



Revista Latinoamericana de Hipertensión
ISSN: 1856-4550
latinoamericanadehipertension@gmail.com
Sociedad Latinoamericana de Hipertensión
Venezuela

Ecocardiografía aumentada basada en una estrategia computacional híbrida

Vera, Miguel; Bravo, Antonio; Del Mar, Atilio; Vera, María; Huérfano, Yoleidy

Ecocardiografía aumentada basada en una estrategia computacional híbrida

Revista Latinoamericana de Hipertensión, vol. 16, núm. 1, 2021

Sociedad Latinoamericana de Hipertensión, Venezuela

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=170269311014>

DOI: <https://doi.org/10.5281/zenodo.5111590>

Queda prohibida la reproducción total o parcial de todo el material contenido en la revista sin el consentimiento por escrito del editor en jefe



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-SinDerivar 4.0 Internacional.

Ecocardiografía aumentada basada en una estrategia computacional híbrida

Augmented echocardiography based on a hybrid computational strategy

Miguel Vera

Universidad Simón Bolívar, Colombia

m.avera@unisimonbolivar.edu.co

DOI: <https://doi.org/10.5281/zenodo.5111590>

Redalyc: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=170269311014>

id=170269311014

Antonio Bravo

Universidad Simón Bolívar, Colombia

Atilio Del Mar

Centro Médico ALAS venezolanas, San Luis, Caba,
Argentina., Argentina

María Vera

Hospital Central de San Cristóbal, Venezuela

Yoleidy Huérfano

Universidad de Los Andes, Venezuela

Recepción: 01 Agosto 2020

Aprobación: 02 Febrero 2021

Publicación: 02 Octubre 2021

RESUMEN:

El ultrasonido (US) es el principio físico básico que, en el contexto imagenológico médico, permite la generación de imágenes ecográficas de diversas estructuras del cuerpo humano. Usualmente, la ecocardiografía transtorácica bidimensional (ET2) es una técnica disponible en la mayoría de centros de atención médica y puede generar, de manera no invasiva y económica, imágenes de casi todas las regiones del corazón. No obstante, la información contenida en estas representaciones gráficas se ve afectada por imperfecciones que afectan su calidad, entre las cuales destaca el ruido ultrasónico moteado. Tales imperfecciones, por una parte, constituyen un verdadero desafío para quienes deben analizar las imágenes ET2 y, por la otra, abre la posibilidad para la búsqueda de alternativas tendientes a elevar la calidad de la información obtenida en la ecografía recurriendo a variantes de modalidades de US, así como al uso de otras técnicas imagenológicas más complejas ó técnicas de procesamiento digital de imágenes (PDI). En el presente artículo se considera la aplicación de una PDI híbrida basada en similaridad y transformada de copa de sombrero blanco que acondiciona, adecuadamente, imágenes de ET2 posibilitando una mejor visualización de las estructuras anatómicas presentes en ellas. Este hecho puede contribuir, preliminarmente, en dos direcciones: a) Reducir la necesidad de considerar variantes de US como, por ejemplo, el US de contraste o emplear otras modalidades de imagen que si bien es cierto mejoran la apariencia de las imágenes, constituyen opciones más costosas que afectan los recursos económicos de los pacientes y de los centros de salud. b) Proporcionar a los cardiólogos imágenes de mejor aspecto cualitativo que les permitan obtener descriptores útiles en el diagnóstico de diversas enfermedades del corazón.

PALABRAS CLAVE: Ultrasonido, imagenología médica; ecocardiografía 2D, procesamiento digital de imágenes, similaridad.

