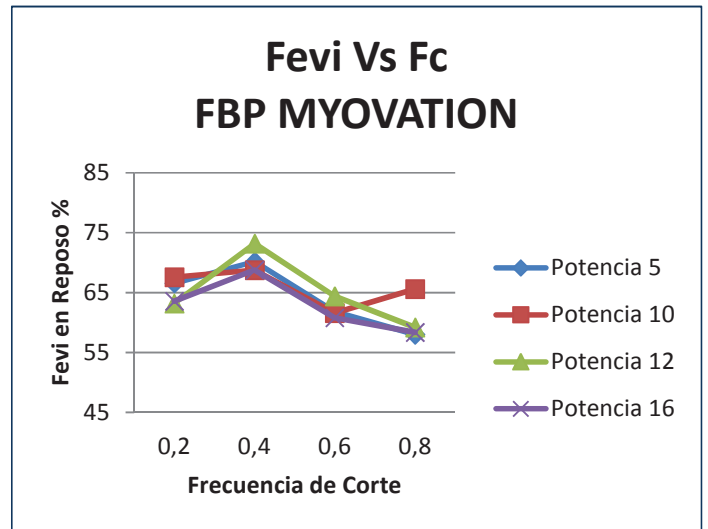
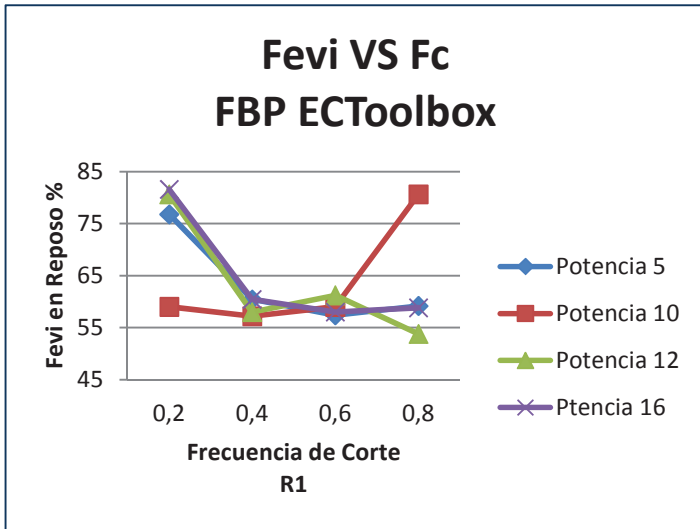


Figura 20.28 Fevi en reposo, ECToolBox R1 vs MYOVATION en retroproyección filtrada en función de la frecuencia de corte y la potencia

Los gráficos siguientes (figuras 21 y 22) reflejan un comportamiento similar pero con pequeña variabilidad.

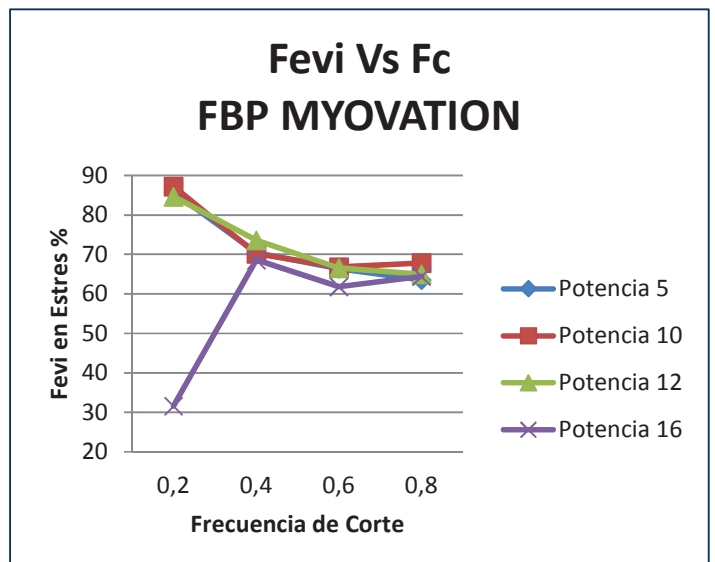
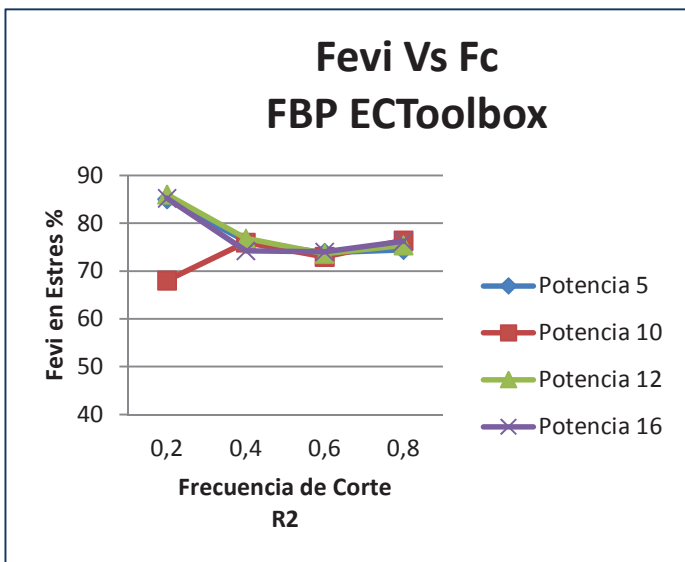


