



UNIVERSIDAD VIÑA DEL MAR
ESCUELA DE CIENCIAS DE LA SALUD
TECNOLOGÍA MÉDICA

RESONANCIA MAGNÉTICA EN EL DIAGNÓSTICO DE LA MIOCARDITIS
AGUDA: UNA REVISIÓN NARRATIVA

CYNTHYA LESLY AVENDAÑO BUGUEÑO CY.AVENDANO@GMAIL.COM

995143297 Rut: 17.790.223-3

DIEGO MATIAS OLGUIN OLIVARES DIEGO.MATIAS.OLGUIN@GMAIL.COM

994343890 Rut 19.982.428-7

FRANCISCA ANTONIA PAEZ POBLETE PAEZFRAANCISCA@GMAIL.COM

946253477 Rut: 19.845.979-8

Tesis para optar al título profesional de tecnólogo médico y al grado
académico de licenciado en imagenología y física médica

Profesor guía: Sergio Andrés Ramos Avasola

Rut: 10.013.944-8, Sergio.ramos@uvm.cl

Profesor co-guía: Luis Esteban Olivares Gutiérrez,

Rut: 16.059.309-1, Tmluisolivares@gmail.com

28 de noviembre, 2021

Viña del Mar, Chile

Tabla de contenidos

I. Índice	4
I.I Índice de imágenes	4
I.II Índice de tablas	5
II. Agradecimientos	6
III. Resumen	7
IV. Abstract	8
1. Introducción	9
2. Metodología	13
2.1 Tipo y diseño de estudio	14
2.2 Criterios de elegibilidad	14
2.3 Estrategia de búsqueda	17
3. Resultados	18
3.1. Corazón	18
3.1.1 Anatomía del corazón	18
3.1.2 Capas del corazón	20
3.1.3 Fisiología cardiaca	21
3.1.3.1 Impulso eléctrico	21
2.1.3.2 Ciclo cardiaco	22
3.2. Miocarditis	23
3.2.1 Definición miocarditis	23
3.2.1.1 Lesión miocárdica inicial	24
3.2.1.2 Lesión miocárdica autoinmune	24
3.2.1.3 Miocardiopatía dilatada idiopática	25
3.2.2 Fisiopatología	26
3.2.2.1 Viral aguda	26
3.2.2.2 Inmune subaguda	26
3.2.2.3 Miopática crónica	27
3.3. Imagenología	28
3.3.1 Modalidades imagenológicas	28

3.3.1.1 Basado en ultrasonido	28
3.3.1.2 Ultrasonido	28
3.3.1.3 Basadas en la emisión de Rayos X	30
3.3.1.3.1 Angiografía	30
3.3.1.3.2 Tomografía por emisión de Rayos -X (CT)	31
3.3.1.3.3 Tomografía computada multicapa	32
3.3.1.3.4 Basados en emisión nuclear	33
3.3.1.3.5 Tomografía Computarizada por Emisión de Positrones (PET)	33
3.3.1.3.6 Tomografía computarizada por emisión de fotones simples (spect)	34
3.4 Resonancia magnética	35
3.4.1 Potenciones	36
3.4.2 Formación de imagen en resonancia	37
3.4.3 Técnica basada en T1, Recuperación de inversión (STIR)	38
3.4.4 Contrastes	40
3.5 Resonancia magnética cardiaca	42
3.5.1 Secuencias en resonancia magnética cardiovascular	42
3.5.2 Electrocardiograma y la resonancia magnética cardiovascular	43
3.5.3 Adquisición de planos	43
3.5.3.1 Localización del corazón - Planos localizadores	43
3.5.3.2 Planos ortogonales	44
3.5.4 Estudio funcional del corazón	45
3.5.5 Resonancia magnética cardiaca en la miocarditis	46
3.5.6 Criterios de Lake Louise	47
3.5.7 Mapeo miocárdico T1 y T2	49
3.6 Características y desempeño diagnóstico de la resonancia magnética en el diagnóstico de miocarditis	50
3.6.1 Protocolo de resonancia magnética	50
3.6.2 Desempeño diagnóstico de las técnicas imagenológicas frente a la miocarditis	52
3.6.3 Exactitud diagnóstica de la resonancia magnética	54
4.0 Discusión	56
Bibliografía	59

I. Índice

I.I Índice de imágenes

Figura 1: Representación de la anatomía del corazón	17
Figura 2: Capas del corazón	18
Figura 3: Impulso eléctrico	21
Figura 4: Imagen referencial de equipo ecográfico marca siemens	¡Error!
Marcador no definido.	
Figura 5: Imagen referencial de equipo angiográfico	¡Error! Marcador no definido.
Figura 6: Imagen referencial de equipo tomográfico.	¡Error! Marcador no definido.
Figura 7: Imagen referencial del equipo tomográfico multicapa	¡Error! Marcador no definido.
Figura 8: Imagen referencial de equipo por emisión de positrones	¡Error!
Marcador no definido.	
Figura 9: Imagen referencial del equipo de Spect.	¡Error! Marcador no definido.
Figura 10: Imagen referencial de resonador magnético	35
Figura 11: Planos ortogonales de la resonancia magnética cardiaca	42
Figura 12: Patrones de realce tardío de gadolinio (RGT)	43

I.II Índice de tablas

Tabla 1: Nombre de secuencias y abreviaciones según marca del equipo	39
Tabla 2: Protocolo de resonancia magnética en la enfermedad miocarditis.....	¡Error!
Marcador no definido.	
Tabla 3: Desempeño diagnóstico de la tomografía computada, angiografía, ecografía y resonancia magnética en el diagnóstico de miocarditis	52
Tabla 4: Exactitud diagnóstica de la resonancia magnética según distintas estrategias y estudios.....	¡Error! Marcador no definido.

II. Agradecimientos

El primer agradecimiento que queremos dar es a nuestro docente y guía Sergio Ramos, que durante todo el proceso de búsqueda, redacción y modificación de esta investigación nos ayudó y guio e inspi para que este escrito sea un aporte a sus lectores y a nuestra vida profesional.

Queremos gradecer de forma especial al Tecnólogo médico con mención en imagenología y física médica, diplomado en resonancia magnética; en la universidad de Chile, Luis Esteban Olivares Gutiérrez, quien trabaja actualmente junto a médicos cardiólogos en la en la clínica INDISA en la región Metropolitana, y dada su experiencia en el ámbito de resonancia cardíaca fue de gran aporte en la elaboración de protocolo para el diagnóstico de miocarditis, estudios funcionales de corazón, y aplicación clínica.

Por último, pero jamás menos importante, queremos agradecer a nuestras amigas, familias y seres queridos, resaltar la importancia de cada uno de ustedes en nuestras vidas, dedicamos este nuevo logro y compartimos nuestra alegría justo a ustedes, que se mantuvieron junto a nosotros, que creyeron incluso más que nosotros en nuestras propias habilidades, y nos entregaron contención cada vez que lo necesitamos.

A ustedes

Andrea Poblete-Rosa Flores-Delia Hernández.

Manuel Avendaño-Laura Bugueño-Cristian Mena.

Yessica Olivares- Jose Olguin -Marco Olivares.

nuestros infinitos agradecimientos.

III. Resumen

Existen variadas técnicas para diagnosticar la Miocarditis en un paciente, sin embargo, desde el punto de vista médico, en oportunidades se desconoce la utilidad de ciertas técnicas imagenológicas, como es el caso de la resonancia magnética cardiaca (RMC). Se cree que la miocarditis es una de las causas más comunes de cardiomiopatías dilatadas, donde, no necesariamente, exista presencia de obstrucción coronaria. Existen casos donde el diagnóstico, basado en la clínica y sintomatología del paciente, sin acompañamiento imagenológico, se vuelve confuso, e incluso tardío para un tratamiento oportuno. Dado todo lo anterior, la resonancia magnética cardiaca, en los últimos años, ha aportado múltiples avances para el diagnóstico de miocarditis, ascendiendo en la escala de estudios imagenológicos de utilidad clínica para la patología en cuestión, ya que al no ser invasiva disminuye los riesgos que un procedimiento con dichas características podría generar en un paciente. Sumado a lo anterior, son múltiples los beneficios que las potenciaciones nos puede entregar, abarcando un diagnóstico temprano de la miocarditis, otorgado por ejemplo mapeo o una evaluación funcional global del corazón. El presente estudio tiene como finalidad describir, actualizar, evaluar y reportar la utilidad diagnóstica de la resonancia magnética cardiaca.

Para este estudio se realizó una búsqueda bibliográfica en distintos artículos científicos, con la finalidad de contribuir a la comunidad científica, de esta manera, este estudio no está relacionado únicamente con el área clínica sino más bien con las diversas áreas que están involucradas en el diagnóstico diferencial de la patología antes mencionada.

Palabras claves: resonancia magnética - miocarditis - potenciaciones - imagenología-resonancia magnética cardiaca.

IV. Abstract

There are various techniques to diagnose myocarditis in a patient, however, from a medical point of view, the usefulness of certain imaging techniques is sometimes unknown, such as cardiac magnetic resonance imaging (CMR). Myocarditis is believed to be one of the most common causes of dilated cardiomyopathies, where cardiac obstruction is not necessarily present. There are cases where the diagnosis, based on the clinical and symptomatology of the patient, without imaging, becomes confusing, and even delayed for timely treatment. Given all of the above, cardiac magnetic resonance, in recent years, has provided multiple advances for the diagnosis of myocarditis, moving up the scale of imaging studies of clinical utility for the pathology in question, since being non-invasive it reduces risks that a procedure with these characteristics could generate in a patient. In addition to the above, there are multiple benefits that enhancements, that said resonance, can give us, including an early diagnosis of myocarditis, granted by different enhancements such as mapping or a global functional assessment of the heart. The purpose of this study is to describe and update for the evaluation and usefulness of cardiac magnetic resonance imaging.

For this study, a narrative search was carried out in different scientific articles, in order to contribute to the scientific community, so this study is not only related to the clinical area but also to the multiple areas that are involved in differential diagnosis. of the aforementioned pathology

Key words: magnetic resonance imaging - myocarditis - potentiation - cardiac magnetic resonance imaging

VI. Duración del proyecto

- 10 MESES

VII. Lista de acrónimos

1. Introducción

Carl Ludwig Alfred Fiedler en 1900, durante la realización de una autopsia y posterior visualización de tejido cardíaco, bajo microscopio, observó una inflamación en el miocardio atribuible a células invisibles, los cuales años más tarde serían conocidos como microorganismos virales. Posterior a esto, en los años 1905 se genera una diferenciación en el cuadro clínico, entre difteria y miocarditis intersticial lo que da origen al término de miocarditis¹.

En el año 1995, la Organización mundial de la salud, Sociedad Internacional y Federación de cardiología reconocen el término de miocarditis a la enfermedad inflamatoria del miocardio, diagnosticada por medio de técnicas histológicas, inmunológicas e inmunohistoquímicas².

Son múltiples las causas que originan dicho cuadro al miocardio, dentro de las que se encuentran dos grandes grupos; la Miocarditis de origen infeccioso provocadas por agentes virales, bacterias y parásitos, por otro lado, se encuentran las de origen no infecciosos, correspondiente a los tóxicos.

La incidencia de dicha patología es variable, se han reportado casos de muerte súbita en jóvenes alrededor del 4 al 12 %², dicho porcentaje también incluye grupos deportivos y atletas. Cabe señalar, que, dentro del primer año de vida, los nacidos con cardiopatías presentan, en un 46%, una miocarditis. En biopsias realizadas a nivel nacional, en personas jóvenes con muertes atribuibles a causas cardiovasculares, se ha reportado una prevalencia que se encuentra entre los 2 - 42 % de miocarditis².

Dentro del avance tecnológico y científico es imprescindible mencionar la importancia del descubrimiento de los Rayos-X. Era 1895 y Wilhelm Roentgen seguía experimentando con su tubo catódico, y luego de varias pruebas y fenómenos físicos, decidió probar con la mano de su esposa Anna Bertha Roentgen, dando así inicio a una nueva era de diagnósticos y visualización del cuerpo humano³. Años más tarde, en 1967 Hounsfield busca perfeccionar la técnicas imagenológica junto al uso de Rayos X³, por lo que años más tardes, en 1971, se adquiere la primera tomografía computada cráneo encefálica, la cual pese a tener

una baja resolución, despierta en el entorno médico científico la necesidad de perfeccionar la técnica, ya que su utilidad estaba evidenciada al poder visualizar, en aquel primer examen, un quiste encefálico, con escala de tonalidades de grises según la capacidad de atenuación de cada tejido³.

