

Artículo Original de Investigación

Valores de referencia locales de caracterización tisular por resonancia cardiaca. Cartografía del miocardio utilizando secuencias paramétricas

Local reference values for tissue characterization by cardiac magnetic resonance imaging. Myocardial mapping using parametric sequences

Lucas Gutiérrez¹, Soledad A Tejera², Augusto L Ortego², Carlos R Secotaro³, Julieta Nerviani², Jorge A Cubillos⁴, Juan C Daza⁵, Juan E Briggs⁵, Patricio Briggs⁵, Fernando A Peñafort⁶.

Centro Médico Palmares. Servicio de Diagnóstico por Imágenes. Mendoza

1 Instituto de Diagnóstico y Resonancia de Mendoza, Programa Diagnóstico Cardiovascular Avanzado de Penta Medicina Cardiovascular. 2 Penta Medicina Cardiovascular. 3 Centro Médico Palmares, Programa Diagnóstico Cardiovascular Avanzado de Penta Medicina Cardiovascular. 4 Programa de Insuficiencia Cardíaca de Penta Medicina Cardiovascular. 5 Centro Médico Palmares. 6 Programa Arritmias de Penta Medicina Cardiovascular.

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Recibido el 1 de Abril de 2023

Aceptado después de revisión el 3 de Julio de 2023

www.revistafac.org.ar

Los autores declaran no tener conflicto de intereses

Palabras clave:

Caracterización Tisular, T1 Mapping, T2 Mapping, Volumen Extracelular.

Keywords:

Tissue Characterization, T1 Mapping, T2 Mapping, extracellular volume.

RESUMEN

La resonancia cardiaca (RC) permite evaluar con precisión las características intrínsecas de cada tejido e identificar y cuantificar sus anomalías, caracterizándolo mediante secuencias de Mapping T1, T2, evaluación de Volumen Extracelular (VEC) y realce tardío post gadolinio (RTGd).

Objetivo: Elaboración de base de datos local con RC mediante secuencias de caracterización tisular, cotejándola con recomendaciones y consensos de expertos internacionales

Material y Métodos: Estudio ambulatorio, unicentro, retrospectivo, con muestra de 30 pacientes (p) voluntarios saludables (17 Hombres y 13 Mujeres), sin factores de riesgo cardiovasculares. Se realizó caracterización tisular mediante RC mapping T1, T2, T2*, cuantificación del VEC y RTGd. De todos los pacientes se obtuvo muestra de Hematocrito 24-36 hs previas.

Estadístico: Test t de students, chi-cuadrado y Test Kolmogorov – Smirnov. Se consideró $p=0.05$ significancia estadística.

Resultados: Se obtuvieron valores de sus medias y desviación estándar para T1 mapping Nativo: 997 ± 29 ms, T1 Mapping Post contraste: 457 ± 56 ms; el VEC de $27\%\pm 3\%$. Secuencias de T2 Mapping: 52 ± 3 ms; y T2* $36,9\pm 4$ ms. Existió ausencia de RTGd para todos los pacientes de la muestra. Se comparó la población femenina vs masculina con T1 mapping Nativo 1.011 ± 21 ms vs 986 ± 31 ms $p=0.017$ y T2 mapping $52\pm 2,5$ ms vs 52 ± 3 ms $p=NS$, respectivamente.

Conclusiones: Se logró una base de datos local mediante secuencias de RC con rangos recomendados y coincidentes de consensos de expertos y sociedades científicas publicadas en la literatura internacional

Local reference values for tissue characterization by cardiac magnetic resonance imaging. Myocardial mapping using parametric sequences

ABSTRACT

Cardiac magnetic resonance imaging (CMR) accurately assesses the intrinsic characteristics of each tissue, and identifies and quantifies its abnormalities, characterizing it using T1 and T2 Mapping sequences, ECV (Extracellular Volume) evaluation, and late Gadolinium Enhancement (LGE).

Objective: Creation of a local database with CMR through tissue characterization sequences, comparing it with recommendations and consensus of international experts across the literature.

Materials and methods: Single-center, outpatient and retrospective study with a sample of 30 healthy volunteers (17 men and 13 women) without cardiovascular risk factors. We performed tissue characterization using CMR mapping T1, T2, T2*, ECV quantification, and LGE. A hematocrit sample was obtained from all patients 24-36 hours before.

Statistics: Students' t test, chi-square and Kolmogorov–Smirnov test. $P=0.05$ was considered of statistical significance.

Results: values of means and standard deviation were obtained for Native T1 mapping: 997 ± 29 ms, Post contrast T1 Mapping: 457 ± 56 ms; VEC was $27\% \pm 3\%$. T2 Mapping sequences: 52 ± 3 ms; and $T2^*$ 36.9 ± 4 ms, there was an absence of LGE for all the patients in the sample. The female vs. male population were compared with Native T1 mapping 1.011 ± 21 ms vs. 986 ± 31 ms, $p=0.017$ and T2 mapping 52 ± 2.5 ms vs. 52 ± 3 ms $p=NS$, respectively.

Conclusions: A local database was built through CMR sequences with recommended and coincident ranges of consensus by experts and scientific societies published in the international literature.

ABREVIATURAS

VEC= Volumen Extracelular
 FEVI= Fracción de Eyección Ventricular Izquierda
 FEVD= Fracción de Eyección Ventricular Derecha
 SCMR= Society of Cardiovascular Magnetic Resonance
 AI= Artificial Intelligence
 Hto= Hematocrito
 MOLLI= Modified Look Locker Inversion recovery
 Gd= Gadolinio
 PSIR= Phase Sensitive Inversion Recovery
 ASNC= American Society of Nuclear Cardiology
 RTGd= Realce Tardío con Gadolinio
 ROI= Region of Interest
 FOV= Field of View

INTRODUCCIÓN

La incorporación de la resonancia cardiaca en la práctica habitual es esencial para la valoración de cardiopatías, y su excepcional capacidad para poder caracterizar la estructura y la función del miocardio¹.