Figura 21.27 Fevi en estrés ECToolBox R2, vs MYOVATION en retroproyección filtrada. En función de la frecuencia de corte y la potencia.

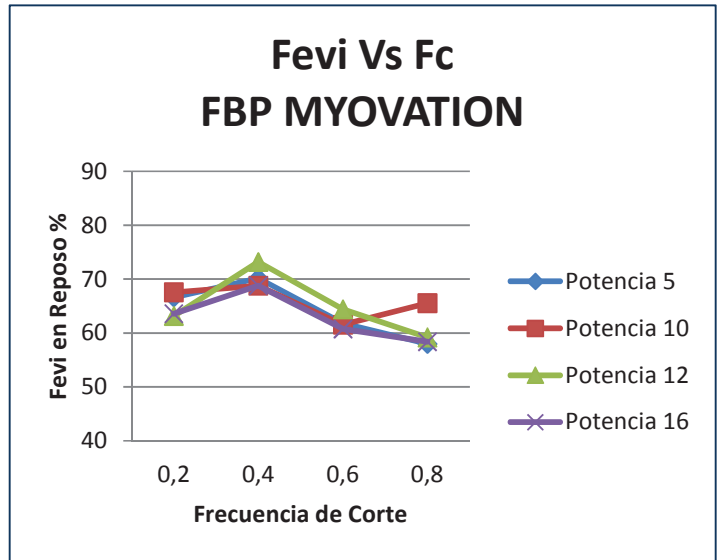
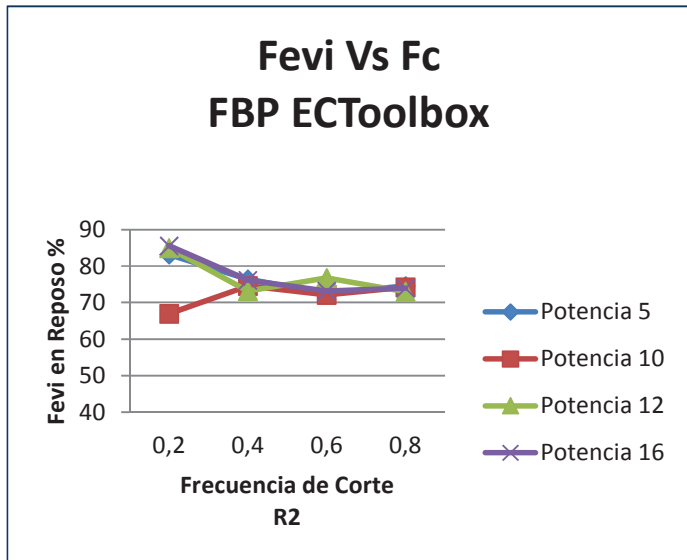


Figura 22.28. Fevi en reposo, ECToolBox vs MYOVATION en retroproyección filtrada en función de la frecuencia de corte y potencia.

Se observa que tanto para datos procesados por ECToolbox por R1 y R2 en reposo siguen la misma tendencia con respecto a la frecuencia de corte y la potencia que con Ro. Con la diferencia que con la potencia 10 se observa mayor estabilidad que con el resto de las potencias. Con respecto al MYOVATION se observa mayor estabilidad en stress a partir de 0,4 ciclos/cm y en reposo son más variables pero sin una tendencia clara hacia sobreestimación con frecuencia menores de 0,2 ciclos/cm en reposo.

OSEM

Los siguientes gráficos (figura 23 y 24) indica el rango de la FEVI al realizarse la reconstrucción con OSEM en estado de estrés y reposo con ECToolbox y MYOVATION utilizando 7 diferentes iteraciones para diversos números de subconjuntos.