Francis Williams, médico internista de Boston, decidió aplicar los novedosos rayos x en estudios diagnósticos de enfermedades de pulmón y corazón. En 1937⁴, Roesler publicó el primer tratado de Radiología Cardíaca, de amplia utilidad para generar bases, metodológicas y diagnósticas, en materia de cardiología⁴

De manera simultánea, se siguen estudiando otros efectos físicos que generan imágenes, dando origen a la ecotomografía, donde en 1880, los hermanos Pierre y Jacques Curie descubrieron el fenómeno de piezoelectricidad⁵. Sus comienzos en medicina humana se remontan a 1942 con Dussik, médico neurólogo, en aquella oportunidad fueron estudiadas las anomalías cerebrales, buscando diagnosticar tumores, en dicha zona, por medio del paso del haz sónico a través del cráneo. En 1966, Kichuchi, médico internista, introdujo la ultrasonocardiografía sincronizada, cuyo aporte fue obtener estudios en nueve diferentes fases del ciclo cardíaco, al utilizar un transductor. Continúan los avances con dicha técnica, logrando así en 1970 obtener las primeras imágenes anatómicas en una escala de grises⁵.

Las técnicas imagenológicas siguen progresando, es así como se llega a la resonancia magnética, técnica que permite estudiar el cuerpo humano, por medio de pulsos de radiofrecuencias que permiten analizar el comportamiento de la materia frente a campos magnéticos variables, entregando así elevada información del sistema nervioso central, además de un elevado detalle en técnicas angiográficas⁶.

En 1970 Damadian midió valores de normalidad, determinando señales y patentando el concepto de resonancia nuclear magnética. Lauterbur en 1973 explica el concepto de gradientes para determinar el origen espacial de las señales. Richard Ernst en 1975 aplica la transformada de Fourier para codificar fases y reconstruir una imagen 2D. Fue así, como cada uno de los personajes antes mencionados lograron avances e información de elevada utilidad para lo que hoy

conocemos como resonancia magnética⁷, de esta manera, en 1977 Damadian realiza el primer scan de Tórax por RMN, nombrado como el indomable, dicha imagen no entregaba un gran detalle de la zona en cuestión, pero permitió desarrollar la técnica y buscar el perfeccionamiento en la adquisición⁷.

La resonancia ha tenido un avance considerable en los últimos 15 años, convirtiéndose en una alternativa segura y no invasiva de diagnóstico. Tal ha sido su utilidad, que ha reemplazado a técnicas invasivas, como la biopsia miocárdica. Como el corazón es una estructura que fisiológicamente tiene un movimiento constante, podría ser un problema al momento de estudiarlo, puesto que su ritmo podría verse alterado frente a factores como el estrés, medicamentos, usos de drogas, alimentación, estructura corporal individual, entre otros. Es por todo lo antes mencionado que se necesita una evaluación objetiva y funcional del tejido miocárdico, con técnicas no invasivas de dicha estructura, con caracterización detallada del tejido sano y territorio afectado. Se debe señalar que el avance en software aplicados al área médica, permiten visualizar el corazón con elevado contraste, detalle y resolución, aportando así al diagnóstico e incluso a la tipificación patológica, evitando someter al paciente ⁸ a procesos intervencionistas.

Sumado a todo lo antes expuesto, es importante mencionar que la resonancia es una técnica inocua, el paciente no se expone a radiación, por lo que en caso de necesitar una imagen complementaria no exponemos al paciente a dosis extra de radiación, además, permite la obtención de imágenes en cualquier plano, con alta resolución espacial y con una excelente capacidad de diferenciación tisular sin la necesidad de emplear contraste en todos los pacientes⁹.

La relevancia de esta investigación radica en poder presentar un método innovador, el cual ofrece variadas ventajas, con relación a las ocupadas en la actualidad, para el diagnóstico y posterior tratamiento de la miocarditis.

La distinción de la resonancia frente a otras técnicas es algo que se desconoce, sin embargo, es una técnica que ha evolucionado e incluso posicionándose como método diagnóstico en patologías cardíacas.

El objetivo de esta investigación es describir, reportar y actualizar el uso de la resonancia magnética en patologías cardíacas, especialmente en la miocarditis.

Es por esto que se busca aportar en el conocimiento médico, proporcionando estrategias de utilidad diagnóstica efectivas, con beneficios clínicos sin intervenciones invasivas, o procesos intervencionistas, ocupando la tecnología médica y protocolos diagnósticos basados en la adquisición de imágenes multiplanares, de alta resolución y detalle que otorgan una valoración específica y de gran utilidad en órganos vitales como el corazón.

2. Metodología

- Pregunta de investigación

¿Qué se sabe, según lo reportado en la literatura científica, sobre la Resonancia Magnética cardíaca en el diagnóstico de Miocarditis?

- Objetivo General

Evaluar la información reportada en la literatura científica, sobre la resonancia magnética cardíaca en el diagnóstico de la miocarditis

- Objetivos específicos

a) Describir características generales, reportadas en la bibliografía, de la anatomía (capas musculares, válvulas y vasos sanguíneos) y fisiología (impulso y ciclo cardíaco) del corazón.

b) Describir características generales, reportadas en la bibliografía científica, de la miocarditis (lesión miocárdica y miocardiopatía dilatada) y fisiopatología (viral ayuda, inmune subagudo, miopatía crónica) del corazón.

c) Describir características generales, reportadas en la bibliografía científica de las técnicas imagenológicas basadas en técnicas de ultrasonido, emisión de Rayos-X y emisión nuclear.

d) Describir características generales, reportadas en la bibliografía científica de la resonancia magnética nuclear (formación de la imagen, contraste y recuperación inversión (Stir).

e) Describir características generales, reportadas en la bibliografía científica, de la resonancia magnética cardíaca (secuencias en RMC, electrocardiograma en RMC),

adquisición de planos (localización del corazón y planos ortogonales) y estudio funcional del corazón.

f) Describir características generales, reportadas en la bibliografía científica, de la RMC en la miocarditis (criterios de Lake Louise, mapeo T1 - T2) y protocolo RMC en la miocarditis.

2.1 Tipo y diseño de estudio

Este estudio es una investigación secundaria del tipo de revisión narrativa, puesto que se recurrirá a todos los estudios ya dispuestos con toda la información disponible sobre la resonancia magnética cardiaca en la miocarditis.

Comentado [SR1]: Ojo con esto, el título esta pegado al texto

2.2 Criterios de elegibilidad

2.2.1 Tipos de estudios permitidos: Se examinarán estudios con bases científicas siendo considerados estudios realizados desde el año 2015 hasta 2021 y se utilizará información de libros disciplinares como fisiología cardiaca.

2.2.2 Participantes: el estudio se centra en pacientes con miocarditis y el rol de la resonancia magnética cardiaca para su diagnóstico.

2.2.3 Intervenciones: En este tipo de investigación no aplica la intervención.

2.2.4 Variables de resultados:

Tipo de radiación:

Se refiere a la energía emitida, artificialmente, por los equipos, es una variable categórica la cual en esta investigación serán clasificadas en radiación no ionizante o radiación ionizante.

Tipo de contraste:

Se refiere a materiales que ayudarán a resaltar o distinguir áreas del cuerpo en estudio, es una variable categórica y en esta investigación serán clasificados en yodados, gadolinio y sin contraste.

Técnica imagenológica:

Se refiere a aplicaciones de la radiología descritas en este estudio en sus distintas áreas, es una variable categórica y en esta investigación serán clasificadas en TAC, Resonancia magnética, Ecografía y Angiografía.

Etapa diagnóstica:

Se refiere a la longevidad de la patología y sintomatología de estudio, en este caso la miocarditis es una variable categórica y en esta investigación serán clasificadas en temprana y tardía.

Costo de equipo imagenológico:

Se refiere al valor referencial necesario para adquirir un equipo en un sistema de salud, la cual es una variable numérica, expresada en pesos chilenos (CLP), que contempla cifras que fluctúan entre los 20.104.959 hasta los 1.385.694.000 (CLP).

Teslaje:

Cantidad de energía que circula en un sistema de resonancia magnética, se mide en tesla y designa la potencia del magneto usado en resonancias, la cual es una variable numérica, manifestada en valores fijos dados por los fabricantes de los equipos, donde se encuentran 1,5 y 3 Tesla.

Duración del examen:

Tiempo que tardan las distintas técnicas imagenológicas para la obtención de la imagen en la patología específica (miocarditis), la cual es una variable numérica, manifestada en rangos de tiempos que contemplan un margen mínimo de 5 minutos y uno máximo de 60 minutos.

Sensibilidad:

Corresponde a la capacidad que posee un examen imagenológico para detectar la presencia de una enfermedad, la cual corresponde a una variable cuantitativa, representada en números enteros variables de 0 a 100, expresados en porcentajes, los cuales serán en base a la bibliografía utilizada.

Especificidad:

Corresponde a la capacidad de descartar o confirmar un resultado cuando es positivo, la cual corresponde a una variable cuantitativa representada en números enteros variables de 0 a 100, manifestada en porcentajes, los cuales serán en base a la bibliografía utilizada.

Precisión diagnóstica:

Determina un promedio entre la sensibilidad y especificidad esta corresponde a una variable cuantitativa, representada en números enteros variables de 0 a 100, manifestada en porcentajes, los cuales serán basados en la bibliografía utilizada.

2.3 Estrategia de búsqueda

2.3.1 Bases de datos bibliográficas:

Se realizó una búsqueda en bases de datos bibliográficas en páginas como Pubmed, SciELO, Science Direct y Google académico.

2.3.2 Palabras claves:

En la investigación se utilizaron palabras específicas para que la búsqueda bibliográfica y la información obtenida fuese certera, dentro de las cuales se obtienen las siguientes palabras:

Palabras claves: resonancia magnética - miocarditis - potenciaciones - imagenología-resonancia magnética cardíaca.

Key words: magnetic resonance imaging - myocarditis - potentiation - cardiac magnetic resonance imaging.

2.3.3 Periodo de búsqueda:

La estrategia de búsqueda realizada incluyó artículos publicados desde el año 2015 al 2021.

2.3.4 Restricciones idiomáticas:

Se tomaron en consideración aquellos estudios publicados en inglés, español.

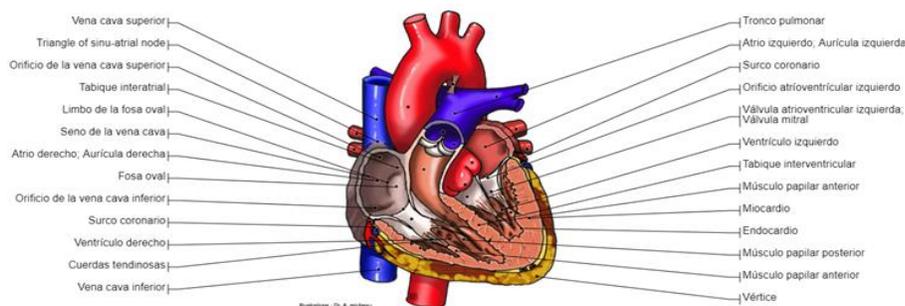
3. Resultados

3.1. Corazón

3.1.1 Anatomía del corazón

El corazón es un órgano muscular impar, que puede considerarse hueco debido a que alberga cuatro cavidades en su interior. Tiene una forma piramidal, con la base proyectada posterior y superiormente, y el vértice, llamado ápex, en dirección anterior e inferior. Se localiza en el mediastino anteroinferior, relacionándose hacia arriba con los grandes vasos y la Carina de la tráquea, por detrás también con los grandes vasos y el esófago, por debajo está en contacto con el diafragma, por delante se encuentra la pared torácica; y a los lados se relaciona con los pulmones. Se proyecta sobre la pared torácica verticalmente entre el segundo y quinto espacio intercostal, horizontalmente un tercio de la masa cardiaca se proyecta hacia la derecha de la línea media esternal, y los dos tercios restantes hacia la izquierda. El corazón de un varón adulto pesa de 280 a 340 gr, y el de una mujer de 230 a 280 gr¹⁰, algo más grande que un puño cerrado, es una bomba doble de presión y succión, autoadaptable, cuyas partes trabajan al unísono para impulsar la sangre a todo el organismo. El lado derecho del corazón (corazón derecho) recibe sangre poco oxigenada (venosa) procedente del cuerpo a través de la VCS y la VCI, y la bombea a través del tronco y las arterias pulmonares hacia los pulmones para su oxigenación.