Hoy se cuenta con una posibilidad rutinaria de incorporar adquisiciones que permiten una valoración de las características tisulares, comprensiva de las diferentes alteraciones miocárdicas mediante mediciones de tiempos de magnetización T1 Mapping nativo, T1 Mapping post contraste, valoración del Volumen Extracelular (VEC), mediciones T2 Mapping y $T2^*$ para valorar la infiltración de hierro. Estos son aspectos claves en la identificación de diferentes patologías miocárdicas y sus características tisulares².

Se puede entonces incorporarlas al análisis de la valoración de volúmenes y estimación funcional, valoración de la perfusión miocárdica y fibrosis focal mediante el realce tardío con gadolinio ejemplificado en la *Figura 1*.

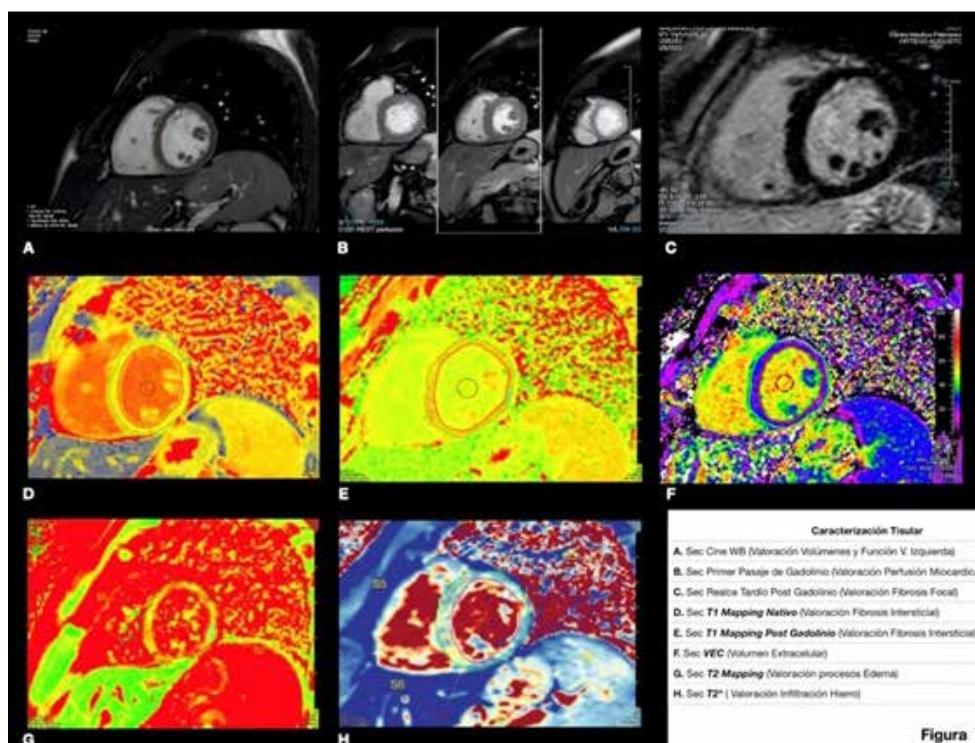


Figura 1

FIGURA 1.

Secuencias utilizadas en resonancia cardiaca para valoración anatómica, estructural y funcional con imágenes de Cine WB (White Blood) (A); valoración de perfusión del miocardio por primer pasaje de Gd (B); caracterización tisular mediante el realce tardío post Gd para fibrosis focal de reemplazo (C); y caracterización tisular mediante mapas paramétricos por técnicas de Mapping T1, que valora la fibrosis intersticial y el volumen extracelular (VEC) con los T1 Mapping Nativo (D); T1 Mapping Post Gd (E); imagen de VEC resultante (F); por último, el T2 Mapping para valoración de inflamación y edema (G); y $T2^*$ para valoración de infiltración de hierro en miocardio.

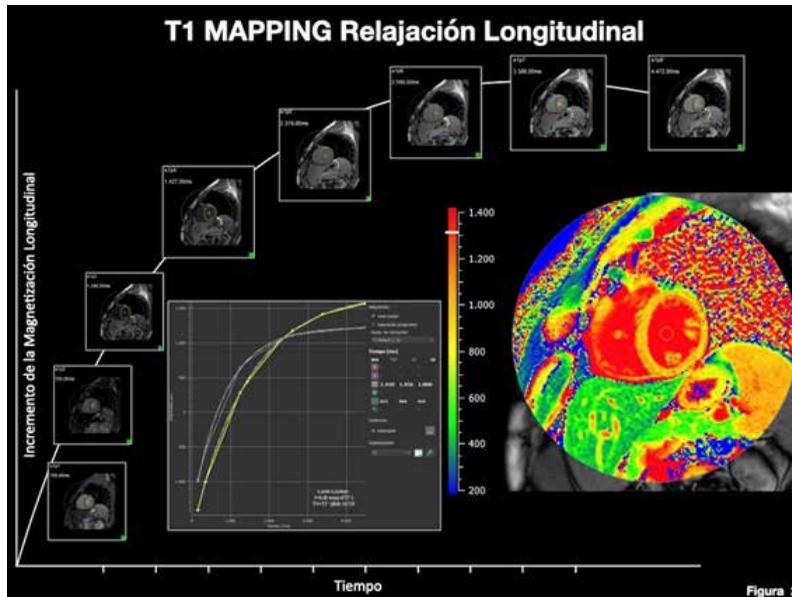


FIGURA 2.