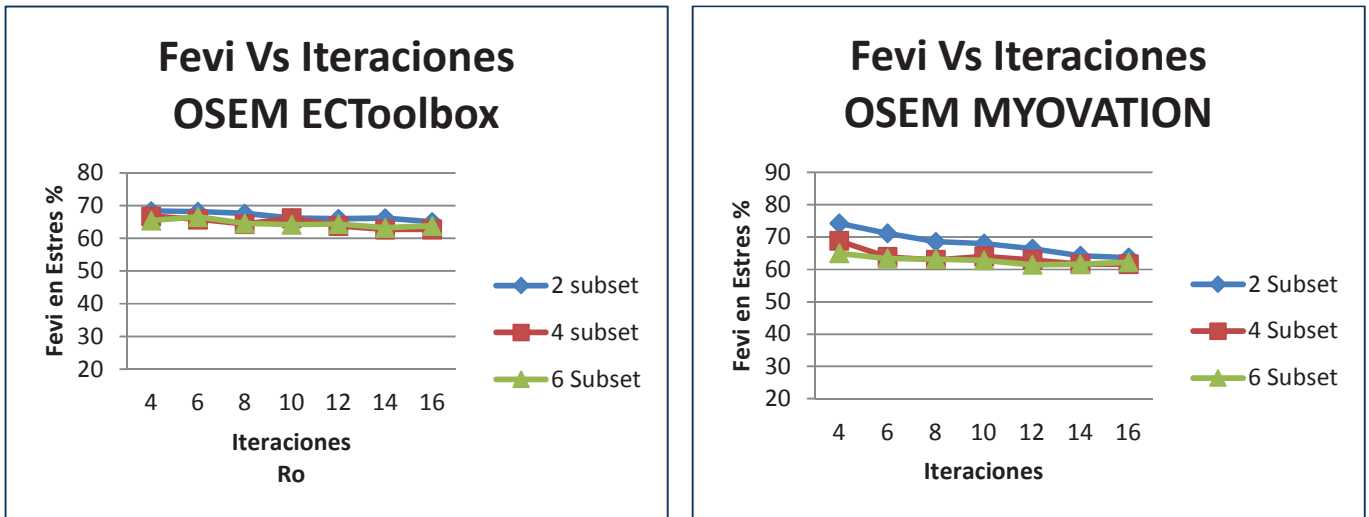


Figura 23.29. Fevi en estrés, ECToolbox R0 vs MYOVATION en OSEM en función de las iteraciones y los subsets.

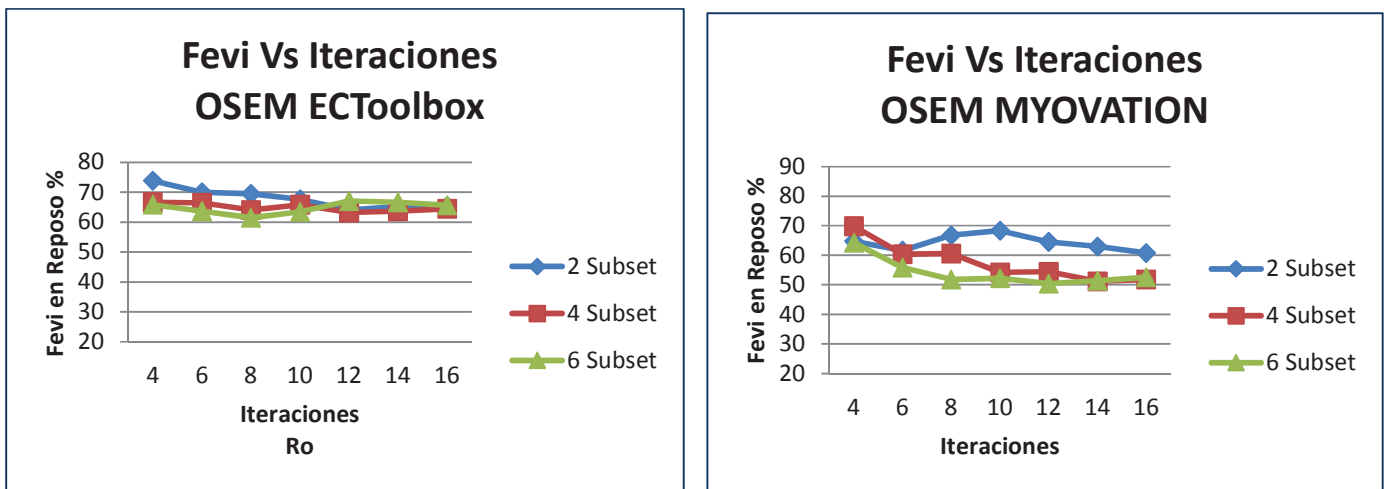


Figura 24.30. Fevi en reposo, ECToolbox vs MYOVATION en OSEM.