ABSTRACT:

Ultrasound (US) is the basic physical principle that, in the medical imaging context, allows the generation of ultrasound images of various structures of the human body. Usually, two-dimensional transthoracic echocardiography (ET2) is a technique available in most health care centers and can generate, non-invasively and inexpensively, images of almost all regions of the heart. However, the information contained in these graphic representations is affected by imperfections that affect its quality, among which

NOTAS DE AUTOR

m.avera@unisimonbolivar.edu.co

the speckled ultrasonic noise stands out. Such imperfections, on the one hand, constitute a real challenge for those who must analyze the ET2 images and, on the other, open the possibility of searching for alternatives aimed at increasing the quality of the information obtained in ultrasound by resorting to variants of imaging US modalities as well as the use of other more complex imaging techniques or digital processing images (DPI) techniques. This article considers the application of a hybrid DPI based on similarity and a white hat-top transform that adequately conditions ET2 images, allowing a better visualization of the anatomical structures present in them. This fact may contribute, preliminarily, in two directions: a) Reduce the need to consider US variants such as, for example, contrast US, or use other imaging modalities that, although they do improve the appearance of the images, are more expensive options that affect the economic resources of patients and health centers. b) Provide cardiologists with better-looking images that allow them to obtain useful descriptors in the diagnosis of various heart diseases.

KEYWORDS: Ultrasound, medical imaging; 2D echocardiography, digital image processing, similarity.

INTRODUCCIÓN

La ecocardiografía se basa en la generación de imágenes cardíacas mediante la reflexión de las ondas de ultrasonido (US) en los tejidos del corazón. Los principales atributos de las técnicas imagenológicas basadas en US son, entre otras, aquellas vinculadas con bajo costo monetario, ausencia de radiación ionizante, nula o poca invasibilidad y adquisición-disponibilidad inmediata¹.

Tal vez, debido a ello, la ecocardiografía se posicionó rápidamente como una de las técnicas de imagenología cardíaca de diagnóstico por excelencia en la comunidad médica internacional. Adicionalmente, de manera muy breve, se puede afirmar que las imágenes ecocardiográficas tanto bidimensionales (2D) o de mayor dimensión, tridimensional (3D) ó tetradimensional (4D), aprovechan las cualidades del ultrasonido para mapear las estructuras del corazón y proporcionan a los especialistas una visión gráfica de la anatomía y fisiología de este importante órgano del cuerpo humano¹.

Por tanto, considerando estas imágenes, se pueden estudiar aspectos anatómico-funcionales tanto de las 4 cámaras cardíacas como de otras estructuras anatómicas del corazón y también obtener mediciones asociadas con descriptores cardíacos, de extrema utilidad clínica, como la fracción de eyección de las cavidades ventriculares y además, generalmente, el estudio fisiológico y anatómico-patológico de las válvulas cardíacas también se realiza vía ecocardiografía.

De forma complementaria, tal y como lo reporta la literatura, se puede afirmar que son varias las enfermedades susceptibles de ser diagnosticadas mediante esta modalidad de imagen. En la figura 1 se identifica, mediante un esquema, algunas de éstas enfermedades²⁻⁵.

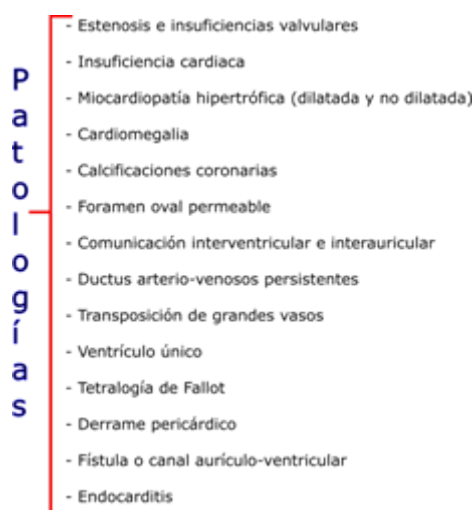


FIGURA 1

Listado de las enfermedades cardíacas frecuentemente diagnosticadas considerando imágenes ecocardiográficas Fuente Elaboración propia

La lista de patologías cardíacas, presentada en la figura 1, es un claro indicador de la enorme utilidad que, intrínsecamente, posee la ecocardiografía. Sin embargo, para el diagnóstico de estas enfermedades es indispensable que los cardiólogos posean una sólida experticia lo cual, indudablemente, requiere de un entrenamiento extenso, sistemático y muy bien fundamentado tanto en los aspectos teóricos como prácticos del diagnóstico basado en imágenes ecocardiográficas.