Se observa cómo se incrementa en el tiempo el vector de magnetización longitudinal, aquí representada por las imágenes de eje corto medio del ventrículo izquierdo. A partir de esta combinación de información de las imágenes, se reconstruye la curva que permite calcular el T1 para cada Voxel, y se genera así la imagen correspondiente al mapa paramétrico. La relajación longitudinal es diferente para cada tejido hecho que permite una identificación y particular valoración en este caso del miocardio.

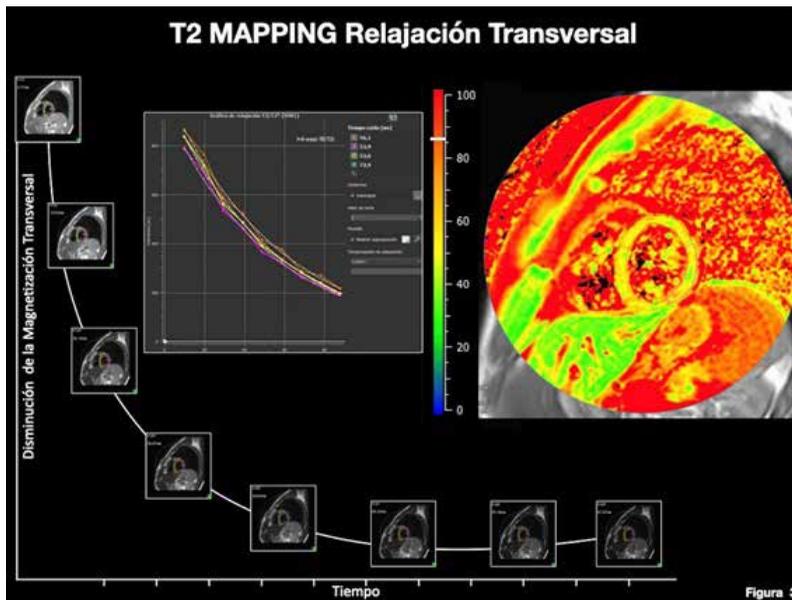


FIGURA 3.

Se observa cómo disminuye en el tiempo el vector de magnetización transversal, aquí representada por las imágenes de eje corto medio del ventrículo izquierdo. Las secuencias empleadas de Spin Echo con diferentes tiempos de eco o pulsos de preparación T2 permiten expresar la curva exponencial decreciente de T2. La señal de T2 es mucho más prolongada para el agua, y se emplea para el estudio de procesos inflamatorios por su alto contenido de agua libre, producto de la injuria.

Estas capacidades introducen una nueva frontera en la cardiología, permitiéndole al cardiólogo / investigador la posibilidad de cuantificar biológicamente importantes propiedades del miocardio, que de otra manera son muy difíciles de aseverarlas desde un punto de vista clínico³.

Mapping: ¿Qué es? ¿Y para qué?

Es un proceso de cuantificación que permite extraer características miocárdicas que van a permanecer interpretables con importante información diagnóstica y pronóstico.

En medicina, y en particular en cardiología, se está habituado a la utilidad de información de tipo cuantificada, como lo es la FEVI, o la cuantificación de monto porcentual de isquemia o necrosis⁴.

Por definición la Resonancia Magnética Nuclear incor-

pora como elemento principal de valoración a la molécula de agua y sus propiedades en el campo magnético.

El agua esta presente en diferentes concentraciones para cada tejido (musculo, grasa, sangre, tejido conectivo, etc.). El campo magnético del resonador le transfiere energía a estos protones, y las imágenes se reconstruyen a partir de la liberación de esta energía cuando los protones recuperan su estado basal (proceso de relajación).

Este proceso se describe mediante dos parámetros, los tiempos T1 y T2 (Tiempo de relajación Longitudinal y Transversal respectivamente). T1 y T2 son propiedades intrínsecas de cada tejido, aunque también dependen de propiedades externas como lo es el campo magnético (Figuras 2 y 3).

El proceso de relajación se puede caracterizar y cartografiar, generando un "Mapa T1 o T2", que es una imagen en

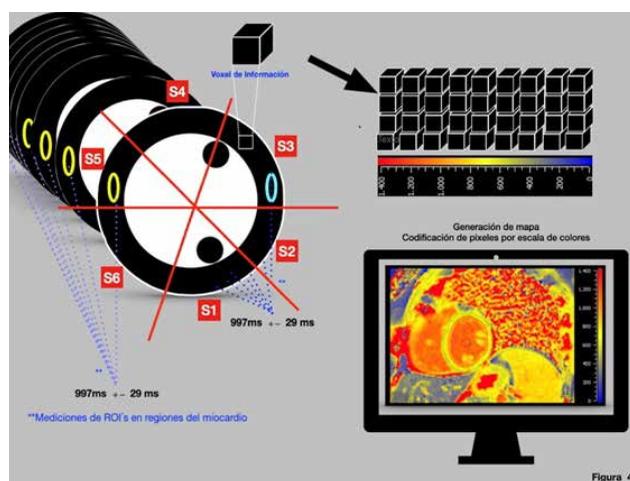


FIGURA 4.

Representación esquemática de la adquisición de la información tisular, su representación en sectores de subdivisión (en este ejemplo 6 segmentos del eje corto del ventrículo izquierdo). La información suministrada representa las propiedades y características propias de la/s regiones de interés seleccionadas, o el miocardio global si SE lo desea. Esta información es post procesada con los diferentes software comerciales disponibles, que brindan los mapas paramétricos con sus respectivas opciones de coloración. Obsérvese la escala de color, como se representan los valores homogéneos del VI en el 997±29 ms para el ejemplo citado.

la que la intensidad de señal de cada *Voxel* (la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional en la matriz de la imagen) es directamente proporcional al tiempo T1 o T2 del tejido en que se encuentra.