Cuando se estudian los valores de FEVI con respecto a las iteraciones y a los subsets se verifica que tanto con ECToolbox como Con MYOVATION hay una sobrestimación de las fevis a menores iteraciones y la misma disminuye con mayor número de iteraciones. Con respecto a los subsets influye más en el MYOVATION, se verifica en este caso a mayor subsets disminuyen los valores de FEVIS.

Los gráficos que muestran la FEVI vs iteraciones procesadas con OSEM como podemos observar (figuras 25 y 26) tanto para reposo y esfuerzo para ECToolbox R1 se obtiene una sobrestimación de las fevis con iteraciones menores de 6 pero con tendencia general más estable que para MYOVATION. Y además con respecto a los valores de R0 hay menos sobreestimación.

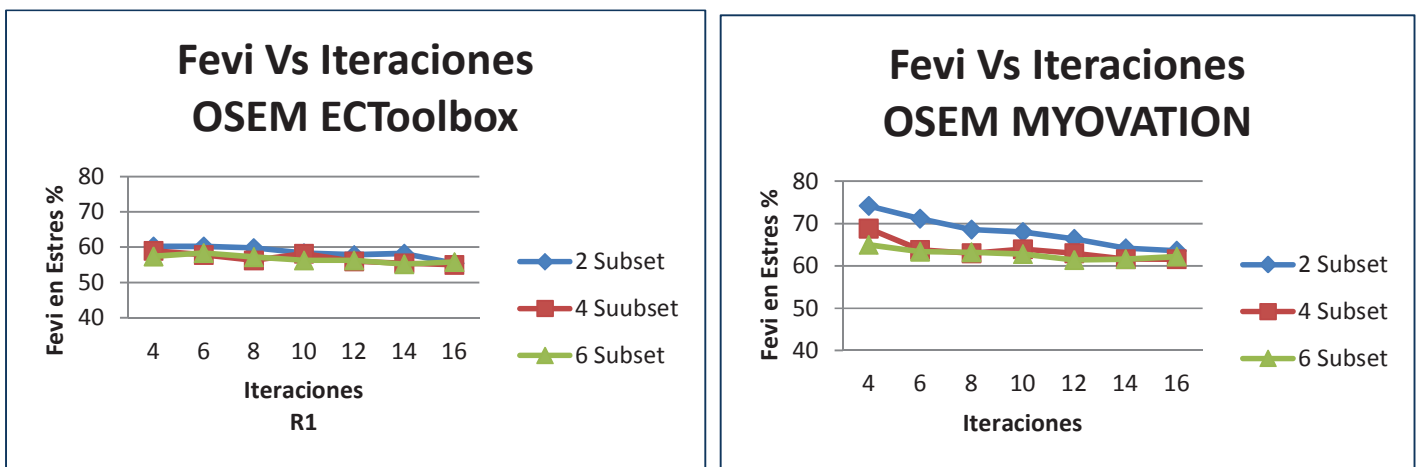


Figura 25.29. Fevi en estrés, ECToolbox R1 vs MYOVATION en OSEM. En función del número de iteraciones y subsets.