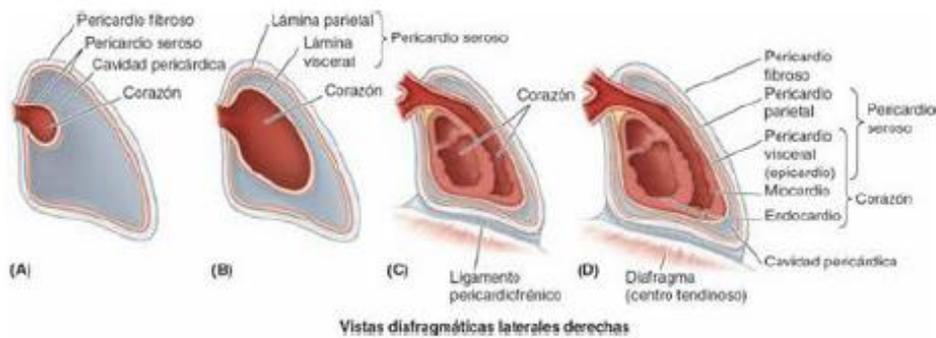
Figura 1: Representación de la anatomía del corazón



Fuente: <https://www.imaio.com/es/e-Anatomy/Torax/Corazon-imagenes>

El lado izquierdo del corazón (corazón izquierdo) recibe sangre bien oxigenada (arterial) procedente de los pulmones, a través de las venas pulmonares, y la bombea hacia la aorta para su distribución por el organismo. El corazón tiene cuatro cavidades: atrios (aurículas) derecho e izquierdo y ventrículos derecho e izquierdo. Los atrios son las cavidades receptoras que bombean sangre hacia los ventrículos (las cavidades de eyección). Las acciones sincrónicas de bombeo de las dos bombas atrioventriculares (AV= cavidades derechas e izquierdas) constituyen el ciclo cardíaco. El ciclo empieza con un período de elongación y llenado ventricular (diástole) y finaliza con un período de acortamiento y vaciado ventricular (sístole)¹¹. La pared de cada cavidad cardíaca está formada, de superficie a profundidad, por tres capas las cuales son visibles en la figura 2.

Figura 2: Capas del corazón



Fuente: Extraído de Moore anatomía con orientación clínica séptima edición año 2013 página 176.

3.1.2 Capas del corazón

El corazón consta tres capas: endocardio pericardio y miocardio

I) El endocardio, una delgada capa interna (endotelio y tejido conectivo subendotelial), o membrana de revestimiento del corazón, que también cubre sus valvas.

II) El miocardio, una gruesa capa media helicoidal, formada por músculo cardíaco.

III) El epicardio, una delgada capa externa (mesotelio) formada por la lámina visceral del pericardio seroso.

Las paredes del corazón están formadas en su mayor parte por miocardio, especialmente en los ventrículos. Cuando los ventrículos se contraen, producen un movimiento de compresión debido a la orientación en doble hélice de las fibras musculares cardíacas del miocardio

Este movimiento expulsa inicialmente la sangre de los ventrículos a medida que se contrae la espira más externa (basales), primero estrechando y después acortando el corazón, con lo que se reduce el volumen de las cavidades ventriculares. La contracción secuencial continuada de la espiral más interna (apical) alarga el corazón, que luego se ensancha cuando el miocardio se relaja brevemente, con lo que aumenta el volumen de las cavidades para extraer la sangre de los atrios.

Este complejo armazón fibroso de colágeno denso constituye cuatro anillos fibrosos que rodean los orificios de las valvas, los trígonos fibrosos derecho e izquierdo (formados por conexiones entre los anillos) y las porciones membranosas de los tabiques Interatrial e interventricular. El esqueleto fibroso del corazón:

- Mantener permeables los orificios de las valvas atrioventriculares y semilunares e impide su distensión excesiva por el volumen de sangre que se bombea a través de ellos.
- Proporciona la inserción para las válvulas y cúspides de las valvas.
- Proporciona inserción para el miocardio, que cuando se desenrolla forma una banda continua de miocardio ventricular, la cual se origina sobre todo en el anillo fibroso de la valva pulmonar y se inserta fundamentalmente en el anillo fibroso de la valva aórtica¹¹.

3.1.3 Fisiología cardiaca

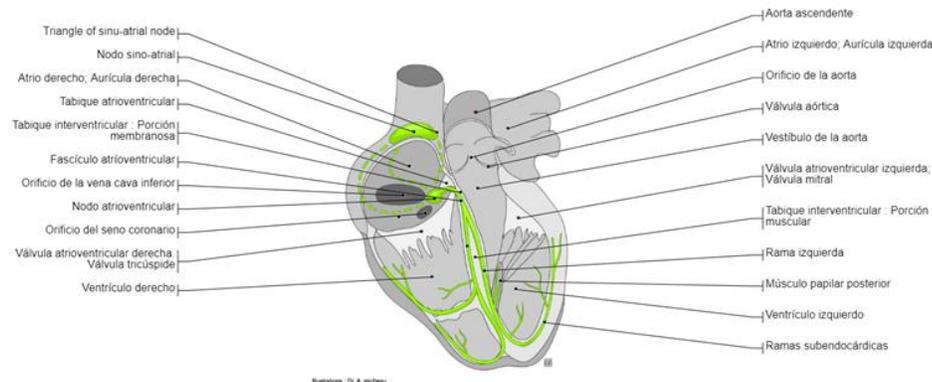
Esta se desarrollará en 2 ítems: impulso eléctrico y ciclo cardiaco

3.1.3.1 Impulso eléctrico

En todas las células del músculo estriado, la contracción se desencadena por un rápido cambio de voltaje llamado potencial de acción que ocurre en la membrana celular. Los potenciales de acción de las células del músculo cardiaco difieren en forma pronunciada de las células del músculo esquelético de tres maneras muy importantes que promueven la excitación rítmica sincronizada del corazón: a) pueden ser auto generadores, b) conducirse directo de célula a célula y c) se mantienen por periodos extensos, lo que excluye la fusión de contracciones espasmódicas individuales. Para entender estas propiedades eléctricas especiales del músculo cardiaco y cómo depende de ellas la función cardiaca, se revisan primero las propiedades eléctricas básicas de las membranas celulares excitables¹². Los potenciales de acción de las células de diferentes regiones del corazón no son idénticas, pero tienen características variables que son importantes para todo el proceso de excitación cardiaca. Algunas células dentro de un sistema de conducción especializado tienen la capacidad de actuar como marcapasos e iniciar en forma espontánea los potenciales de acción, mientras que las células musculares cardiacas ordinarias no lo hacen (excepto) bajo condiciones inusuales. A los potenciales de acción de este tipo de células se les conoce como potenciales de acción de “respuesta rápida” y de “respuesta lenta”, respectivamente. Los potenciales de acción de respuesta rápida se caracterizan por una despolarización rápida (fase 0) con un exceso sustancial (voltaje interno positivo), una rápida reversión del potencial de exceso (fase 1), una meseta larga (fase 2) y una repolarización (fase 3) a un potencial de membrana en reposo estable, elevado (fase 4). En comparación, los potenciales de acción de respuesta lenta se caracterizan por una fase de despolarización inicial más lenta, una amplitud excesiva más baja y una fase de meseta más corta y menos estable, así como una repolarización a un potencial lento, inestable, de despolarización “en reposo”. El potencial inestable en reposo que se aprecia en las células marcapasos con potenciales de acción de

respuesta lenta se conoce como despolarización fase 4, despolarización diastólica o potencial de marcapasos¹².

Figura 3: Impulso eléctrico



Fuente: <https://www.imaio.com/es/e-Anatomy/Torax/Corazon-imagenes>

2.1.3.2 Ciclo cardiaco

La presión, volumen y cambios de flujo que ocurren dentro del corazón durante un ciclo cardíaco describen su función mecánica. El ciclo cardíaco se define como una secuencia completa de contracción y relajación. Las contracciones rítmicas normales del corazón ocurren por la actividad del marcapasos eléctrico espontáneo (automaticidad) de las células en el nódulo SA (sinoauricular). El intervalo entre los latidos (y, por tanto, la frecuencia cardíaca) se determina por el tiempo de despolarización espontánea que transcurre desde las membranas de estas células marcapasos hacia el nivel del umbral. Las células nodales SA funcionan a una frecuencia intrínseca o espontánea (100 latidos por minuto) cuando no hay ninguna influencia exterior. Sin embargo, se requieren estas influencias para aumentar o disminuir la automatización desde su nivel intrínseco. Las dos influencias exteriores más importantes sobre la automatización de las células nodales SA provienen del sistema nervioso autónomo. Las fibras de las divisiones simpáticas o parasimpáticas del sistema autónomo terminan en las células del nódulo SA y estas

fibras modifican la frecuencia cardiaca intrínseca. La activación de los nervios simpáticos cardíacos (que aumentan el tono simpático cardíaco) incrementa la frecuencia cardiaca. El aumento del tono parasimpático cardíaco hace más lento el corazón. Como se muestra en la figura 3, tanto los nervios parasimpáticos como los simpáticos influyen en la frecuencia cardiaca mediante la alteración del curso de la despolarización espontánea del potencial en reposo en las células marcapasos SA¹².

3.2. Miocarditis

3.2.1 Definición miocarditis

La inflamación es un componente importante en la patogénesis de muchas enfermedades cardiovasculares comunes, por ejemplo, infarto de miocardio, insuficiencia cardíaca congestiva, sepsis, miocarditis o pericarditis y aterosclerosis generalizada. En la mayoría de los casos, el papel de la inflamación es una respuesta natural a la lesión, y un mecanismo importante para la curación y la reparación del tejido. Sin embargo, la respuesta inflamatoria puede ser inadecuada o abrumadora, lo que lleva a lesiones directas o a una enfermedad grave del huésped¹³.

Aunque la etiología de la miocarditis en un paciente a menudo sigue siendo desconocida, una gran variedad de agentes infecciosos, enfermedades sistémicas, fármacos y toxinas se han asociado con el desarrollo de la enfermedad. En general, los agentes infecciosos, incluyendo virus como enterovirus, adenovirus, citomegalovirus, virus de la gripe, virus de la hepatitis C, parvovirus B19, bacterias como *Borrelia burgdorferi* o *Chlamydia pneumoniae*, protozoos e incluso hongos pueden causar miocarditis¹³.

3.2.1.1 Lesión miocárdica inicial

Los modelos murinos¹⁴ de miocarditis, correspondiente a cepas especiales de ratones para estudiar una enfermedad o afección humana, y con esto la manera de prevenir y tratarla, son útiles en el reconocimiento de la miocarditis como una enfermedad progresiva con tres etapas distintas, cronológicamente sucesivas¹³.

Curiosamente, en la mayoría de los pacientes la insuficiencia cardíaca grave no ocurre durante este tiempo, y la lesión inicial puede pasar desapercibida. Sólo en unos pocos casos, surge la miocarditis fulminante, inducida por la lisis celular directa del virus normalmente replicante o una inmunidad celular y humoral destructiva. La recuperación completa de la enfermedad en esta fase depende de una respuesta inmune efectiva en ausencia de procesos autoinmunes posteriores o persistencia viral. Además, la eficacia de la respuesta inmune regula la gravedad del daño inducido por el virus en el corazón. Los responsables del aclaramiento del agente infeccioso por un lado y el daño del miocardio por otro lado son, en primer lugar, linfocitos T-citotóxicos (CD4+ y /o CD8+)¹³.

3.2.1.2 Lesión miocárdica autoinmune

Las respuestas inmunitarias humorales y celulares durante la primera fase pueden mejorar el resultado, pero estas respuestas pueden ser perjudiciales durante la segunda fase, donde la autoinmunidad domina la etiología de la disfunción ventricular. Los mecanismos importantes de la inmuno respuesta celular, que pueden accionar la auto reactividad corazón-específica patógena son: proceso de un antígeno extranjero, que pudo dar lugar a la presentación de un epítipo altamente homólogo a la miosina cardíaca y a otras proteínas del miocardio. Como consecuencia se activan las células T reactivas cruzadas. La infección viral y la necrosis de los miocitos pueden conducir a la liberación de antígenos intracelulares, cuya concentración extracelular es normalmente muy baja. La liberación de estas proteínas en mayores cantidades aumenta el umbral necesario para una respuesta inmune, lo que resulta en la activación de las células T autorreactivas. Además,

podría producirse una alteración del procesamiento de proteínas localizadas intracelularmente, lo que resultaría en la activación de células T autorreactivas. Este mecanismo puede entonces proponer una inmunorespuesta al antígeno cardíaco en ausencia de otros disparadores infecciosos¹³.