Entonces en cada valoración de pacientes estudiados mediante estas secuencias se pueden comparar estos tiempos con valores de referencia normales.

Las técnicas de mapeo T1 se desarrollaron inicialmente para el estudio de la fibrosis intersticial difusa, para cuyo estudio el Realce Tardío con Gadolinio (RTGd) presenta muchas limitaciones; sin embargo, sus aplicaciones continúan ampliándose. El objetivo principal del mapeo T2 es la detección de edema miocárdico y del T2* para valorar la sobrecarga miocárdica con hierro⁵.

Sin embargo, es importante considerar aspectos particulares que traen aparejado el uso de este tipo de recursos diagnóstico, ya que el rango de normalidad de las secuencias de mapeo es un método específico y se ve afectado por diferentes aspectos.

Las recomendaciones de su utilidad consensuadas por sociedades científicas como la SCMR (*Society of Cardiovascular Magnetic Resonance*) y paneles de expertos, son precisas respecto de la conformación de una base de datos local del propio scanner/equipo, tipo de resonador, si este es 1.5 T vs 3 T, por diferentes consideraciones que contemplan la homogeneidad del campo magnético y que este puede influir por locación física, altura de la región, etc.

Los mapas se presentan habitualmente en una escala de color cuantificada que se corresponde a los valores medidos

de cada *Voxel*, se destaca la importancia de colocar siempre la referencia de la propia escala de colores en los informes/reportes, como así también las referencias de los valores normales para el centro actuante, como se verá en el esquema de la *Figura 4*⁶.

También debe considerarse el sexo de esta base de datos, ya que existen diferencias comprobadas respecto del género, donde las mujeres presentan en las diferentes series valores T1 Nativo mas elevados que los varones^{6,7,8}.

Las secuencias utilizadas son susceptibles de artefactos, en particular las de T2 Mapping por lo que el control de calidad y la incorporación de AI (*Artificial Intelligence*) en el post proceso suele ser necesaria.

OBJETIVO

Elaboración de base de datos local con resonancia cardiaca mediante secuencias de caracterización tisular, cotejándola con recomendaciones y consensos de expertos internacionales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se elaboró un estudio ambulatorio, unicentro, retrospectivo.

Se incluyeron consecutivamente 30 pacientes voluntarios saludables (17 hombres y 13 mujeres), edad 42±7,6 años, sin presentar factores de riesgo cardiovasculares mayores (FRC), sin antecedentes de enfermedad cardiaca, sin procesos infectocontagiosos en los últimos 45 días, y con ECG de características normales, a los que se le realizo una RC que se observó posteriormente dentro de los parámetros de normalidad, para función y estructura. Las imágenes de *Cine White Blood*, Mapas Paramétricos y secuencias de realce tardío post contraste con Gadolinio (Gd) fueron normales para todos los casos.

Todos los pacientes presentaron una toma muestra de hematocrito (Hto) entre 24-36 hs previas.

Se les realizo adquisición de Resonancia Cardiaca con protocolo avanzado de caracterización tisular y valoración funcional en Resonador Phillips Prodiva 1.5 T.

Se realizaron mapas paramétricos T1 Mapping Nativo, T1 Mapping post Gd, Valoración de VEC, T2 Mapping y T2*, e imágenes de Realce Tardío con Gadolinio (RTGd).

Para T1 Mapping (Nativo y Post Gadolinio) junto a la valoración del VEC, se utilizó la secuencia *Modified Look Locker Inversión Recovery* (MOLLI) mediante un esquema de 5s(3s)3s con parámetros de FOV= 300mm, espesor de corte de 10 mm, matriz de reconstrucción de 256, en cortes de Eje corto (Apex, Medio y Basal) + 4 Cámaras antes y luego de 15 minutos de la administración de contraste con Gd, para valorar T1 Mapping y estimar el VEC.

La secuencia de T2 Mapping y T2* fueron adquiridas en un plano Eje Corto a nivel medio ventricular, para T2 Mapping FOV=300, espesor de corte de 8 mm y matriz de reconstrucción de 288°.

Las imágenes de realce tardío, fueron adquiridas luego de las secuencias T1 Mapping, mediante secuencias IR post selección de los tiempos de Inversión, mediante *Look Loc-*

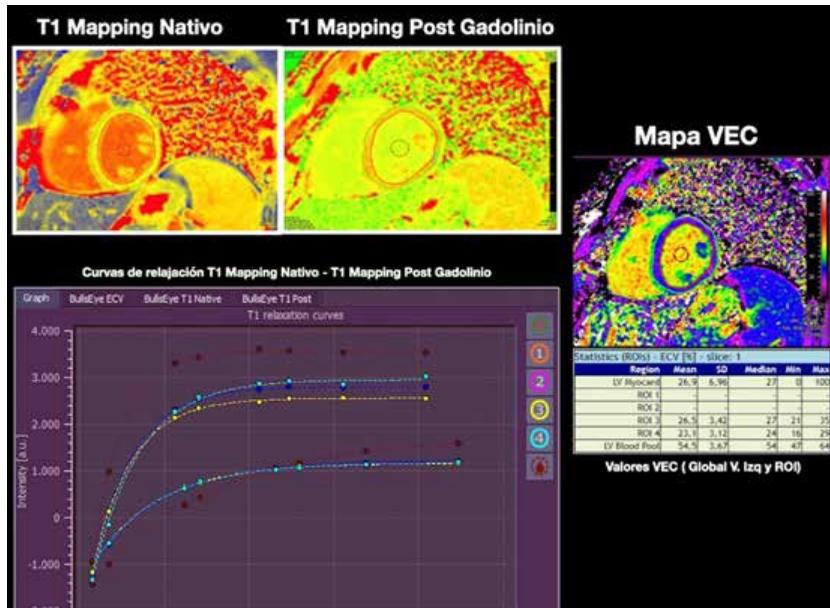


FIGURA 5.