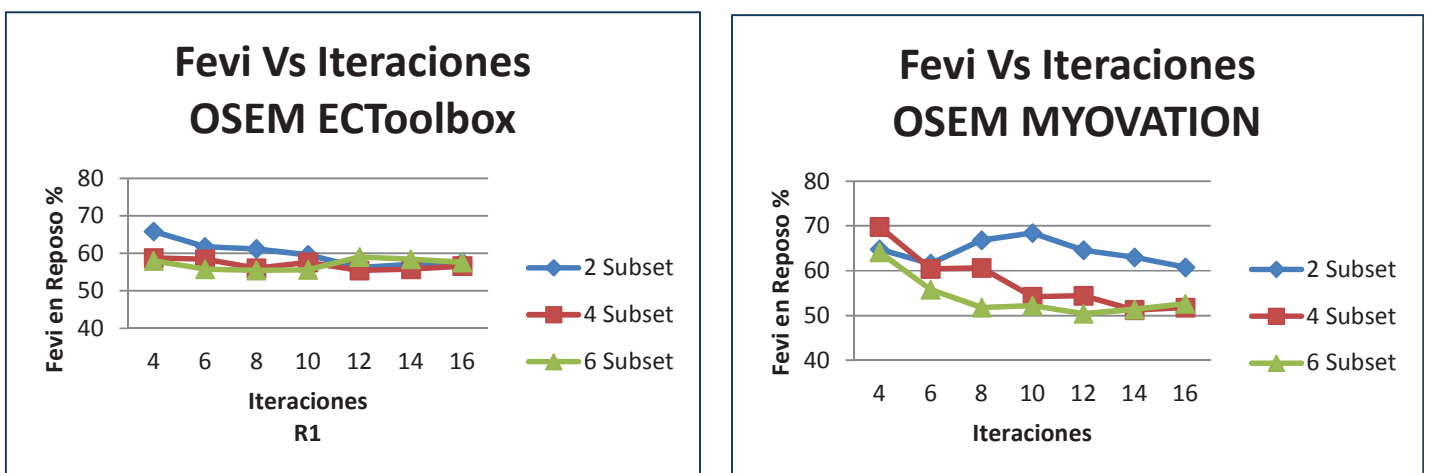


Figura 26.30. Fevi en reposo, ECToolbox vs MYOVATION en OSEM.

Para los siguientes gráficos (figuras 27 y 28) se observan para stress valores muy estables para ECToolbox R2 con respecto a las iteraciones y subsets. Mientras que para Reposo se obtiene mayor variabilidad con respecto a los subsets. En general con R2 se sobrestima los valores de FEVIS si se comparan con R1 y R0.

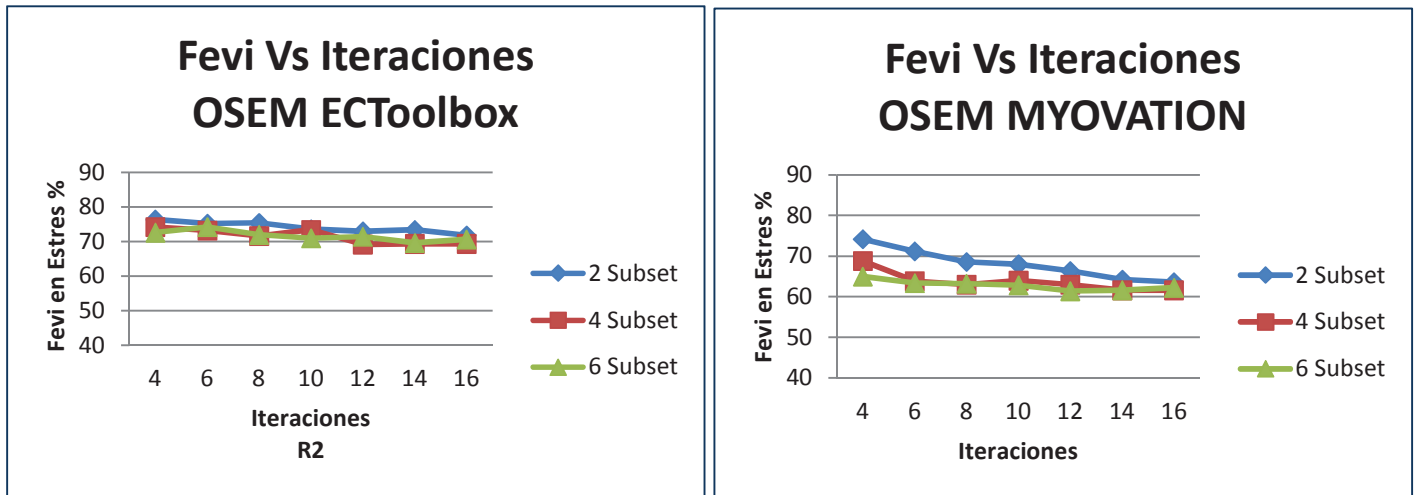


Figura 27.29. FEVI en estrés, ECToolbox vs MYOVATION en OSEM. Se estudia la variación de las FEVI con respecto al número de iteraciones.