El papel de la respuesta inmune humoral incluye, primero, la activación de anticuerpos humanos de reacción cruzada, que por sí solos son conocidos por inducir inflamaciones autoinmunes en animales. Segundo, reactivo cruzado. Unión de linfocitos T CD4 + y autoanticuerpos a la cadena pesada de miosina, coxsackievirus B3 y estreptococos.

3.2.1.3 Miocardiopatía dilatada idiopática

Después de que los procesos infecciosos y autoinmunes hayan disminuido, la enfermedad muestra las características de la miocardiopatía dilatada idiopática. Corresponde a la tercera fase y se muestran anticuerpos séricos y una serie de antígenos cardíacos, por ejemplo: el mieloma y el sarcolema, receptor de acetilcolina, receptor alfa, adenina translocador de nucleótidos y portador de ADP / ATP, proteínas contráctiles de los canales de calcio, como la miosina y actina. La presencia de estos anticuerpos en los síntomas familiares libres de pacientes con miocardiopatía dilatada es predictivo de progresión, lo que indica un papel importante en la patogenidad de la enfermedad¹³.

3.2.2 Fisiopatología

La miocarditis resulta de la interacción de un ambiente externo con el sistema inmunológico del huésped. La disponibilidad de modelos entero viral murine de la miocarditis ha facilitado mucha comprensión al respecto, permitiendo la siguiente división fisiopatológica de la enfermedad¹⁴:

3.2.2.1 Viral aguda

La miocarditis se inicia más comúnmente por la introducción de un virus de una cepa potencialmente patógena (por ejemplo, enterovirus como coxsackievirus), o la reactivación de un patógeno inactivo (por ejemplo, parvovirus B. El virus puede proliferar en los tejidos permisivos del huésped susceptible y, en última instancia, llega al miocardio o a los vasos sanguíneos a través de la diseminación hematológica, linfática o ambas. Clínicamente, la fase viral es típicamente corta y a menudo pasa desapercibida por los médicos. Una vez que el virus llega a las células diana, utiliza su receptor específico o receptor complejo para la entrada de células específicas. Coxsackievirus utiliza el receptor coxsackie-adenoviral, que es una proteína de unión que une una célula a otra. La naturaleza de los receptores podría explicar parcialmente por qué los coxsackievirus y los adenovirus son virus causales comunes para la miocarditis¹⁵.

3.2.2.2 Inmune subaguda

El equilibrio de la respuesta inmune por el anfitrión es un determinante importante del resultado del paciente. Por un lado, la respuesta inmune se activa para eliminar tantas células infectadas por virus como sea posible para controlar la infección. Por otro lado, necesita ser modulado y apagado cuando sea apropiado; de lo contrario, habrá un daño tisular excesivo por la respuesta inflamatoria, lo que podría conducir a la disfunción directa de los órganos.

La persistencia viral puede exponer al huésped a un desencadenante antigénico prolongado, activación inmune crónica y el potencial de miocarditis crónica. La

persistencia del genoma viral, como el coxsackievirus, en el miocito se ha relacionado directamente con el desarrollo de DCM a través de la remodelación del citoesqueleto¹⁵.

3.2.2.3 Miopática crónica

Si la respuesta inflamatoria persiste, el corazón puede someterse a remodelación, con modificación del corazón, afectando estructura y función, que conduce al desarrollo de la miocardiopatía dilatada. El proceso inflamatorio tanto innato como la inmunidad adquirida puede conducir a liberación de citocinas, que son potentes activadores de la matriz metaloproteinasas que pueden digerir el colágeno intersticial y elastina que, a su vez, participan en inflamación.

Una familia de metaloproteinasas de matriz, incluyendo el activador del gen del plasminógeno de tipo uroquinasa, contribuyen a la dilatación e inflamación cardíacas. La activación de citocinas como la transformación del crecimiento. El factor puede conducir a la activación de la señalización cascada, que provoca la producción de factores pro fibróticos, que conduce a la fibrosis patológica. El resultado final puede ser miocardiopatía dilatada, con su consiguiente disfunción sistólica y diastólica, e insuficiencia cardíaca progresiva. Estudios en pacientes que reciben interferón beta sugieren que los interferones de tipo 1 podrían ser capaz de modular no solo la carga viral sino también el remodelado de los corazones afectados. Fármacos terapéuticos tales como los moduladores de la angiotensina y los bloqueadores β modifican el proceso de remodelación y son igualmente eficaces para el tratamiento de un corazón dilatado después de una miocarditis¹⁵.

3.3. Imagenología

3.3.1 Modalidades imagenológicas

Las siguientes modalidades han sido empleadas en el área cardiaca para la visualización, análisis y estudio del corazón, proporcionando así la posibilidad de cuantificar la función ventricular, evaluación de perfusión miocárdica y medición de parámetros cardíacos globales, por lo que, a grandes rasgos y de manera general, se describen las modalidades de adquisición de imágenes médicas¹⁵.

3.3.1.1 Basado en ultrasonido

3.3.1.2 Ultrasonido

Esta técnica se representa con la respuesta acústica de un impulso de señal dado por un ecógrafo que envía una señal de frecuencia específica, esto lo logramos gracias al transductor el cual es el encargado de producir ciertas ondas acústicas mediante la conversión de las energías térmica, eléctrica y magnética, en energía mecánica; siendo el efecto piezoeléctrico la técnica más eficiente al momento de realizar este proceso de conversión, para obtener imágenes médicas usando ultrasonido, figura 4. Esta técnica no es invasiva y no ocupa radiaciones ionizantes siendo esta última su principal ventaja, sin embargo, la desventaja de esta técnica es la dependencia del operador para la realización del examen¹⁵.

Figura 4: Imagen referencial de equipo ecográfico marca siemens



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.3.1.3 Basadas en la emisión de Rayos X

3.3.1.3.1 Angiografía

Esta técnica, generalmente usa un procedimiento denominado cateterismo para introducir en el corazón del paciente un medio de contraste que posibilita la visualización de las estructuras cardiacas durante su ciclo, de esta manera se obtienen múltiples planos de proyecciones por lo que provee suficiente información para la evaluación de dicha estructura. Con el avance y uso de detectores digitales, en sistema de adquisición de imágenes, se ha elevado la calidad de imágenes obtenidas por esta técnica, convirtiendo la señal de Rayos X en imágenes digitales¹⁵, como se muestra en la figura 5, donde se visualiza un modelo moderno de angiógrafo.

Figura 5: Imagen referencial de equipo angiográfico



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.3.1.3.2 Tomografía por emisión de Rayos -X (CT)

Permite el análisis, de una manera no invasiva, de estructuras internas del cuerpo humano con alta precisión y exactitud. El principal objetivo de la CT es producir una representación 2D del comportamiento del coeficiente de atenuación, a través de secciones transversales, muy delgadas, del cuerpo humano. Los tejidos que componen las diversas estructuras del cuerpo presentan una composición elemental diferente, por esta razón, ellos tienden a proporcionar variadas respuestas cuando son expuestos a los Rayos-X. De esta manera, la CT permite generar un conjunto muy completo de imágenes relativas a órganos del cuerpo humano, minimizando la presencia de artefactos producidos por la superposición de estructuras anatómicas, localizadas alrededor del órgano que se está estudiando. Cuando los Rayos-X pasan a través del cuerpo del paciente, son absorbidos y dispersados por las estructuras anatómicas localizadas en la trayectoria de los referidos rayos. La cantidad de radiación absorbida depende de la energía de los Rayos X al igual que la composición y densidad anatómica de las estructuras mencionadas. Por otra parte, los métodos empleados para la reconstrucción de las imágenes 3D, y posterior manipulación del volumen de datos adquiridos, proporciona una amplia gama de estrategias para visualizar la estructura de interés¹⁵.

Figura 6: Imagen referencial de equipo tomográfico.



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.3.1.3.3 Tomografía computada multicapa

Se define como un método de adquisición sincrónico de más de un plano de imagen del objeto a estudiar esto se puede realizar gracias a los equipos helicoidales con esto se relaciona profundamente con los equipos con gran cantidad de detectores. Lo fundamental de esta técnica está relacionada con una mesa donde colocar al paciente, una consola de control y una computadora, figura 7. Para realizar esta técnica debemos sincronizar la adquisición de la técnica con el electrocardiograma y minimizar el movimiento del corazón reduciendo la frecuencia cardíaca gracias a los denominados β -bloqueadores ¹⁵.

Figura 7: Imagen referencial del equipo tomográfico multicapa



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.3.1.3.4 Basados en emisión nuclear

Modalidad imagenológica funcional, utilizada para medir la actividad metabólica de las células del cuerpo humano, para lo cual se requiere la inyección de moléculas biológicas denominadas radioisótopos¹⁵.

3.3.1.3.5 Tomografía Computarizada por Emisión de Positrones (PET)

En esta técnica se debe inyectar en el cuerpo del paciente una molécula capaz de transportar un isótopo emisor de positrones. Posterior a esto, el isótopo es liberado y se acumula en un área de interés del cuerpo del paciente, proceso conocido como afinidad (ejemplo: TC 99m afinidad con zonas de alta actividad osteoblástica).

Los núcleos radiactivos luego decaen emitiendo positrones, un electrón positivo (positrón) y un neutrón. La combinación del positrón emitido y un electrón degenera en un proceso denominado aniquilación, que es el encargado de generar fotones. La alta energía asociada con los fotones hace que un conjunto de rayos gamma emerja del cuerpo del paciente, en direcciones opuestas. Estos rayos son detectados por un sin fin de detectores de nuestro equipo receptor de radiación¹⁵, figura 8.

Figura 8: Imagen referencial de equipo por emisión de positrones



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.3.1.3.6 Tomografía computarizada por emisión de fotones simples (spect)

Esta técnica está centrada en medicina nuclear convencional y utiliza métodos de reconstrucción tomográfica, figura 9. Los rayos gamma que vienen de los fotones emitidos atraviesan la zona de estudio del paciente y son absorbidos por los detectores. En esta técnica el efecto fotoeléctrico absorbe una gran cantidad de la totalidad de la energía. Por otra parte, el efecto Compton donde la energía remanente se transfiere de los fotones a los electrones libres en los sistemas de adquisición de imágenes por SPECT, están basados en detectores de centelleo ya sean sencillos o múltiples¹⁵.

Figura 9: Imagen referencial del equipo de Spect.



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.4 Resonancia magnética

Uno de los conceptos claves para entender la resonancia magnética es el magnetismo el cual se define como la capacidad de atraer o repeler otros materiales, existiendo interacción entre el cuerpo del paciente, específicamente sus átomos de hidrógeno, que se alinean al aplicar un campo magnético externo. Dicha interacción depende de los materiales de la muestra:

- Ferromagnéticos: correspondiente a objetos que son atraídos por un imán como, por ejemplo: Fe (hierro), Co (cobalto), N (sodio).
- Paramagnéticos: son materiales con ligera atracción por un imán, por ejemplo: aire, Al (aluminio), Pd (plomo).
- Diamagnéticos: materiales ligeramente repelidos por un imán por ejemplo el Cu (cobre), Au (oro), S (azufre), gases nobles.

Es importante considerar que los imanes contienen un polo norte y un polo sur y que ambos poseen un gran poder de atracción entre sí, sin embargo, entre los polos se encuentra una zona o línea neutra la cual no ejerce atracción¹⁶, observe la figura 10 para familiarizarse con el equipo.

La resonancia magnética es una de las especialidades que no utiliza radiación ionizante, por el contrario, ocupa electroimanes y ondas de radiofrecuencia lo cual es ventajoso, al no generar daños sobre el paciente a largo plazo, a su vez, permite obtener varias imágenes de la misma zona anatómica cambiando parámetros físicos de adquisición, dichos parámetros manipulables darán como resultado una secuencia. Al conocer la secuencia que se está utilizando se puede estudiar el comportamiento de las estructuras anatómicas pudiendo diferenciarlas de zonas patológicas. Actualmente la resonancia permite obtener imágenes morfológicas, análisis químico de la composición de un tejido (denominado espectroscopia), estudios de funcionalidad, estudios dinámicos, entre otros¹⁷.