En esta figura se representan las adquisiciones de T1 nativo junto a T1 post Gd, se realiza una cuantificación de cada uno de ellos con un ROI global del VI (bordes endocárdicos y epicárdicos), junto a un ROI central en la cavidad (pool sanguíneo), se obtienen las curvas y tiempos T1 para cada uno de ellos (gráfica violeta), y se introduce el Hto suministrado por el paciente.

A la derecha de la figura se observa el mapa del VEC resultante, su escala de colores, debajo una tabla que arroja la información de la cuantificación, del % global del ventrículo izquierdo y los ROI del ejemplo 3 y 4.

ker y secuencias estándar *Phase Sensitive Inversión Recovery (PSIR)*.

Se realizó el post-procesamiento de las imágenes en estación de trabajo mediante el software comercial *Medis Suite MR (QMass 8.1* para imágenes funcionales, caracterización tisular y *QMap* para valoración mapas paramétricos y VEC), la valoración sobre el plano de eje corto contempló la conformación de un ROI a nivel del endocardio y otro a nivel del epicardio, donde se tomó el promedio del tiempo de magnetización tanto en T1 Mapping como en T2 Mapping. Respecto de T1 Mapping, se realizó un tercer ROI que delimitara el pool sanguíneo en condiciones Nativas (pre Gd) y post contraste de Gd¹⁰.

De gran valor en la práctica clínica es la medida del VEC miocárdico, que equivale a la suma de los compartimientos intersticial e intravascular, con técnica de mapeo.

Se utilizó de forma práctica la siguiente formula:
x VEC Sangre

$$\text{VEC Miocardico} = \frac{(1/T1 \text{ postGd mioc} - 1/T1 \text{ nativo mioc})}{(1/T1 \text{ postGd sangre} - 1/T1 \text{ nativo sangre})}$$

El VEC de la sangre se determina de forma práctica a través de un hemograma: el VEC equivale a 100 menos el hematocrito.

Donde se presume que se ha logrado el estado de equilibrio tras la administración del contraste, es decir, que la concentración del Gd es igual en el espacio extracelular miocárdico que en el espacio extracelular sanguíneo, el cociente de las diferencias de relajabilidad (1/T1) entre el miocardio y la sangre tras la administración de contraste de Gd representa el cociente de las concentraciones de contraste en el miocardio y la sangre, y por lo tanto el cociente del volumen extracelular de la sangre y el miocardio.

Determinando regiones de interés en el miocardio y la sangre sin y con contraste para calcular los T1 correspondientes globalmente del ventrículo o en pequeñas áreas, o segmentaciones y calculando el VEC de la sangre (VEC Sanguíneo = 100 - Hto), es simple poder despejar de la ecuación el VEC Miocárdico.

En este caso, VEC miocárdico % es calculado automáticamente al introducir el HTO del paciente al software, siguiendo el principio y recomendación descrito^{3,5,11}.

Los reportes fueron estandarizados visual y cuantitativamente, utilizando un modelo de segmentación miocárdica de 6 segmentos por eje corto analizado, obteniendo un valor global del miocardio y por cada uno de los 6 segmentos como se observa resumidamente en la *Figura 5*.

La estructura de análisis, el número de pacientes incorporados y secuencias aplicadas, son recomendadas y sugeridas por el fabricante del equipo de resonancia¹².

El análisis estadístico se realizó mediante 2 software, (*Wizard Pro 2*, para MAC OS y el *SPSS 20 IBM*, para Windows), con pruebas Test t de students, chi-cuadrado y Test Kolmogorov – Smirnov. Se consideró p=0.05 significancia estadística.

RESULTADOS

Se obtuvieron patrones de referencia locales para la muestra observada de secuencias de T1 Mapping Nativo previo al contraste para EC. Ápex: 1015±30 ms; EC Medio: 997±29 ms; EC Base: 1004±22 ms; 4 Cámaras: 1024±40 ms; Blood Pool Nativo: 1569±88 ms; secuencias de T2 Mapping de EC Medio: 52±3 ms; Secuencias de T1 Mapping Post Contraste Gadolinio para EC ápex: 440±60 ms; EC Medio: 457±56 ms; EC Base: 464±55 ms; 4 Cámaras: 453±53 ms; Blood Pool Post Contraste Gadolinio: 343±53 ms.

El patrón de referencia obtenido para valoración del VEC fue de 27±3%³.

TABLA 1.

Valores de referencia de la muestra

	Valor Media (n: 30)	Valor DS±	IC 95
T1 Mapping Nativo			
T1 Nativo Apex (ms)	1015	± 30	(1004 -1027)
T1 Nativo Medio (ms)	997	± 29	(986 -1008)
T1 Nativo Base (ms)	1004	± 22	(995-1.012)
T1 Nativo 4 Cámaras (ms)	1.024	± 40	(1.007-1.040)
T1 Mapping Post Gd			
T1 post Gd Apex (ms)	440	± 60	(418-463)
T1 post Gd Medio (ms)	457	± 56	(436-478)
T1 post Gd Base (ms)	464	± 55	(443-485)
T1 post Gd 4 Cámaras (ms)	453	± 53	(431-474)
Volumen Extracelular			
VEC (%)	27	± 3	(26,7-29)
T2 Mapping			
T2 Mapping EC Medio (ms)	52,3	± 3	(51,4- 53,6)
T2* EC Medio (ms)	36,9	± 4	(35,4- 38,4)

VEC= Volumen Extracelular

El valor de HTO referenciado en esta población fue de $42\pm 3,5\%$ (Tabla 1).