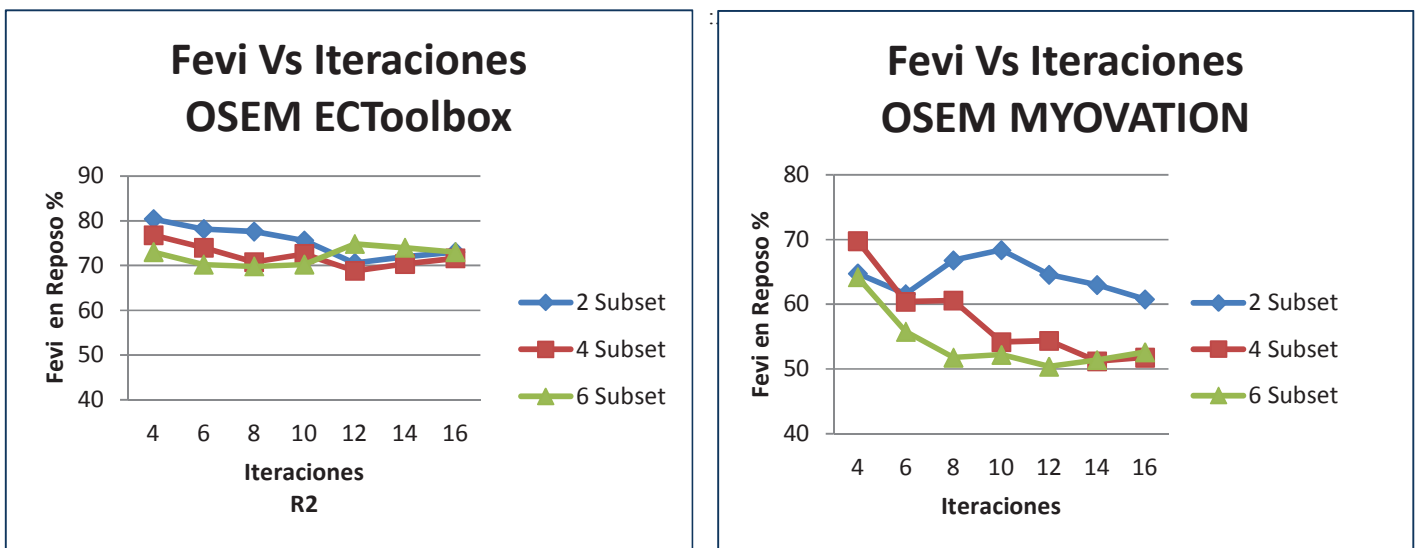


Figura 28.30. FEVI en reposo, ECToolbox vs MYOVATION en OSEM. Se observa la variación de los valores de FEVI con respecto al número de iteraciones y subsets.

En la tabla1 se debe comparar cada R vs el MYOVATION. Lo primero que se puede decir es que el MYOVATION da mucho error para la frecuencia de corte de 0,2 (da un rango de 64,4a 85,8 si se le saca el dato de 0,2 ciclos/cm). Y para el ECToolbox la dispersión es mayor para R1 mientras que para MYOVATION en general en reposo la dispersión es menor que para ECToolbox. R0 y R2 dan menor dispersión que MYOVATION.

Tabla1.

Dispersión ECTB Vs MYOVATION en retroproyección filtrada.

ECToolbox FBP				
	FEVIS (% rango de stress)	Diferencia	FEVIS (%rango rest)	Diferencia
r0	84 - 65,5	18,5	84,2 - 65	19,2
r1	81,2 - 58,4	22,8	81,6 - 53,8	27,8
r2	86 - 68	18	85,6 - 67	18,6
MYOVATION FBP				
r0	85,8 - 64,4	21,4	73,2-58,4	14,8

Ro=cálculo por default; R1= $Y = 0.96X - 0.053$; R2= $Y = 1.22X - 0.072$

En la tabla 2 el análisis es complejo porque involucra los subsets y los R de los Ectoolbox. Para simplificar el análisis se puede buscar los datos del MYOVATION DE MENOR DISPERSION y se puede ver que para 6 subsets tenemos la menor dispersión para esfuerzo y la menor dispersión para subset 2 para el reposo. Lo cual a priori nos indica que hay una diferencia en el procesamiento de los datos de reposo y esfuerzo. Para Ectoolbox Los menores rangos se dan para subsets de 4 y 6 en donde para reposo se registra 3,2% y 3,4% y para estrés entre 4 y 3,2% respectivamente para el método R1. Se registran mayor dispersión de datos para R2 siendo el máximo casi 10% para subsets de 2 (DATOS EN ANEXO TABLA 3). Cuando se compara cual genera mayor variabilidad entre el Ectoolbox y el MYOVATION se advierte que en el reposo el MYOVATION para los subsets 4 y 6 los datos tienen rangos mayores al 10% mientras que para el Ectoolbox esto sucede solo con el R0 para subsets 2 y no supera el 10 % (datos en anexo). En general el Ectoolbox R1 se comporta con menor variabilidad con respecto a los subsets tanto en reposo como en esfuerzo cuando se compara con MYOVATION.

Tabla 2.

Dispersión ECTB Vs MYOVATION en OSEM.

MYOVATION OSEM				
Subsets	Rango rest	Diferencia	Rango stress	Diferencia
2	68,4 – 60,8	7,6	74,2 – 63,6	10,6
4	69,8-51,2	18,6	68,8-61,6	7,2
6	64,2-50,4	13,8	65-61,4	3,6

MYOVATION utiliza un solo método de cálculo (automático).