Figura 10: Imagen referencial de resonador magnético



Fuente: <https://pep.siemens-info.com/es-es/medical-imaging-therapy>

3.4.1 Potenciones

T1: Secuencia anatómica de gran utilidad diagnóstica, permite evaluar tanto la anatomía como las lesiones, ya que estas últimas se presentan hiperintensas si contienen grasa, líquido hiperproteico, sangre en fase aguda, melanina y contraste.

T2: La mayor parte de la patología es hiperintensa se ve así ya que el líquido es hiperintenso y si la lesión es edema se verá hiperintensa, grasa igualmente es hiperintensa. Para esto las lesiones hipointensas en T2 deben contener líquido con alto contenido de proteína, sangre muy aguda o crónica, lesiones fibrosas con algo de tejido celular.

T2*: Se basa en la detección de las inhomogeneidades del campo magnético, estas son muy sensibles para la detección de productos de la degradación de la hemoglobina (calcio, hierro y manganeso).

3.4.2 Formación de imagen en resonancia

Es importante recordar que el fenómeno de resonancia se basa en la entrega de energía que ocurre cuando un objeto es sometido a una frecuencia parecida a la del objeto que se va a estudiar.

Este fenómeno ocurre al tener una antena receptora en donde la señal de radiofrecuencia va a interactuar con las moléculas del tejido. Posterior a esto, la captación de señal de radiofrecuencia es absorbida por un ordenador el cual nos permite ver imágenes en alta resolución. Mientras un componente como la grasa tiene mayor apantallamiento generará que la molécula no se mueva o se desplace más lento, por el contrario, el agua al tener menor apantallamiento se moverá más rápido por ende liberará su energía al medio de la misma manera. Una vez captada la señal de fase y frecuencia del tejido de interés será llevada a un espacio virtual denominado espacio K, estos datos son ordenados y digitalizados para finalmente obtener la imagen. Este espacio corresponde a una matriz de datos donde los distintos ecos que obtenemos del resonador son ordenados de manera específica, donde los ecos de mayor intensidad de señal son centrales y los de menor intensidad de señal son periféricos dentro del espacio K¹⁸.

El espacio k es un lugar virtual que se encuentra en el ordenador del equipo el cual su función es guardar los ecos de forma ordenada en el centro del espacio K, van a estar los ecos de mayor amplitud los cuales van a estar relacionados con el contraste de la imagen, mientras los ecos de menor amplitud ordenados en la periferia estarán relacionados con la resolución de la imagen¹⁸.

En la parte inicial del eco, el equipo comienza a captar el eco, los spines están desfasados por ende tendremos menor intensidad de señal, pero cuando el spin va entrando en fase se va ganando intensidad de señal en la parte central del eco, pero luego se vuelven a desfasar otra vez perdiendo la intensidad de señal y obteniendo distintos ecos¹⁸.

La matriz de adquisición que se ocupa junto al espacio K es del mismo tamaño, es decir, cada codificación de fase de los gradientes del equipo es una línea del espacio k ¹⁸.

Herramientas del espacio k :

- Half Fourier: técnica del espacio K donde solo se adquiere el 60% de los datos adquiridos, pero el 40 % restante son datos repetidos. El mayor porcentaje adquirido es de utilidad para disminuir los tiempos de adquisición, pero también puede disminuir la calidad de la imagen¹⁸.
- Fov rectangular: no adquiere todo el espacio k , ya que se adquieren líneas alternadas, generando así un espacio virtual más pequeño, sin embargo, esta herramienta tiene requisitos, ya que no puede ser menor del 50% del valor del píxel, y que el píxel de la reconstrucción pertenezca de una forma cuadrada¹⁸.
- Resolución de fase: adquirir un número inferior de líneas del espacio K, acá se cambia la forma del píxel a una forma rectangular, útil para disminuir tiempo de examen, pero disminuye la resolución de nuestra imagen¹⁸.
- Eco parcial: útil para obtener el 60% del eco y el 40% restante se duplica en la dirección de la frecuencia¹⁸.

3.4.3 Técnica basada en T1, Recuperación de inversión (STIR)

La grasa tiene un T1 más corto que casi todos los demás materiales del cuerpo, su señal se puede anular selectivamente utilizando una secuencia de recuperación de inversión reconstruida en magnitud con valores de TI cortos (150-180 mseg a 1,5T). El método es relativamente insensible a la falta de homogeneidad del campo y se puede utilizar cerca del metal y en grandes campos de visión. La supresión de la señal no es específica de la grasa; se anulará cualquier material T1 corto, por tanto, STIR no se puede utilizar después del gadolinio para demostrar el realce del contraste, esta es su limitación más importante¹⁹.

Para ampliar el conocimiento sobre secuencias, según las marcas de equipos disponibles en el mercado, puede analizar la tabla 1.

Tabla 1: Nombre de secuencias y abreviaciones según marca del equipo

Secuencia	Siemens	GE	Philips	Hitachi	Toshiba
Generic Gradient Echo	GRE	GRE	FFE	GE	FE
RF- Spoiled GRE	FLASH	SPGR	T1- FFE	RSSG	T1- FFE
Coheret GRE with "FID" Refocusing	FISP	GRASS	FFE	SARGE (SG)	FE
Coheret GRE with "Echo" Refocusing	PSIF	SSPF	T2- FFE	TRSG	SSFP
Coherent GRE with Balanced "FID / Echo" Refocusing	True FISP	FIESTA	Balanced FFE	BASG	TrueSSFP
Coherent Balanced GRE using Dual-excitation	CISS	FIESTA - C	No posee	PBSG	No posee
Coherent Double GRE using Combined "FIDs" & "Echoes"	DESS	MENSA	No posee	No posee	No posee
Spoiled GRE using Combined Multiple FIDs	MEDIC	MERGE	M- FFE	No posee	No posee
Ultrafast GRE	TurboFlash (2D)MP-RAGE (3D)	Fast GRE BRAVO 3(D)	TFE 3D T1- TFE	RGE (2D) 3D- GEIR	Fast FE
Spoiled 3D GRE Variants	VIBE	FAME/LAVA	THRIVE	TIGRE	3D QUICK
GRE Plus SE with Combined Signal	TGSE	No posee	GRASE	No posee	HYBRID EPI

Fuente tabla n°1: <https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences/Sequences-acronyms>

En la actualidad existen un sin número de nombres para la secuencias de resonancia magnética y por supuesto el nombre de cada una de las va estar dado por la marca del equipo y el software que este tenga incluido, sin importar el nombre que tenga estas secuencias se encargan de cumplir la misma función para la obtención de imágenes, un claro ejemplo es las secuencias eco de gradiente, no corrige el t_2^* por lo tanto presenta más susceptibilidad magnética e

inhomogeneidades de campo coherente balance FID (señal libre inducida) eco sirve para ver movimientos fisiológicos, son secuencias rápidas.

Se adjunta link de la página IRM question <https://www.mriquestions.com/index.html>, la cual es una página reconocida a nivel nacional e internacional encargada de resolver todo tipo de dudas sobre resonancia magnética.

3.4.4 Contrastes

Un contraste ideal debe tener una excelente visibilidad y especificidad. Debe alterar el tiempo de relajación hidrógeno-protón, independientemente de la concentración y el tejido, además, debe tener una excreción predominante del tejido diana después de la formación de imágenes, una vida media prolongada, una buena estabilidad química, biodisponibilidad y un momento magnético elevado²⁰.

Específicamente se ocupa el gadolinio (Gd) ya que éste tiene unas poderosas propiedades paramagnéticas lo que le permite posicionarse como una sustancia extremadamente útil como agente de contraste de RM. El gadolinio no se ve directamente en una imagen de RM, pero manifiesta su presencia indirectamente al facilitar la relajación de los protones de hidrógeno cercanos. El Gd acorta preferentemente los valores de T1 en los tejidos donde se acumula haciéndolos brillantes en las imágenes ponderadas en T1 esto induce la relajación tanto de T1 como de T2 en los tejidos donde se acumulan. Esto resulta de interacciones dipolares entre núcleos de agua (en tejido) y espines de electrones en el centro metálico. El fenómeno se conoce como mejora de la relajación paramagnética (PRE).

Dentro de las propiedades físicas claves de los medios de contraste a base de gadolinio disponibles en el mercado que se deben tener en cuenta al seleccionar un agente de contraste en RM se encuentran²⁰:

- Osmolalidad: refleja la concentración de partículas disueltas en la formulación de un agente de contraste.
- Viscosidad: es una medida del "espesor" y la resistencia interna al movimiento de un fluido.

- Estabilidad termodinámica: La constante de equilibrio (K_{eq}) es un parámetro importante a tener en cuenta, refleja la fuerza con la que el ion Gd está unido a su ligando.
- Relajación: medida del grado en que una determinada cantidad de agente de contraste acorta T1; generando un aumento de señal en imágenes con esta potenciación, o acorta T2; generando una pérdida de señal en esta. Por lo tanto, esta propiedad refleja el cambio de las tasas de relajación de una solución en función de la concentración, la cual depende a su vez de la temperatura, intensidad del campo y la sustancia en la que se disuelve el agente de contraste.
- Vida media de eliminación: la cual se genera, principalmente, por vía renal con una vida media de 90 minutos y si no hay alteraciones en la filtración glomerular, se elimina completamente a las 24 horas y a pesar de que existan alteraciones en el filtrado esto no altera su seguridad²¹.
- Dosis: se administra según el kilogramo de cada paciente en particular, la cual está estandarizada; para pacientes pediátricos la dosis equivale a 0,1 mmol/kg, mientras que en pacientes adultos corresponde a 0,2 mmol/kg y máximo 0,3 mmol/kg²².

3.5 Resonancia magnética cardiaca

La resonancia magnética cardiovascular (RMC) es una técnica de imágenes establecida en la evaluación de miocardiopatías y diversas patologías cardiacas. Las imágenes de RMC pueden evaluar la estructura y la función cardiaca y estimar la composición tisular determinando la presencia en el miocardio de fibrosis, edema o infiltración grasa²³.

El aspecto más relevante de la RMC es la caracterización tisular para la identificación de la fibrosis mediante las imágenes de realce tardío con gadolinio (RTG). El patrón de RTG es de utilidad para el diagnóstico de la etiología en miocardiopatías. Además, la presencia de RTG se asocia con pronóstico adverso. Aquí es posible evaluar el pronóstico del RTG en pacientes con miocardiopatía hipertrófica (MCPH) y en pacientes con miocardiopatías dilatadas.

Uno de los aspectos más originales y destacables de la RMC es la determinación de la fibrosis a través de las imágenes de realce tardío con gadolinio (RTG) ²³

La resonancia magnética permite evaluar función cardiaca, siendo el gold standard en las mediciones. Se miden los volúmenes ventriculares, fracción de eyección, masa miocárdica, se analiza la contractilidad global y segmentaria. Una vez inyectado el gadolinio se hacen secuencias de perfusión, que permiten ver el paso de sangre desde el lado derecho, al pulmonar, y luego el lado izquierdo posteriormente a través de las arterias coronarias que dan la irrigación del miocardio. Esto permite detectar zonas de hipoperfusión que muestran isquemia ²⁴

3.5.1 Secuencias en resonancia magnética cardiovascular

Las secuencias de pulso que se emplean en los estudios de RMC se pueden dividir en secuencias de sangre negra (dark-blood) y secuencias de sangre blanca (bright-blood). En las secuencias de sangre negra la sangre que circula con flujo elevado presenta intensidad de señal baja (es hipointensa con respecto al miocardio normal). Este grupo incluye las secuencias spin-eco convencionales (SE), las secuencias spin-eco rápidas (turbo-spin-echo-TSE) y las secuencias spin-eco con doble pulso de inversión recuperación (HASTE). Las secuencias de sangre negra

se utilizan para obtener información anatómica del corazón y grandes vasos. Las secuencias de sangre blanca son secuencias eco de gradiente (gradient-echo-sequences-GRE); la sangre circulante es hiperintensa con respecto al miocardio normal. Mediante este tipo de secuencias se puede obtener información anatómica y funcional²³.