Asimismo, se realizaron y analizaron diferentes modelos comparativos de hombres vs mujeres, como se aprecia en la Tabla comparativa 2, observándose tiempos T1 Mapping Nativos mas cortos en los hombres con diferencias estadísticamente significativas, también se observaron tiempos T1 Mapping Post Contraste más prolongados en el sexo masculino con cierta tendencia (Tabla 2).

Otras variables cuantitativas analizadas en este registro correspondieron a datos funcionales y estructurales del miocardio: FEVI: $60\pm 4\%$, FEVD: $50\pm 4\%$, masa VI: 97 ± 24 grm/m².

DISCUSIÓN

Es innegable el importante avance que ha tenido la tecnología en esta era, y en particular en medicina.

Respecto de los métodos de diagnóstico, esta tecnología permite una comprensión y proyección de la enfermedad con más practicidad, pero sobre todo con más certidumbre.

La reproducibilidad y precisión son claves en los métodos diagnósticos, la cartografía del miocardio o "mapeo" del mismo a través de técnicas avanzadas ha dado un vuelco importante en la proyección del potencial clínico diagnóstico.

Estas secuencias y técnicas suponen un cambio de paradigma para la sustitución de la evaluación fundamentalmente visual y subjetiva de la función cardiaca por un análisis cuantitativo, basado en la caracterización tisular (mapas) y función avanzada (deformación miocárdica, flujo 4D), alineado con la corriente de la medicina de precisión⁵.

TABLA 2.

Comparativo hombres vs mujeres

	Mujeres Media y DS (n: 13)	Hombres Media y DS (n: 17)	Resultado Estadístico (Kolmogorov - Smirnov)
T1 Mapping Nativo			
T1 Nativo Apex (ms)	1.032± 29	1.002±24	p = 0,001
T1 Nativo Medio (ms)	1.011±21	986±31	p = 0,017
T1 Nativo Base (ms)	1.014±26	996±15	p = 0,004
T1 Nativo 4 Cámaras (ms)	1.030±51	1019±30	p = 0,278 (NS)
T1 Mapping Post Gd			
T1 post Gd Apex (ms)	411±41	463±63	p = 0,147 (NS)
T1 post Gd Medio (ms)	429±49	479±52	p = 0,052 (NS)
T1 post Gd Base (ms)	432±45	488±51	p = 0,067 (NS)
T1 post Gd 4 Cámaras (ms)	431±34	468±60	p = 0,579 (NS)
Volumen Extracelular			
VEC (%)	28%±3	27±2	p = 0,147 (NS)
T2 Mapping			
T2 Mapping EC Medio (ms)	52±2,5	52±3,3	p = 0,629 (NS)
T2* EC Medio (ms)	37±3,5	36,7±4,4	p = 0,691 (NS)

VEC= Volumen Extracelular; NS= No Significativa

La validación metodológica establecida por Kammerlander A et al ha sido relevante, al poder investigar el impacto diagnóstico y pronóstico del Mapping T1 y su validación mediante biopsias.

De un total de 473 pacientes, excluyendo miocardiopatía hipertrófica, amiloidosis cardiaca, o enfermedad de Anderson-Fabry, se utilizó las secuencias T1 Mapping mediante MOLLI y se calculo el VEC. Se validó metodológicamente mediante biopsia a 36 pacientes, donde se estimó su volumen extracelular por medio de *Tissue FAXS-ECV*, una modalidad utilizada en histología.

Se pudo observar que mediante el *Tissue FAXS-ECV* existió una correlación estadística ante el ECV de la Resonancia Cardiaca. El impacto pronóstico también arrojó datos interesantes, ya que pacientes con ECV elevados objetivados por Resonancia Cardiaca, presentaron mayor impacto en eventos como hospitalizaciones de causas cardiovasculares o muerte cardiaca².

En el presente registro se encontró consistencia respecto de las referencias publicadas en series internacionales y revisiones literarias de meta-análisis.

No se encontró dispersión de los valores y se ubicaron en tiempos de relajación y validación de % de VEC, como así también en tiempos de relajación T2 (Tablas 3, 4 y 5)^{8,13,14,15,16,17}.

De allí que su utilidad para el entendimiento de los tejidos, normales o afectados, parte de la premisa de la distribución de agua en los mismos, y las diferentes propiedades

TABLA 3.
Resultados del meta-análisis por subgrupo¹³

Parámetros	Campo Magnético (T)	Técnicas	No. De Estudios	T1 Nativo Media ms	ECV Media %
T1 Nativo					
Todos los equipos	1.5	Todas	76	976 (969,983)	NA
Siemens	1.5	MOLLI	37	977 (969,985)	NA
Siemens	1.5	ShMOLLI	19	954 (949,958)	NA
Phillips	1.5	MOLLI	20	994 (974, 1014)	NA
Todos	3	Todas	62	1159 (1143, 1175)	NA
Siemens	3	MOLLI	28	1192 (1171, 1214)	NA
Siemens	3	ShMOLLI	7	1170 (1152, 1188)	NA
Phillips	3	MOLLI	27	1122 (1100, 1143)	NA
ECV					
Todos	todos	todos	95	NA	25.9 (25.6, 26.2)
Todos	1.5	todos	55	NA	25.9 (25.5, 26.3)
Siemens	1.5	MOLLI	33	NA	25.8 (25.3, 26.3)
Siemens	1.5	ShMOLLI	7	NA	26.9 (25.9, 27.6)
Phillips	1.5	MOLLI	15	NA	25.6 (24.7, 26.6)
Todos	3	todos	40	NA	25.9 (25.4, 26.5)
Siemens	3	MOLLI	17	NA	26.4 (25.6, 27.2)
Phillips	3	MOLLI	21	NA	25.4 (24.9, 26.0)