ECToolBox OSEM R1				
Subsets	Rango rest	Diferencia	Rango stress	Diferencia
2	65,8 - 56,2	9,6	60,2 - 55,4	4,8
4	58,8 - 55,4	3,4	59 - 55	4
6	59 - 55,4	3,6	58,4 - 55,2	3,2

R1 método de cálculo de ECToolbox $Y = 0.96X + 0.053$

Discusión

La fracción de eyección es un parámetro que es estimado de forma fiable utilizando imágenes Gated-SPECT de perfusión miocárdica.

Existen otras técnicas para el cálculo de la fracción de eyección como: la ecocardiografía, técnica de acceso fácil, barato, pero no es muy reproducible ya que es operador dependiente. Por otro lado, la RMI es una técnica de referencia aceptada para medir la función del corazón. Su precisión volumétrica fue asegurada por el alto contraste tisular facilitando la definición del borde del endocardio, pero debe tenerse en cuenta que los cortes del eje corto son bidimensionales y se adquieren por separados, no simultáneamente, llevando a datos tridimensionales, pero no verdaderos, porque la posición del corazón no se repite exactamente igual en los diferentes ciclos de retención de aire, sin embargo, su reproducibilidad de la FEVI es muy buena.

Los resultados evaluados fueron obtenidos con ECTB y se compararon con los obtenidos con MYOVATION. Los valores de la FEVI fueron procesados por FBP y con OSEM, sin embargo, los valores procesados con OSEM resultaron con menor dispersión que los procesados con FBP y esto puede deberse a que se fijaron los parámetros del filtro en OSEM y además este método converge a mayor número de iteraciones al valor real. Podemos incluir las combinaciones de iteraciones y subconjuntos que nos llevaron a una FEVI de valor más aproximado a la normalidad: iteraciones mayores a 8 y menores e iguales a 16, recordando que iteraciones mayores e igual a 20 aumentan el error; iteraciones combinadas con 4 y 6 subconjuntos arrojaron valores más parecidos a los valores normales.

En cuanto a retroproyección filtrada se observó que el rango de los valores calculados en estrés es mucho más alto que los calculados por OSEM, sin embargo, en la fase de reposo se obtuvieron valores similares. Por otro lado, con frecuencias bajas de 0,2 ciclos/cm se obtuvieron promedios de FEVI sobreestimados: esto se debe a la suavización de la imagen porque constituye un obstáculo para la definición de los límites de la pared ventricular por el algoritmo, causando que el cálculo de la FEVI sea incorrecto, mientras que, a frecuencias altas, es decir, mayores a 0.4 ciclos/cm, la diferencia entre los valores de la FEVI obtenidos con 3 potencias distintas no difiere mucho. Debido a los resultados obtenidos, podríamos recomendar utilizar $F_c = 0.5$ ciclos/cm en reconstrucción de FBP con potencias mayores e iguales a 10, 12, 16, ya que no hay diferencia en su influencia.

Finalmente, cuando se comparó el ECTB con MYOVATION, se observó que OSEM estima el valor de la FEVI con menor dispersión siendo favorable los resultados para el ECToolbox. Los resultados obtenidos en este trabajo se evaluaron con pocos pacientes pero van en la misma línea de los obtenidos según Wolfgang M. Schaefer, et al (2005); ya que realizaron evaluaciones cuantitativas de los volúmenes ventriculares y FEVI para la validación de 3 algoritmos (ECTB, 4DMSPECT, QGS) comparándolos con MRI como

método estándar, obteniendo resultados de excelente correlación en la validación vs MRI para todos los algoritmos, así como en la comparación directa de ECTB vs MRI los resultados de ECTB se correlacionaron muy bien con MRI en comparación con los otros algoritmos. Estos resultados se correlacionan con los análisis estadísticos Bland - Altman que demostraron que el promedio de los valores de FEVI entre ECTB y MRI fue de -0.008 sin diferencia significativa. (ECToolBox™ Rev. 1 Copyright© 2007).

Mientras que en FBP hubo mayor dispersión, pero con menor dispersión para MYOVATION sobre todo para Reposo. Ahora bien, ECTB tiene 3 métodos de cálculos (R0, R1, R2) y MYOVATION solo tiene un solo método de cálculo, lo cual podemos decir que entre los 3 R el más fiable es el R1 porque se comparó con RMI siendo un método estructural anatómico de alta resolución y de excelente correlación en los resultados. Finalmente debemos destacar que entre las numerosas variables que entran en juego cuando se calcula la FEVI la frecuencia de corte del filtro Butterworth parece ser la más determinante para ambos algoritmos de reconstrucción y por lo tanto para los software de cálculo de la FEVI.