Por otra parte, es muy cotidiana la situación en la cual dos o más cardiólogos con suficiente experiencia en el contexto imagenológico emiten diagnósticos que, frecuentemente, distan mucho de ser idénticos puesto que la calidad de la información presente en las imágenes obtenidas por ecocardiografía transtorácica, no siempre es la mejor debido a diversos factores⁶.

La calidad inadecuada de este tipo de imágenes puede deberse a diversos problemas, algunos de los cuales se mencionan a continuación:

- Limitaciones de la ventana acústica, de manera especial, en sujetos afectados por enfermedades vinculadas con la obesidad, alteraciones de anatomo-fisiología de los pulmones e imperfecciones de la pared torácica⁷.
- Las imperfecciones tales como ruido y artefactos están presentes en las escenas que conforman las imágenes ecocardiográficas en las cuales se destaca el ruido ultrasónico moteado que es el factor principal al cual se le atribuye el degradado del contraste entre estructuras anatómicas cardíacas y, además, es el responsable de que los especialistas clínicos y expertos en análisis de imágenes, tergiversen el significado real de la información relevante contenida en tales imágenes¹.

Ante estos problemas de la ecocardiografía transtorácica, aplicando diversos adelantos tecnológicos, se han desarrollado algunas variantes de ecocardiografía que, lógicamente, buscan atenuar el impacto de ellos en la calidad de las imágenes. En este sentido, la tabla 1, de manera comparativa destaca los pros y contras de cada una de las principales técnicas ecocardiografía reportadas en la literatura^{8,9,10,11,12,13}

TABLA 1
Ventajas y desventajas de las variantes de imagenología cardiaca por US Fuente Elaboración propia

Ventajas	Desventajas
1. No requiere, ni para adquisición, ni para su análisis, un tiempo considerable de procesamiento de imágenes.	1. Tanto adquisición de imagen por US como procesamiento de imágenes requieren a. Disponibilidad de personal capacitado y b. Equipos tecnológicos apropiados en el lugar.
2. La información obtenida es en tiempo real, lo que permite al médico tomar decisiones de manejo de manera inmediata.	2. El tiempo necesario para la adquisición de imágenes y el procesamiento de imágenes puede ser considerable.
3. El costo de adquisición de imágenes por US es menor que el de otras modalidades de imagenología.	3. El costo de adquisición de imágenes por US puede ser considerable.
4. El costo de procesamiento de imágenes por US es menor que el de otras modalidades de imagenología.	4. El costo de procesamiento de imágenes por US puede ser considerable.
5. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	5. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
6. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	6. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
7. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	7. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
8. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	8. El uso de imágenes por US puede ser lento.
9. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	9. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
10. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	10. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
11. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	11. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
12. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	12. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
13. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	13. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
14. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	14. El uso de imágenes por US puede ser lento.
15. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	15. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
16. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	16. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
17. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	17. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
18. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	18. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
19. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	19. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
20. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	20. El uso de imágenes por US puede ser lento.
21. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	21. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
22. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	22. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
23. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	23. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
24. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	24. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
25. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	25. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
26. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	26. El uso de imágenes por US puede ser lento.
27. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	27. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
28. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	28. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
29. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	29. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
30. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	30. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
31. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	31. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
32. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	32. El uso de imágenes por US puede ser lento.
33. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	33. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
34. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	34. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
35. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	35. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
36. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	36. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
37. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	37. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
38. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	38. El uso de imágenes por US puede ser lento.
39. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	39. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
40. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	40. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
41. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	41. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
42. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	42. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
43. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	43. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
44. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	44. El uso de imágenes por US puede ser lento.
45. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	45. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
46. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	46. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
47. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	47. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
48. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	48. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
49. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	49. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
50. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	50. El uso de imágenes por US puede ser lento.
51. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	51. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
52. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	52. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
53. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	53. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
54. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	54. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
55. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	55. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
56. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	56. El uso de imágenes por US puede ser lento.
57. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	57. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
58. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	58. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
59. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	59. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
60. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	60. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
61. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	61. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
62. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	62. El uso de imágenes por US puede ser lento.
63. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	63. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
64. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	64. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
65. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	65. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
66. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	66. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
67. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	67. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
68. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	68. El uso de imágenes por US puede ser lento.
69. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	69. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
70. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	70. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
71. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	71. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
72. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	72. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
73. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	73. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
74. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	74. El uso de imágenes por US puede ser lento.
75. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	75. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
76. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	76. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
77. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	77. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
78. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	78. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
79. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	79. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
80. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	80. El uso de imágenes por US puede ser lento.
81. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	81. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
82. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	82. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
83. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	83. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
84. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	84. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
85. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	85. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
86. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	86. El uso de imágenes por US puede ser lento.
87. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	87. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
88. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	88. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
89. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	89. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
90. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	90. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
91. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	91. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
92. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	92. El uso de imágenes por US puede ser lento.
93. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	93. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
94. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	94. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.
95. El uso de imágenes por US es más seguro que el de otras modalidades de imagenología.	95. El uso de imágenes por US puede ser riesgoso.
96. El uso de imágenes por US es más cómodo que el de otras modalidades de imagenología.	96. El uso de imágenes por US puede ser incómodo.
97. El uso de imágenes por US es más fácil que el de otras modalidades de imagenología.	97. El uso de imágenes por US puede ser difícil.
98. El uso de imágenes por US es más rápido que el de otras modalidades de imagenología.	98. El uso de imágenes por US puede ser lento.
99. El uso de imágenes por US es más preciso que el de otras modalidades de imagenología.	99. El uso de imágenes por US puede ser impreciso.
100. El uso de imágenes por US es más confiable que el de otras modalidades de imagenología.	100. El uso de imágenes por US puede ser poco confiable.