Nota: Datos entre paréntesis corresponden al 95% Intervalo de Confianza. **VEC**= Volumen Extracelular, **MOLLI**= Modified Look Locker Inversion Recovery, **NA**= No Aplicable, **ShMOLLI**= Shortened Modified Look Locker Inversion Recovery

TABLA 4.
Tiempos de relajación Nativos T1 y VEC⁸

Parámetros	Campo Magnético (T)	Equipo	técnica	n	Media	DS	LI-LS
T1 Nativo tiempo (ms)							
	1.5	Siemens	MOLLI	417	972	43	885-1059
	1.5	Siemens	ShMOLLI	971	960	29	903-1017
	1.5	Phillips	MOLLI	215	989	42	905-1073
	3	Siemens	MOLLI	301	1196	47	1103-1290
	3	Siemens	ShMOLLI	197	1130	55	1021-1240
	3	Phillips	MOLLI	201	1097	66	964-1230
ECV (%)							
	1.5	Siemens	MOLLI	199	26	3	20-32
	1.5	Siemens	ShMOLLI	295	27	3	21-33
	1.5	Phillips	MOLLI	56	23	3	17-29
	3	Siemens	MOLLI	129	26	3	20-32
	3	Siemens	ShMOLLI	57	25	2	20-29
	3	Phillips	MOLLI	100	26	5	16-36

VEC= Volumen Extracelular, **MOLLI**= Modified Look Locker Inversion Recovery, **ShMOLLI**= Shortened Modified Look Locker Inversion Recovery, **(T)**= Tesla; **n**= Numero de estudios; **Media**= Pool de medias evaluadas; **DS**= Pool de Desvíos Estándar; **LI**= Límite inferior - **LS**= Límite Superior

físicas que permiten aplicar la tecnología de hoy para definitivamente seguir escalando la misma a futuro.

La importancia de contar con recursos que permiten abordar integralmente la patología miocárdica desde su función, características de su estructura y compromiso observado por diferentes etiologías en un mismo estudio es lo

que está permitiendo a la resonancia cardíaca posicionarse como uno de los métodos más prometedores en los años venideros.

Las diferentes enfermedades cardíacas resultan en un común denominador en cuanto a procesos fisiopatológicos, incluyendo el edema y el desarrollo de fibrosis focal y difu-

TABLA 5.
Tiempos de relajación Miocárdica T2⁸

Autor y Año (Referencias)	Campo Magnético (T)	Equipo	Técnica	n, H-M	Rango de Edad	Media	DS	LI-LS
Wassmuth, 2013 ¹⁴	1.5	Siemens	T2bSSFP	60:13	20-70	55	5	45-65
Wassmuth, 2013 ¹⁴	1.5	Siemens	FLASH	60:13	20-70	52	5	42-62
Hinojar, 2016 ¹⁵	3	Phillips	GSE	9:37	42± 15	45	4	37-53
Ridouani, 2018 ¹⁶	1.5	Siemens	T2bSSFP	20:20	40± 12	51	3	45-57
Granitz, 2019 ¹⁷	1.5	Phillips	GSE	26:32	40± 14	56	3	50-62
Granitz, 2019 ¹⁷	3	Phillips	GSE	26:32	40± 14	52	3	46-58

VEC= Volumen Extracelular, MOLI= Modified Look Locker Inversion Recovery, NA= No Aplicable, ShMOLI= Shortened Modified Look Locker Inversion Recovery, (T)= Tesla; n= Numero de estudios; Media= Pool de medias evaluadas; DS= Pool de Desvíos Estándar; LI= Límite inferior - LS= Limite Superior

sa que denotan un pronóstico nocivo. En este contexto, las modalidades de imágenes no invasivas, brindan una importante y valiosa información en estructura cardiaca, función y cambios en severidad de los diferentes tejidos. Con el avance de las modalidades de la tecnología de cuantificación por mapeo y caracterización tisular de la Resonancia Cardiaca, es ahora factible detectar cambios en injuria miocárdica aguda, como también en fibrosis focal y difusa, con una alta resolución espacial¹⁸.

Otro de los aspectos importantes en la aplicación de esta tecnología es la constante evolución de los procesadores, nuevas redes neuronales de trabajo, uso de AI y el Deep Learnig, como al avance de componentes de hardware de los nuevos equipos y capacidad e incorporación de secuencias, todos ellos contribuyendo a la disminución de entre otras cosas el tiempo de adquisición¹⁰.

Respecto de esto último, los protocolos y secuencias centrados en el paciente es lo que va a permitir ir incorporando esta tecnología a la practica cotidiana y hacerla cada vez mas asequible y masiva, pero resguardando el principio Patient First tomado de la cardiología nuclear y sus principios de Centered Imaging Patient (ASNC Imágenes centradas en el paciente), que propone incorporar y condensar todo el beneficio de la información en evidencia médica de la metodología y tecnología, manteniendo el principio del estudio correcto, en el tiempo adecuado para el paciente conveniente¹⁹.

Estos resultados alentadores respecto de las referencias establecidas, permiten posicionar a la modalidad con amplio respaldo, gran integración de elementos diagnósticos para interpretar con mejor performance los diferentes escenarios de la patología cardiovascular.