Como limitación de este estudio, las reconstrucciones realizadas con OSEM y FBP se realizaron con sólo 5 pacientes (femeninos) y no con un número alto de población. Sin embargo, los estudios de pacientes que se utilizaron mostraron valores conocidos dentro de lo normal clínicamente. Y además, como se puede observar tampoco se contó con otro método de diagnóstico como Gold estándar para comparar ambos software.

Conclusión

El SPECT miocárdico proporciona información acerca del pronóstico para pacientes con enfermedad coronaria, es una técnica reproducible que permite la estimación de la FEVI si se utiliza los parámetros óptimos de reconstrucción.

En base al objetivo de este trabajo se encontró que, en principio el ECTB y MYOVATION son parecidos, pero tienen diferencias en el rango. En el caso de ECTB, tiene 3 métodos de cálculos (RO, R1, R2) en comparación con MYOVATION que tiene un solo método de cálculo, pero, lo más importante es que ambos algoritmos utilizan reconstrucción por FBP y método iterativo, no obstante, aunque la FBP es más rápida hoy día los mejores estudios fueron realizados con el método iterativo OSEM. Este método proporciona una leve subestimación del valor de la FEVI, sin embargo, esta estimación podría ser más precisa que la observada en FBP. El ECToolbox es más versátil debido a la posibilidad de agregar 3 métodos de cálculo, pero es más operador dependiente, mientras que el MYOVATION es automatizado en cuanto a la delimitación del ápex, base y centro de masa.

Con los datos procesados observamos que el MYOVATION si no se tiene en cuenta el dato para los 0,2 ciclos/cm en Retroproyección filtrada, la dispersión es menor tanto en reposo con respecto al ECToolbox. Mientras que el ECToolbox muestra menor dispersión y valores más estables para OSEM con respecto a MYOVATION. También observamos que de todas las variables analizadas en Retroproyección filtrada la frecuencia de corte es la más influyente y en OSEM lo es también, además influyen el número de iteraciones y subsets.

Los cálculos obtenidos por ambos softwares nos brindan información para un buen diagnóstico, seguimiento y tratamiento de los pacientes. Sin embargo, se puede concluir, que ambos softwares ECTB (R1) respecto a MYOVATION es probable que no presenten alta variación uno respecto del otro, siempre y cuando se utilicen los parámetros de reconstrucción correspondientes con los datos obtenidos.

Referencias Bibliográficas

Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, et. al. Automatic Quantification of Ejection Fraction from Gated Myocardial Perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Medicine* 36:2138-2147, 1995.

Healthcare GE. EcToolBox™ PROTOCOL For Xeleris™ 2 Functional Imaging P&R Systems Operator Guide Copyright Technical Publication revision 1 2007.

Healthcare GE. MYOVATION PROTOCOL For Xeleris™ 2 Functional Imaging P&R Systems Operator Guide Copyright Technical Publication revision 1 2007.

Noguera E, Amuchastegui M, Moreyra E, Ruiz E, Ballarino M y Salomoné O. Comparación de la fracción de eyección y volúmenes ventriculares izquierdos entre imágenes de perfusión de miocardio sincronizadas con el ECG (SPECT gatillado) y cine ventriculografía. *Revista Argentina de Cardiología*, Vol.69, N°3. 2001.

Schaefer W, Lipke C, Standke D, Kühl H, Nowark B, Kaiser H, Koch K y Buell B. Quantification of left ventricular volumes and ejection fraction from Gated 99mTc-MIBI SPECT: MRI validation and comparison of the Emory Cardiac Tool Box with QGS and 4D-MSPECT. *The journal of nuclear medicine*, vol.46, N°8. 2005.

Anexo

La tabla 3 involucra el cálculo realizado con ECToolbox Ro y R2, utilizando reconstrucción con OSEM.

Tabla 3.

Dispersión ECTB Vs MYOVATION en OSEM

ECToolbox OSEM R0				
Subsets	Rango rest	Diferencia	Rango stress	Diferencia
2	73,8 - 64	9,8	68,4 - 65	3,4
4	66,6 - 63,2	3,4	66,8 - 62,8	4
6	67 - 61,4	5,6	66,6 - 63,2	3,1

ECToolbox OSEM R2				
Subsets	Rango rest	Diferencia	Rango stress	Diferencia
2	80,4 - 70,6	9,8	76,4 - 71,8	4,6
4	58,8 - 55,4	3,4	74,2 - 69,2	5
6	74,8 - 69,8	5	74,2 - 69,6	4,6

Ro= cálculo por default; R2 cálculo realizado con la fórmula $Y= 1.22X -0.072$.