Por otra parte, en la rutina clínica, el diagnóstico o la confirmación de enfermedades cardíacas basado en procedimientos ET2 tanto por esfuerzo como por estrés dependen, fuertemente, de la delimitación precisa de los bordes o contornos de las cámaras cardíacas. Esta situación representa un problema complejo para los cardiólogos ya que deben enfrentarse a imágenes altamente ruidosas que obstaculizan la adecuada delineación manual de las referidas cámaras¹⁴.

Para abordar este problema, en los últimos años, se han implementado opciones que podrían agruparse en dos grandes grupos los cuales se describen, brevemente, a continuación:

1) Consideración de modalidades imagenológicas tales como resonancia magnética nuclear, tomografía computarizada normal y nuclear, ecocardiografía 3D, ecocardiografía de contraste, entre otras. Tal y como lo reporta la literatura, éstas modalidades producen imágenes de una mayor calidad, pero impactan negativamente las finanzas del paciente y de su grupo familiar lo cual constituye, adicionalmente, un problema de índole económico-social¹⁵⁻¹⁷.

2) Usar técnicas de procesamiento digital de imágenes (PDI) para reducir el ruido moteado. En este sentido, son diversas los algoritmos computacionales que se han implementado en el contexto mundial. Así, el análisis de los artículos reportados en la literatura, en el contexto de las técnicas del PDI, muestran un sesgo hacia el uso de algoritmos que atenúan las frecuencias vinculadas con el ruido moteado, en el dominio frecuencial, y la incorporación de diversas variantes tanto del filtrado por difusión anisotrópica como de otras técnicas de suavizado clásicas que utilizan filtraje basado en medias locales, en el dominio espacial^{1,18-35}.