3.5.2 Electrocardiograma y la resonancia magnética cardiovascular

En RMC es preciso sincronizar el estudio con el electrocardiograma (ECG) para optimizar la calidad de las imágenes obtenidas. Los electrodos del ECG se deben colocar cuidadosamente para obtener intervalos QRS amplios con ondas R picuda y ondas T de baja amplitud, ya que la adquisición de las imágenes de RMC se basa en una correcta identificación de las ondas R (trigger)²⁵

- Resonancia magnética cardíaca prospectiva

Se realiza cuando se evalúa la anatomía cardíaca. La adquisición prospectiva se lleva a cabo en un solo periodo del ciclo cardíaco, habitualmente en diástole, en el que el corazón tiene menor movimiento. La probabilidad de que se obtengan imágenes estáticas de mejor calidad diagnóstica será mayor, mientras menor sea la frecuencia cardíaca, debido a que la ventana de tiempo para adquirir la información es mayor, lo cual es ampliamente usado en Tomografía computada como en resonancia cardíaca ²⁶.

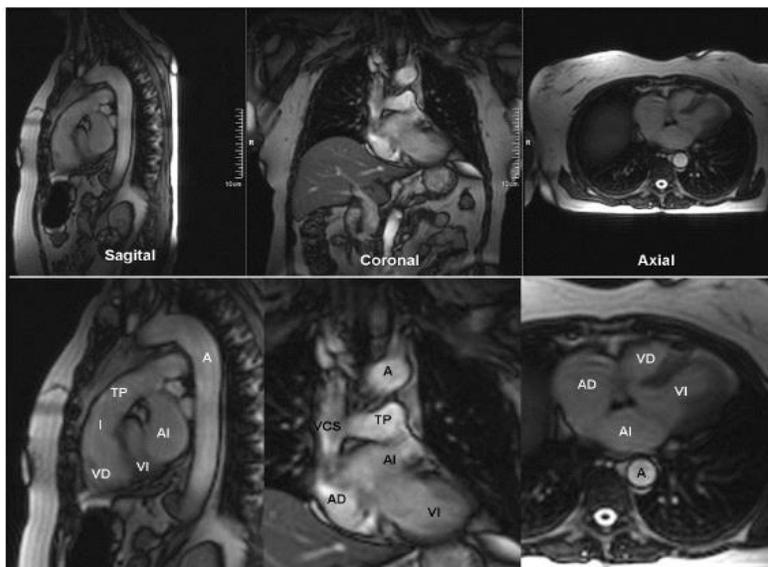
3.5.3 Adquisición de planos

3.5.3.1 Localización del corazón - Planos localizadores

El tórax se estudia mediante planos transversales, coronales y sagitales estrictos. Los ejes cardíacos no son paralelos a los ejes del cuerpo; el eje largo del corazón se encuentra unos 45° con respecto al plano medio sagital de la columna dorsal. Por tanto, el corazón se debe estudiar empleando planos específicos; los mismos planos que se utilizan en otras modalidades de imagen cardíaca, como la

ecocardiografía. Inicialmente, para localizar el corazón se suelen emplear secuencias single-shot. En este tipo de secuencia la resolución espacial y temporal se sacrifican para obtener imágenes de forma rápida. Para evitar artefactos de latido las imágenes se suelen adquirir en diástole. Los localizadores iniciales se obtienen con un protocolo multiplanar multicorte (multi-slice) (una imagen por intervalo R-R) en los planos ortogonales estrictos (axial, coronal y sagital) (figura 11). Es conveniente adquirir estos localizadores multiplanares en apnea, tras inspiración o espiración. Se prefiere la espiración, ya que la posición del corazón es más reproducible²⁵.

Figura 11: Planos ortogonales de la resonancia magnética cardiaca



Fuente: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272007000500009

3.5.3.2 Planos ortogonales

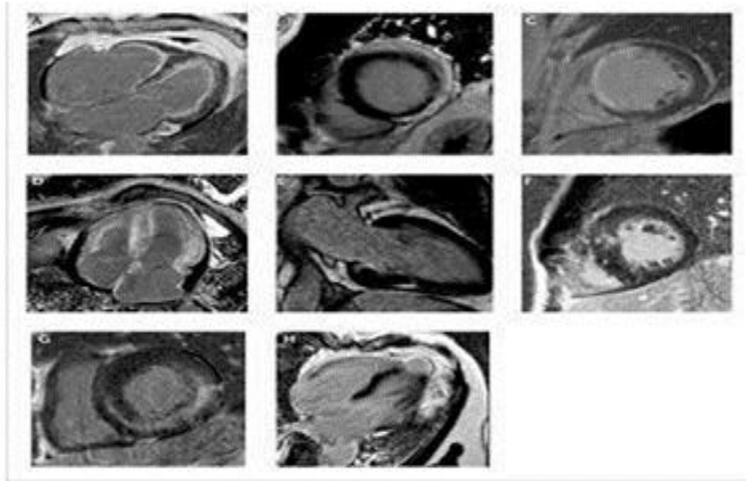
Las secuencias anatómicas permiten conocer la repercusión de la patología cardiaca sobre el parénquima pulmonar y valorar signos de insuficiencia cardiaca. Además, también se pueden valorar hallazgos incidentales no necesariamente

asociados a problemas cardiacos como lesiones mediastínicas o pulmonares. Las secuencias anatómicas HASTE (sangre negra) son las secuencias más útiles, ya que permiten estudiar la anatomía torácica en respiración libre en un tiempo de exploración corto (treinta segundos). Esta secuencia se planifica en planos ortogonales estrictos. Es aconsejable estudiar el tórax en al menos dos planos perpendiculares (axial-coronal, axial-sagital). Además de valorar el tórax, estas secuencias anatómicas también permiten realizar un análisis segmentario del corazón; análisis relevante para reconocer las cardiopatías congénitas (identificar aurículas y ventrículos y conocer la relación auriculoventricular, ventrículo arterial y la relación de los grandes vasos ²⁵.

3.5.4 Estudio funcional del corazón

Las secuencias cine se utilizan para valorar y cuantificar la anatomía, función y contractilidad cardiaca. Inicialmente se emplearon secuencias (FLASH); hoy en día se prefieren las secuencias denominadas steady-state free precession (SSFP), ya que poseen mayor resolución espacial y temporal y mejor contraste entre la sangre circulante y el miocardio, figura 12. En las secuencias de cine las imágenes obtenidas se visualizan secuencialmente a lo largo del ciclo cardiaco. Se deben utilizar planos de estudio estándares para que el estudio sea reproducible. Los ejes intrínsecos del corazón que se deben estudiar en cualquier exploración de RMC son: cuatro cámaras, dos cámaras (eje largo del ventrículo izquierdo), eje corto, tres cámaras (tracto de salida del ventrículo izquierdo) y tracto de salida del ventrículo derecho²⁷.

Figura 12: Patrones de realce tardío de gadolinio (RGT)



Fuente: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-articulo-resonancia-magnetica-cardiaca-nuevos-desarrollos-S0716864018300063>

3.5.5 Resonancia magnética cardíaca en la miocarditis

Durante los últimos diez años, la resonancia magnética cardíaca se ha convertido en una herramienta esencial para el diagnóstico de miocarditis aguda. Durante la última década, la resonancia magnética cardíaca ha generado un diagnóstico más rápido y confiable de dicha patología, facilitando estrategias diagnósticas y terapéuticas en dicho contexto, evitando procedimientos invasivos como la angiografía coronaria y las biopsias endomiocárdicas²⁸.

La biopsia endomiocárdica, aunque es el patrón de oro para el diagnóstico de la miocarditis tiene una sensibilidad pobre con elevado riesgo de complicaciones. Para la evaluación de esta patología se puede agregar un estudio por electrocardiograma como cambios en el ST, aunque estos cambios no son sensibles ni específicos para la miocarditis. La resonancia magnética cardíaca es una prueba diagnóstica no invasiva ya que permite la evaluación de la estructura, función y caracterización tisular del miocardio²⁹.

A su vez, la biopsia endomiocárdica conlleva riesgos importantes para el paciente, pero pueden dar un resultado falso negativo que en conjunto a la variación de la interpretación de los expertos o los errores de muestreo pueden retrasar el diagnóstico, por esto la resonancia magnética cardíaca se ha establecido como una herramienta más útil y no invasiva para diagnosticar la miocarditis ³⁰.

- Las imágenes ponderadas en T2 reflejan edema tisular, mientras que el realce con gadolinio en imágenes ponderadas en T1 manifiestan el efecto de hiperemia por el aumento de perfusión.

- Las imágenes en cine se utilizan para la función del ventrículo izquierdo sumado a las otras imágenes en T2 sangre negra para la evaluación de edema ³⁰.

La resonancia magnética cardiovascular es una opción diagnóstica no invasiva para demostrar el compromiso miocárdico, la evidencia de una cicatriz miocárdica no isquémica puede ser detectada con un realce tardío de gadolinio (LGE), las imágenes ponderadas en T2 revelan edema miocárdico en casos de miocarditis aguda, mientras que las imágenes ponderadas en T1 antes y después de la administración del agente de contraste pueden detectar hiperemia inflamatoria; en conjunto estas tres forman los primeros criterios diagnósticos no invasivos para la miocarditis³¹.

3.5.6 Criterios de Lake Louise

En 2009, se publicó un primer consenso de expertos sobre los criterios diagnósticos de resonancia magnética para la miocarditis aguda³². Estos criterios Lake Louise ofrecen 3 objetivos de diagnóstico dentro del tejido miocárdico: edema, hiperemia y necrosis. La presencia de edema de miocardio focal se deriva de la evaluación de la intensidad Señal ponderada en T2 (secuencias STIR), hiperemia local se evalúa mediante mejora temprana 2 minutos después inyección de gadolinio y necrosis tisular mediante el estudio de realce tardío (ponderado en T1) 10 minutos después de la inyección de gadolinio. Una alta probabilidad de miocarditis aguda se obtiene si 2 de 3 criterios están presentes. La precisión diagnóstica se estimó en un 78%, con una sensibilidad del 67% y un 91% de especificidad, por lo que clínicamente²⁸

han sido ampliamente utilizados, impulsados por nuevos datos y avances técnicos, en particular el desarrollo del mapeo de píxeles de los tiempos de relajación de T1 y T2.

Los criterios de Lake Louise actualizados adoptan un enfoque de '2 de 2', con un criterio basado en T2 positivo (como marcador de edema de miocardio) y un criterio basado en T1 (como marcador de lesión de miocardio), para aumentar la especificidad. Esta actualización está en línea con el enfoque más utilizado en todo el mundo, en el que la combinación de imágenes T2 y gadolinio tardío (LGE) se ha adoptado ampliamente³². Esta actualización se realizó en el 2018 basada en estudios que demostraban una mayor precisión en las técnicas de mapeo T1 respecto a la imágenes basadas en la intensidad de señal de T1, además para detección del edema miocárdico puede utilizarse imágenes basadas en la relajación T2, el mapeo T2 es una excelente técnica, la distribución no isquémica de la cicatriz en la imágenes de realce tardío con gadolinio se mantienen en los nuevos criterios aunque puede tener una baja sensibilidad debido a la fibrosis que se puede presentar, tiene una alta especificidad y el realce temprano con gadolinio se ha eliminado en resumen para el diagnóstico de la miocarditis basadas en los criterios de Lake Louise, por lo que se recomienda la cuantificación de T1 y T2 y el realce tardío con gadolinio en un patrón no isquémico se mantiene³¹. Los criterios de Lake Louise se han utilizado ampliamente y evalúan para la identificación de miocarditis aguda, informando una precisión diagnóstica del 83% (sensibilidad del 80% y especificidad del 87%)²⁸.

La aparición del mapeo T1- T2 permite la caracterización tisular cuantificable del miocardio, estas dos técnicas de imagen miden de forma directa y sensible los procesos tisulares patológicos de la miocarditis, incluidos el edema y frisos miocárdicas ³¹.

3.5.7 Mapeo miocárdico T1 y T2

Son métodos para demostrar valores absolutos de T1 y T2 de forma interpretable, cuantificando y midiendo, estas nos van a permitir una evaluación objetiva de las características del tejido, se miden y evalúan los vóxeles y los resultados se informan en milisegundos³³. Se mide la intensidad de señal en relación con el tejido que supuestamente está sano, que sería el caso del músculo esquelético o el miocardio remoto, la cuantificación objetiva permite evaluar con exactitud la fibrosis miocárdica intersticial sutil pero difusa. La cuantificación T1 y T2 también permite evitar incluir el músculo esquelético potencialmente enfermo como una referencia de normalidad cuando se trata de un proceso de enfermedad que puede afectar al miocardio, como sería el caso del músculo en la miocarditis viral³³.