Consideraciones

La mayoría de las secuencias son sensibles a la presencia de artefactos, como trastornos del ritmo, movimiento del paciente, etc. Esto presenta el potencial sesgo de corromper los estudios y generar interpretaciones equivocadas.

La estandarización de los procedimientos mediante rigurosos protocolos, junto con la fortaleza de la alta reproducibilidad metodológica y escasa variabilidad inter estu-

dios sigue fortaleciendo y promoviendo su utilidad cada vez más.

Respecto del tamaño de la muestra y desde una consideración estadística, este trabajo está ajustado a recomendaciones del fabricante (Resonador) y sugerencias establecidas por los consensos de sociedades científicas y expertos en la modalidad. No se establecen valores normales, aunque ha sido la intención poder referenciar estos resultados a los publicados por la literatura.

CONCLUSIONES

El presente registro permitió establecer parámetros de referencias locales de caracterización tisular, valoración y cuantificación de mapas paramétricos y referencias de las características tisulares post utilización de medio de contraste (Gd).

Se encontró que los rangos de los parámetros analizados en mapas paramétricos, T1 Mapping Nativo, T1 Mapping post Gd, VEC y T2 Mapping son coincidentes con las referencias publicadas y sugeridas en la literatura internacional y sociedades científicas afines^{8,9,13,20}.

La elaboración de una base local de sujetos controles para la utilidad de esta novedosa y prometedora técnica diagnóstica es fundamental para un adecuado uso de la metodología.

BIBLIOGRAFIA

- Sanz J, LaRocca G, Mirelis JG. Mapeo miocárdico con resonancia magnética cardiaca: valor diagnóstico de las nuevas secuencias. Rev Esp Cardiol 2016; 69: 849 - 861.
- Kammerlander AA, Marzluf BA, Zotter-Tufaro C et al. T1 Mapping by CMR Imaging: From Histological Validation to Clinical Implication. JACC Cardiovasc Imaging 2016; 9: 14 - 23.
- Moon JC, Messroghli DR, Kellman P, et al; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging; Cardiovascular Magnetic Resonance Working Group of the European Society of Cardiology. Myocardial T1 mapping and extracellular volume quantification: a Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) and CMR Working Group of the European Society of Cardiology consensus statement. J Cardiovasc Magn Reson 2013; 15: 92.
- Gutiérrez L, Peñafort FA, Secotaro CR, et al. Trascendencia de asociar semicuantificación de perfusión e indicadores de función ventricular en la interpretación del test de perfusión miocárdica. Rev Fed Arg Cardiol 2015; 44: 25 - 37.

5. Moya Mur JL, Martinez GG. Resonancia Magnetica Cardiaca. Guia para la toma de decisiones clínicas. Primera Edicion ed. Madrid: Editorial Medica Panamericana S.A, 2022.
6. Messroghli DR, Moon JC, Ferreira VM et al. Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T1, T2, T2* and extracellular volume: A consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI). *J Cardiovasc Magn Reson* 2017; 19: 75.
7. Reiter G, Reiter C, Krauter C, et al. Cardiac magnetic resonance T1 mapping. Part 1: Aspects of acquisition and evaluation. *Eur J Radiol* 2018; 109: 223 - 234.
8. Kawel-Boehm N, Hetzel SJ, Ambale-Venkatesh B et al. Reference ranges ("normal values") for cardiovascular magnetic resonance (CMR) in adults and children: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson* 2020; 22: 87.
9. O'Brien AT, Gil KE, Varghese J, et al. T2 mapping in myocardial disease: a comprehensive review. *J Cardiovasc Magn Reson* 2022; 24: 33.
10. Systems MMI. Medis Suite 4.0. 4.0 ed., 2022: Medis Suite is qualified as a Class IIa medical Device. It complies with the requirements of CE + FDA. Disponible en <https://www.medisimaging.com> Acceso 20 de Agosto de 2023.
11. Miller CA, Naish JH, Bishop P et al. Comprehensive validation of cardiovascular magnetic resonance techniques for the assessment of myocardial extracellular volume. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013; 6: 373 - 383.
12. Phillips K. Diagnostic Imaging Cardiac T1 Mapping. Phillips 2021: 1 - 7.
13. Gottbrecht M, Kramer CM, Salerno M. Native T1 and Extracellular Volume Measurements by Cardiac MRI in Healthy Adults: A Meta-Analysis. *Radiology* 2019; 290: 317 - 326.
14. Wassmuth R, Prothmann M, Utz W, et al. Variability and homogeneity of cardiovascular magnetic resonance myocardial T2-mapping in volunteers compared to patients with edema. *J Cardiovasc Magn Reson* 2013; 15: 27.
15. Hinojar R, Foote L, Sangle S et al. Native T1 and T2 mapping by CMR in lupus myocarditis: Disease recognition and response to treatment. *Int J Cardiol* 2016; 222: 717 - 726.
16. Ridouani F, Damy T, Tacher V et al. Myocardial native T2 measurement to differentiate light-chain and transthyretin cardiac amyloidosis and assess prognosis. *J Cardiovasc Magn Reson* 2018; 20: 58.
17. Granitz M, Motloch LJ, Granitz C et al. Comparison of native myocardial T1 and T2 mapping at 1.5T and 3T in healthy volunteers : Reference values and clinical implications. *Wien Klin Wochenschr* 2019; 131: 143 - 155.
18. Karamitsos TD, Arvanitaki A, Karvounis H, et al. Myocardial Tissue Characterization and Fibrosis by Imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2020; 13: 1221 - 1234.
19. Calnon DA. A PatientFirst approach to test selection: Now and forever. *J Nucl Cardiol* 2022; 29: 3632 - 3634.
20. Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015; 17: 29.