Por otra parte, mediante el presente artículo, se propone el uso de una estrategia computacional híbrida de procesamiento digital de imágenes para minimizar el impacto del ruido moteado que caracteriza las imágenes de ET2. Es importante informar que las imperfecciones vinculadas con los diversos artefactos serán abordadas en investigaciones futuras. Las imperfecciones debidas exclusivamente al ruido moteado, son una de las más desafiantes en el contexto del PDI ya que al abordar este ruido se corre el riesgo de eliminar información relevante, presente en ellas, requerida por los especialistas clínicos. La referida técnica computacional está basada en la transformada de copa de sombrero blanco y su similaridad con una versión suavizada de la imagen de ET2 original³⁶. Así, el objetivo principal de este artículo es producir una versión mejorada de las imágenes de ET2 abriendo la posibilidad de extraer información útil vinculada con la función cardíaca sin necesidad de recurrir a modalidades de imagenología más complejas, de mayor costo económico o semi-invasivas.

MATERIALES Y MÉTODO

Mediante esta investigación se pretende generar imágenes con calidad comparable, cualitativamente, con aquellas obtenidas por ecocardiografía de contraste, pero evitando las desventajas de ésta última modalidad que, como se indicó en la tabla 1, son la administración, vía intravenosa, de eco-potenciadores (con la consecuente incomodidad para el paciente) y su elevado costo monetario el cual afecta los recursos financieros del sujeto enfermo. Para ello, se desarrolló una estrategia digital semi-automática la cual se describirá, de

manera breve, posteriormente y constituye una variante 2D de la estrategia de similaridad tridimensional, de nuestra autoría, presentada en la referencia 36 en la cual se hace un estudio detallado de dicha estrategia.

Fuente de datos

Como el propósito es generar imágenes procesadas, digitalmente, que sean comparables cualitativamente con imágenes generadas por ecografía de contraste, entonces se presenta (mediante la figura 2) una imagen cardíaca generada por ET2 y una obtenida por ecocardiografía de contraste. Estas imágenes serán consideradas como la original (sin contraste) y de referencia (con contraste). Es importante señalar que en esa imagen la flecha, representada en cada imagen, indica la presencia de un trombo localizado en la zona apical del ventrículo izquierdo (VI).

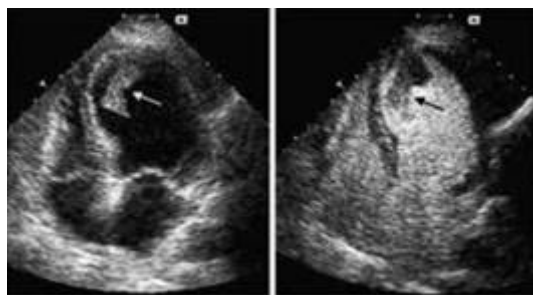


FIGURA 2

Imágenes 2D típicas obtenidas por ET2D izquierda y por ecocardiografía de contraste derecha Fuente Tomada de la referencia 37

Figura 2. Imágenes 2D típicas obtenidas por ET2D (izquierda) y por ecocardiografía de contraste (derecha). Fuente: Tomada de la referencia 37

Estrategia computacional híbrida

Con el firme propósito de reducir drásticamente las imperfecciones generadas por el ruido ultrasónico moteado, se implementó una estrategia computacional híbrida conformada por las técnicas, que se muestran de manera integrada mediante la figura 3, las cuales serán descritas brevemente.



FIGURA 3

Diagrama de bloques de la estrategia computacional propuesta Fuente Elaboración propia

2.2.1 Suavizador gauss

En este artículo, se genera una imagen gaussiana (I_o)

mediante este tipo de suavizador el cual se caracteriza por reducir el ruido ultrasónico convolucionando la imagen original de ET2 (I_o) con una máscara 2D de dimensión 3x3 y con desviación típica dada por la desviación, del mismo nombre, de los niveles de gris (N_g) de ³⁸

2.2.2 Negativo de I_o

En el contexto del PDI, la imagen negativo (I_n) de una imagen original, como por ejemplo I_o , se obtiene mediante la substracción exhaustiva de su nivel de gris máximo y el valor de cada uno de los N_g presentes en la I_o considerada.