Los mapas nativos T1 y T2 puede distinguir entre la inflamación miocárdica activa o inactiva lo que permite distinguir entre miocarditis aguda o inflamación crónica como sería el caso de la miocardiopatía dilatada, estas nuevas herramientas de estudio han demostrado ser altamente sensibles, con una adquisición más sencilla y un uso clínico estandarizado. A su vez, estas técnicas permiten proporcionar una caracterización tisular detallada y medible al reflejar los tiempos de relajación específicos de la magnetización. La lectura de ambos parámetros es sensible para detectar edema miocárdico, como el mapeo T2 solo es sensible al agua por lo que informa directamente sobre la inflamación miocárdica, por otro lado, el T1 nativo es muy sensible para discriminar miocardio anormal como la inflamación miocárdica o la fibrosis, gracias a esto permite diferenciar si es miocarditis aguda o enfermedad inflamatoria crónica. Los parámetros tisulares cuantificables proporcionan una media objetiva basándose en valores de corte predefinidos³¹.

3.6 Características y desempeño diagnóstico de la resonancia magnética en el diagnóstico de miocarditis

Comentado [SR2]: acentos

3.6.1 Protocolo de resonancia magnética

Tabla 2: protocolo de resonancia magnética frente a la miocarditis

NOMBRE	PLANO	NOMBRE DE LA SECUENCIA	FUNCION
sBTfE_BH	FSA	SENSE Balanced TFE cine scan	Captura el movimiento del corazón latiendo en una sola respiración usando SENCE
sBTfE_BH	4CH	SENSE Balanced TFE cine scan	Captura el movimiento del corazón latiendo en una sola respiración usando SENCE
T2_STIR_BB	SA	Triple inversion black blood breath - hold scan	Escaneo de apnea en el que cada rebanada se adquiere en unos pocos latidos del corazón. La triple inversión se utiliza para suprimir la grasa.
T1_NATIVE	SA	T1 Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) acquisition pre-contrast	El mapeo t1 miocárdico por resonancia magnética cardiovascular es un biomarcador emergente clave para la cuantificación de la enfermedad miocárdica
mGraSE_BB_T2_R2	SA	Multi -Echo GraSE Black-Blood Acquisition with Sence	Es una secuencia grasa rápida de eco múltiples que permite la reconstrucción de mapas t2 y r2
T1_NATIVE	4CH	T1 Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) acquisition pre-contrast	El mapeo t1 miocárdico por resonancia magnética cardiovascular es un biomarcador emergente clave para la cuantificación de la enfermedad miocárdica
DYN_Sbtfe_3sl	PERF	Dynamic SENCE Balanced TFE	Este escaneo adquiere 3 cortes por cada latido y aplica un prepulso para cada corte
sBTfE_BH	SA	SENSE Balanced TFE cine scan	Captura el movimiento del corazón latiendo en una sola respiración usando SENCE
sBTfE_BH	3CH	SENSE Balanced TFE cine scan	Captura el movimiento del corazón latiendo en una sola respiración usando SENCE
IR_TfE_LL_PsIR	SA	Breath-hold "look-locker"scan(Inversion recovery turbo field echo)	Escaneo de retención de la respiración de un solo corte para una rápida evaluación t1 de los escaneos de mejora tardía de PsIR
PsIR_TfE_BH	4CH	Breath-hold phase sensitive inversion recovery TFE	Escaneo de un solo corte para contener la respiración para adquirir una imagen real corregida
PsIR_TfE_BH	SA	Breath-hold phase sensitive inversion recovery TFE	Escaneo de un solo corte para contener la respiración para adquirir una imagen real corregida
PsIR_TfE_BH	2CH	Breath-hold phase sensitive inversion recovery TFE	Escaneo de un solo corte para contener la respiración para adquirir una imagen real corregida
PsIR_TfE_BH	3CH	Breath-hold phase sensitive inversion recovery TFE	Escaneo de un solo corte para contener la respiración para adquirir una imagen real corregida
T1_enhanced	SA	T1 Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) acquisition post-contrast	El mapeo t1 miocárdico por resonancia magnética cardiovascular es un biomarcador emergente clave para la cuantificación de la enfermedad miocárdica
T1_enhanced	4CH	T1 Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) acquisition post-contrast	El mapeo t1 miocárdico por resonancia magnética cardiovascular es un biomarcador emergente clave para la cuantificación de la enfermedad miocárdica

Comentado [SR3]: algunas columnas están en negritas y las demás no

Fuente: ELABORACION PROPOIA JUNTO AL TECNOLOGO MEDICO EN IMAGENOLOGIA Y FISICA MEDICA CON MAGISTER EN RESONANCIA MAGNETICA

Psir: secuencia para la acumulación de gadolinio en estructuras anatómicas afectadas resalta un posible infarto o edema en el corazón

SA: sagital

FSA: plano realizado en espectroscopia

PERF: PERFUSION

En la tabla n°2 se muestra el protocolo utilizado en la evaluación de miocarditis este protocolo tiene un tiempo estimado entre 40 y 60 minutos este tiempo va depender fundamentalmente de la experiencia y expertiz del tecnólogo médico, Este protocolo se divide en las secuencias que ayudan a calcular los ejes y orientación del corazón con las secuencias cine, luego de esto siguen las secuencias de sangre negra o black bood donde se ocupa triple pulsos de inversión recuperación para suprimir la grasa dependiendo del centro imagenológico y el equipo que se tenga para la adquisición, una secuencia que no puede faltar son las STIR por lo tanto fundamentales para el estudio, ya que muestran el edema que existe en la zona de estudio, se continua con los mapas nativo T1 Y T2 , permite la caracterización tisular cuantificable del miocardio, estas dos técnicas de imagen miden de forma directa y sensible los procesos tisulares patológicos de la miocarditis, incluidos el edema y frisos miocárdicas.

Siguiendo con el protocolo se toman imágenes de perfusión miocárdica, para finalizar con las imágenes de realce tardío con gadolinio, después de 15-20 minutos de la inyección del medio de contraste.

Comentado [SR4]: esta hoja debe tener la orientación normal

3.6.2 Desempeño diagnóstico de las técnicas imagenológicas frente a la miocarditis

Tabla 4: Desempeño diagnóstico de la tomografía computada, angiografía, ecografía y resonancia magnética en el diagnóstico de miocarditis

Comentado [SR5]: muy buena la tabla

Equipos	Modalidades	Tipo de contraste	Estadio diagnóstico	Costo del Equipo*	Modelo Referencia	Invasivo	Beneficio frente a la miocarditis	Desventaja frente a la miocarditis	Tipo de radiación	Duración de examen
Tomógrafo	Angio TC	Yodado	Temprano crónico	\$414,309,000	GE .Modelo Revolution Maxima	NO	Rápido acceso frente a una urgencia médica	Limitada caracterización tisular al ser operador dependiente	Rayos-X	5 minutos
Angiógrafo	Angiografía	Yodado	Temprano	\$649,574,300	PHILIPS - Modelo Allura Xper FD 20 Ceiling	SI	Permite descartar una enfermedad coronaria con diagnóstico terapéutico	Requiere mayor cantidad de insumos, mayor riesgo de infección	Rayos-X	60 minutos
Ecógrafo	Ecografía	Sin medio de contraste	Temprano crónico	\$233,277,311	General Electric modelo Logiq E10	NO	Mayor disponibilidad para oportuno diagnóstico	Operador dependiente depende de la expertiz	Ultrasonido	25 minutos
Resonador magnético	Resonancia magnética	Gadolineo	Temprano crónico	\$1,244,960,340	Philips-Modelo Ingenia Omega HP 1.5 T	NO	Mayor eficacia diagnóstica, alta caracterización de tejidos	Mayor tiempo de adquisición, limitado según características del paciente	Radiofrecuencia	30 minutos

Fuente tabla n°3: Elaboración propia.

GE: General Electric, empresa conocida por su trabajo en las industrias de energía, energías renovables, aviación y atención médica.

1.5T: corresponde al Teslaje del equipo el cual es atribuible a la cantidad de energía que circula en un sistema de resonancia magnética, los cuales son valores fijos dados por los fabricantes de los equipos. *Valores según mercado público sacados con fecha 18 de septiembre 2021.

Los valores solo reflejan el equipamiento de los servicios de salud del área público, ya que no existe registro público de las compras del área privada.

Procedimiento invasivo: procedimiento que involucra interrupción de continuidad de piel y/o mucosas o acceso instrumental a vías o conductos naturales del organismo, es un procedimiento estéril, por lo tanto, requiere de campo estéril, instrumental adecuado, personal capacitado por lo que suele ser un procedimiento de última elección.

Procedimiento no invasivo: procedimiento que no involucra interrupción de continuidad de piel y mucosas, ni acceso instrumental a cavidades o conductos naturales del organismo, por lo tanto, no requiere de campo estéril, sin embargo, si requiere un personal capacitado para realizar un procedimiento limpio ³⁴.

3.6.3 Exactitud diagnóstica de la resonancia magnética

Comentado [SR6]: Los títulos y fuentes los dejaría con un color mas fuerte

Tabla 4: Exactitud diagnóstica de la resonancia magnética según distintas estrategias y estudios

Autor	Resonancia Magnética Cardiovascular			Mapeo T1			Mapeo T2			Criterios Lake Luise			Realce tardío con Gadolinio		
	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	Precisión (%)	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	Precisión (%)	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	Precisión (%)	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	Precisión (%)	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)	Precisión (%)
C.Kotanidis 2018	75%	90%	-	89%	89%	(+)75% (-)4%	78%	84%	-	78%	88%	-	68%	96%	-
F.SANGUINETI 2020	67%	90%	78%	-	-	-	-	-	-	80%	87%	83%	-	-	-
M.Gannon 2019	-	-	96%	83%	42%	91%	52%	84%	96%	67%	91%	85%	74%	94%	96%
J.Pan 2018	70%	90%	-	85-89%	86%	86,10%	76%	82%	86,10%	74%	86%	85%	95%	97%	88,90%
J.Nadjiri 2016	74%	93%	-	81%	81%	-	80-100%	60-80%	-	80%	63%	-	80-100%	60-80%	-
P. Wheen 2020	69%	96%	-	82%	84%	-	-	-	-	78%	88%	83%	74%	97%	-

Fuente: Elaboración propia

La resonancia magnética cardiaca permite evaluar características de la miocarditis tales como la disfunción contráctil, el edema inflamatorio y la necrosis, y se ha convertido en el estándar de referencia para la evaluación no invasiva de la enfermedad.

Son utilizadas las imágenes de secuencias en cine como Sense-balance, para ver contractilidad y viabilidad miocárdica, las secuencias potenciadas en T2, son imágenes con saturación grasa STIR, los mapas paramétricos T1 y T2 con esto se puede ver depósito de proteínas o un diferenciador de otras patologías como la sarcoidosis y las imágenes del realce tardío con gadolinio (RTG). son utilizadas para ver el grado de necrosis miocárdica, por lo tanto, el RTG es un buen predictor del pronóstico de dicha enfermedad.

los criterios Lake Louise son vitales para la confirmación y diagnóstico de la miocarditis, ya que son parámetros descritos para la caracterización de la enfermedad mediante la resonancia magnética, su última actualización fue en el año 2018, según esta clasificación si se presentan 2 de 3 criterios se encuentra presenta la enfermedad, ya que son patrones característicos

T1: Secuencia anatómica de gran utilidad diagnóstica, permite evaluar tanto la anatomía como las lesiones, ya que estas últimas se presentan hiperintensas si contienen grasa, líquido hiperproteico, sangre en fase aguda, melanina y contraste.

T2: La mayor parte de la patología es hiperintensa se ve así ya que el líquido es hiperintenso y si la lesión es edema se verá hiperintensa, grasa igualmente es hiperintensa. Para esto las lesiones hipointensas en T2 deben contener líquido con alto contenido de proteína, sangre muy aguda o crónica, lesiones fibrosas con algo de tejido celular.

4.0 Discusión

Al realizar una búsqueda exhaustiva en las bases de dato; Pubmed, SciELO, Science Direct y Google académico, no se encontraron estudios, a nivel nacional, que vinculen la resonancia magnética en el diagnóstico de la miocarditis aguda, siendo el estudio más cercano a lo antes mencionado el realizado por la Clínica las Condes en el periodo de febrero 2018 que menciona la utilidad de la resonancia magnética cardiaca ²³.

A diferencia de la anterior, esta investigación es la primera que incluye RMC para el estudio exclusivo de la miocarditis a nivel nacional, por lo tanto, esta revisión es innovadora y entrega nuevos conocimientos a nivel nacional e internacional.

Los estudios analizados tienen un comportamiento heterogéneo, hay estudios que tienen elevados niveles de sensibilidad y especificidad, ejemplo de esto son el estudio de C. kotanidis y P.Wheen que alcanzan un valor de 75% y 96% respectivamente, dentro de las posibles causas que podrían haber generado sus valores elevados de sensibilidad y especificidad, de menciona el número de artículos útiles dentro de sus investigaciones correspondientes, utilizan equipos de 1,5 Tesla. Por el contrario, se encontraron estudios con resultados opuestos y variados, un ejemplo de esto es el estudio de Ganon, que posee un valor elevado de precisión diagnóstica, alcanzado un porcentaje de 96%, pero con valores de sensibilidad y especificidad de 0%, dentro de las posibles causas que podrían haber generado estos resultados se encuentran: tamaño muestral desconocido, nula estandarización de criterios de temporalidad desde el inicio de los síntomas.

En el caso de los criterios Lake Louise la mayoría son concordantes y tuvieron datos relativamente homogéneos, valores que fluctuaron entre valores 83-85%. relacionado con la precisión diagnóstica, la sensibilidad estuvo en los rangos 67-80% y la especificidad dentro de los márgenes 63-91%. Al revisar los estudios (29,33,34). Se puede observar que los equipos utilizados tienen las mismas características, ejemplos de esto, son: el Tesla; correspondiente a 1,5 T, unificación de resultados; en donde debe existir presencia de al menos dos de tres de los criterios Lake Louise, lo que puede explicar la similitud en los resultados.

Para finalizar se puede observar que los datos de precisión diagnóstica, son provisionales y prometedores, sin embargo, aún existe un alto grado de heterogeneidad, por lo tanto, es recomendable uniformar criterios, estandarizar protocolos para obtener resultados más precisos.

En esta investigación se presentaron algunas de las limitaciones que podrían haber influido en los resultados, entre ellas encontramos:

En primer lugar, se puede decir que, respecto a la accesibilidad de artículos, existieron algunos donde solo se encontraron los resúmenes, pero no se pudo obtener el artículo completo por lo tanto no fueron agregados dentro de la bibliografía, además de esto, existían artículos pagados a los que no se pudo tener acceso (35,36) dado su costo elevado, por lo cual no pudieron ser revisados e incluidos en esta investigación. En segundo lugar, respecto a la limitación idiomática los investigadores no pudieron trabajar con los estudios en inglés, se debió recurrir a herramientas de traducción de textos, donde eventualmente las traducciones podrían no ser fidedignas del artículo original.

Con respecto a la importancia de esta investigación se encontraron variados resultados, sin embargo, también se hallaron vacíos de información atribuible a la nula presencia de estudios, a nivel nacional, que vinculen la utilidad de la resonancia magnética como herramienta diagnóstica útil y confiable frente a la miocarditis, lo cual significa una estrategia médica de gran utilidad clínica.

Dentro de los datos encontrados y los resultados obtenidos, la mayoría de los estudios fueron realizados con resonadores de 1.5 Tesla, atribuyendo a dicho teslaje, la posibilidad de la utilidad diagnóstica y uso del equipo para la miocarditis.

Como conclusión se puede decir que según la literatura se pudo observar que la resonancia magnética cardiovascular se está utilizando de manera progresiva frente a la miocarditis, demostrando valores de elevada precisión diagnóstica que están en un rango de 78-96%, una sensibilidad varía entre rangos de 67-75% y una especificidad que se encuentra entre un 90-96% lo que demuestra su utilidad frente a la patología. Por lo tanto, se recomienda su uso de rutina en pacientes con esta condición de salud.

Bibliografía

1. Zanatta A, Carturan E, Rizzo S, Basso C, Thiene G. Story telling of myocarditis. *International Journal of Cardiology*. 2019;294:61-64. doi:10.1016/j.ijcard.2019.07.046
2. de Miguel IM, Martínez-Sellés M. Miocarditis (I). *Medicine (Spain)*. 2017;12(43):2535-2547. doi:10.1016/j.med.2017.10.010
3. Ortega Hrescak MC, Socolsky G. Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computada. *Revista argentina de radiología*. 2012;76(4):331-341.
4. Luis PG jose. Cómo se “fotografio” por primera vez el corazón (y II). *fundacion española del corazon*. Published online 2018. <https://fundaciondelcorazon.com/blog-impulso-vital/2578-la-primera-fotografia-del-corazon-y-ii.html>
5. Rodríguez CA. SIEMPRE SE VAN LOS MEJORES: PETER MANSFIELD Y EL DESARROLLO DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR PARA DIAGNÓSTICO MÉDICO. *DESAYUNO CON FOTONES*. Published online 2017. <https://desayunoconfotones.org/2017/03/30/siempre-se-van-los-mejores-peter-mansfield-y-el-desarrollo-de-la-resonancia-magnetica-nuclear-para-diagnostico-medico/>
6. Águila M, Equivel L, Rodríguez C. Historia y desarrollo del ultrasonido en la Imagenología. *Acta Médica del Centro*. 2019;13(4):601-615.
7. Canals L M. Historia de la resonancia magnetica de fourier a Lauterbur y Mansfield: En ciencias, nadie sabe para quien trabaja. *Revista Chilena de Radiología*. 2008;14(1):39-45. doi:10.4067/s0717-93082008000100009
8. Seetharam K, Lerakis S. Cardiac magnetic resonance imaging: The future is bright [version 1; peer review: 2 approved]. *F1000Research*. 2019;8:1-8. doi:10.12688/f1000research.19721.1
9. Bastarrika G, Sprengel U, Sáenz De Buruaga J, et al. Resonancia magnética cardíaca: Aplicaciones clínicas. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*. 2005;28(1):49-58. doi:10.4321/s1137-66272005000100005
10. Haaf P, Buser PT. Map to the future of cardiacmagnetic resonance inmyocarditis. *European Heart Journal Cardiovascular Imaging*. 2017;18(7):752-753. doi:10.1093/ehjci/jex024
11. L.Moore K, Dailey AF, Agur AMR. *Moore Anatomía Con Orientacion Clinica.*; 2006.
12. Mohrman DE, Heller LJ. *Características de Las Células Del Músculo Cardíaco.*; 2007.
13. Pankuweit S, Ruppert V, Maisch B. Inflammation in dilated cardiomyopathy. *Herz*. 2004;29(8):788-793. doi:10.1007/s00059-004-2626-9

14. Sagar S, Liu PP, Cooper LT. Myocarditis. *The Lancet*. 2012;379(9817):738-747. doi:10.1016/S0140-6736(11)60648-X
15. Huérfano Y, Vera M, del Mar A, et al. Imagenología médica: Fundamentos y alcance. *Archivos Venezolanos de Farmacología y Terapéutica*. 2016;35(3):71-76.
16. En EN, Darío I, Torres A. La Resonancia Magnética Y Sus Aplicaciones. *RevFacNalAgrMedellín*. 2007;60(2):4037-4066. <http://www.scielo.org.co/pdf/rfnam/v60n2/a12v60n2.pdf>
17. Pohost GM, Elgavish GA, Evanochko WT. Nuclear magnetic resonance imaging: With or without nuclear? *Journal of the American College of Cardiology*. 1986;7(3):709-710. doi:10.1016/S0735-1097(86)80486-7
18. Moratal-Pérez D, Martí-Bonmatí L, Brummer ME, Millet-Roig J, Castells F. Exploring k-space for improved MR imaging. *Radiologia*. 2004;46(3):133-150. doi:10.1016/s0033-8338(04)77952-7
19. ELSTER LLC. metodos de supresion de grasa. Published online 2021. <http://mriquestions.com/best-method.html>
20. Patricia D, Nava R, Espinoza EJD, et al. Medios de contraste paramagnéticos. *Anales de Radiología, México*. 2008;7(3):191-198.
21. José Ángel Martínez López. Gadolinio - Meio de Constraste da Ressonância Magnética. *Revista Cubana de Tecnología de la salud*. 2017; Volumen 8.(2218-6719 RNPS:):71-77.
22. BYDDER.G.M AND YOUNG I.R. MR imaging:clinical useof the inversion recovery sequence.
23. de Arenaza DP. Resonancia Magnética Cardíaca: Nuevos Desarrollos Y Perspectivas Futuras. *Revista Médica Clínica Las Condes*. 2018;29(1):44-53. doi:10.1016/j.rmclc.2017.12.003
24. Patricia Bitar H. Evaluación cardíaca con tomografía computada y resonancia magnética. *Revista Médica Clínica Las Condes*. 2013;24(1):54-62. doi:10.1016/s0716-8640(13)70129-9
25. Hernández C, Zudaire B, Castaño S, Azcárate P, Villanueva A, Bastarrika G. Principios básicos de resonancia magnética cardiovascular (RMC). *An Sist Sanit Navar*. 2007;30:405-418.
26. Patricia Bitar D, Paolinelli DP, Furnaro DF. TOMOGRAFÍA COMPUTADA CARDÍACA: ESTADO ACTUAL CARDIAC COMPUTED TOMOGRAPHY: STATE OF THE ART.

27. Alfakih K, Thiele H, Plein S, Bainbridge GJ, Ridgway JP, Sivananthan MU. Comparison of right ventricular volume measurement between segmented K-space gradient-echo and steady-state free precession magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2002;16(3):253-258. doi:10.1002/jmri.10164
28. Sanguineti F, Garot J, Hovasse T, Untersee T, Champagne S, Garot P. IRM et myocardite infectieuse. *Annales de Cardiologie et d'Angéiologie*. 2020;69(6):418-423. doi:10.1016/j.ancard.2020.09.043
29. Gannon MP, Schaub E, Grines CL, Saba SG. State of the art: Evaluation and prognostication of myocarditis using cardiac MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2019;49(7):e122-e131. doi:10.1002/jmri.26611
30. Nadjiri J, Nieberler H, Hendrich E, et al. Performance of native and contrast-enhanced T1 mapping to detect myocardial damage in patients with suspected myocarditis: a head-to-head comparison of different cardiovascular magnetic resonance techniques. *International Journal of Cardiovascular Imaging*. 2017;33(4):539-547. doi:10.1007/s10554-016-1029-3
31. Puntmann VO, Zeiher AM, Nagel E. T1 and T2 mapping in myocarditis: seeing beyond the horizon of Lake Louise criteria and histopathology. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*. 2018;16(5):319-330. doi:10.1080/14779072.2018.1455499
32. Ruivo C, Vilela EM, Ladeiras-Lopes R, Faria R, Ferreira N, Ribeiro VG. Myocardial deformation measures by cardiac magnetic resonance tissue tracking in myocarditis: Relationship with systolic function and myocardial damage. *Revista Portuguesa de Cardiologia*. 2019;38(11):767-776. doi:10.1016/j.repc.2019.01.008
33. Wheen P, Armstrong R, Daly CA. Recent Advances in T1 and T2 Mapping in the Assessment of Fulminant Myocarditis by Cardiac Magnetic Resonance. *Current Cardiology Reports*. 2020;22(7):1-8. doi:10.1007/s11886-020-01295-0
34. Kotanidis CP, Bazmpani MA, Haidich AB, Karvounis C, Antoniadis C, Karamitsos TD. Diagnostic Accuracy of Cardiovascular Magnetic Resonance in Acute Myocarditis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2018;11(11):1583-1590. doi:10.1016/j.jcmg.2017.12.008
35. Dominguez F, Kühl U, Pieske B, Garcia-Pavia P, Tschöpe C. Update on Myocarditis and Inflammatory Cardiomyopathy: Reemergence of Endomyocardial Biopsy. *Revista Espanola de Cardiologia*. 2016;69(2):178-187. doi:10.1016/j.recesp.2015.10.018
36. Śpiewak M, Dorniak K, Miszański-Jamka K, Haberka M, Pyda M, Marczak M. Cardiac magnetic resonance in myocarditis. *Polish Archives of Internal Medicine*. 2021;131(7-8):772. doi:10.20452/pamw.16061