2.2.3 Transformada morfológica de copa de sombrero blanco ³⁹

En el espacio bidimensional, esta transformada puede generar una imagen denominada copa de sombrero blanco (I_{esb}). Los elementos estructurantes (**B**) utilizados, tanto para la dilatación ($\oplus$) como para la

erosión ($\ominus$) morfológicas, fueron elementos planos tipo cruz cuya longitud de sus lados se seleccionó del rango numérico dado por los valores: 3,5,7,...,33, es decir, sólo fueron considerados los valores impares naturales comprendidos entre 3 y 33. La figura 4 muestra una representación gráfica que ilustra un elemento estructurante plano y que además permitirá contextualizar el filtro de similaridad contemplado en la figura 3.

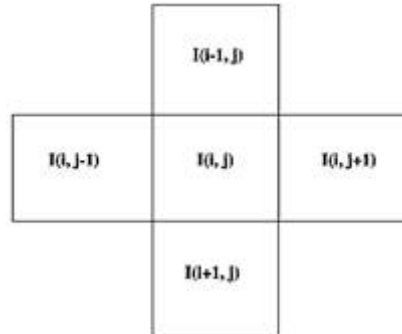


FIGURA 4

El gráfico muestra un elemento estructurante plano que también puede ser interpretado como una cruz bidimensional en la cual se ha identificado el píxel central y los píxeles vecinos considerados tanto en morfología como en el filtro de similaridad 2D Fuente Elaboración propia

Figura 4. El gráfico muestra un elemento estructurante plano que también puede ser interpretado como una cruz bidimensional en la cual se ha identificado el píxel central y los píxeles vecinos considerados tanto en morfología como en el filtro de similaridad 2D. Fuente: Elaboración propia.

La I_{esb} se caracteriza por poseer, en promedio, N_g de mayor intensidad que los presentes en la I_o . Esto ocurre debido a la aplicación del modelo matemático representado mediante la ecuación 1.

$$I_{esb} = [I_g - (I_o \ominus B) \oplus B] \quad (1)$$

2.2.4 Filtro basado en similaridad³⁶

Este filtro fue implementado recorriendo las imágenes a procesar (I) utilizando una ventana de observación fija en forma de cruz, es decir, con conectividad al píxel central [$I(i,j)$] que incluye sólo los 4 píxeles vecinos [$I(i-1, j)$, $I(i, j+1)$, $I(i+1, j)$, $I(i, j-1)$] que se muestran en la figura 4. En este trabajo, se generó una imagen de similaridad (I_s) sumando las ecuaciones 2,3 y 4 las cuales involucran píxeles tanto de I_{esb} como de I_N , es decir, $I_s = I_{s1} + I_{s2} + I_{s3}$

$$\begin{aligned} I_{s1} &= [I_{esb}(k,l) - I_{esb}(i-1,l)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_{esb}(i+1,l)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_{esb}(i,l-1)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_{esb}(i,l+1)]^2 \\ I_{s2} &= [I_{esb}(k,l) - I_N(i-1,l)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_N(i+1,l)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_N(i,l-1)]^2 + [I_{esb}(k,l) - I_N(i,l+1)]^2 \\ I_{s3} &= [I_{esb}(i-1,l) - I_N(k,l)]^2 + [I_{esb}(i+1,l) - I_N(k,l)]^2 + [I_{esb}(i,l-1) - I_N(k,l)]^2 + [I_{esb}(i,l+1) - I_N(k,l)]^2 \end{aligned}$$

Finalmente, la imagen de similaridad, I_s , es suavizada aplicando el suavizado gaussiano, ya explicado produciendo una imagen de similaridad suavizada (I_{ss})

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para identificar, cualitativamente, los mejores resultados un cardiólogo emitió su juicio de valor y, en función de su experiencia, seleccionó como las mejores imágenes procesadas las que se muestran en la figura 5,

específicamente, en la primera y última fila ya que las imágenes que aparecen en la fila intermedia son las de referencia, descritas en la sección 2.1.

a) Tamaño de B para erosión/dilatación : 33/11 (izquierda) y 30/5 (derecha)

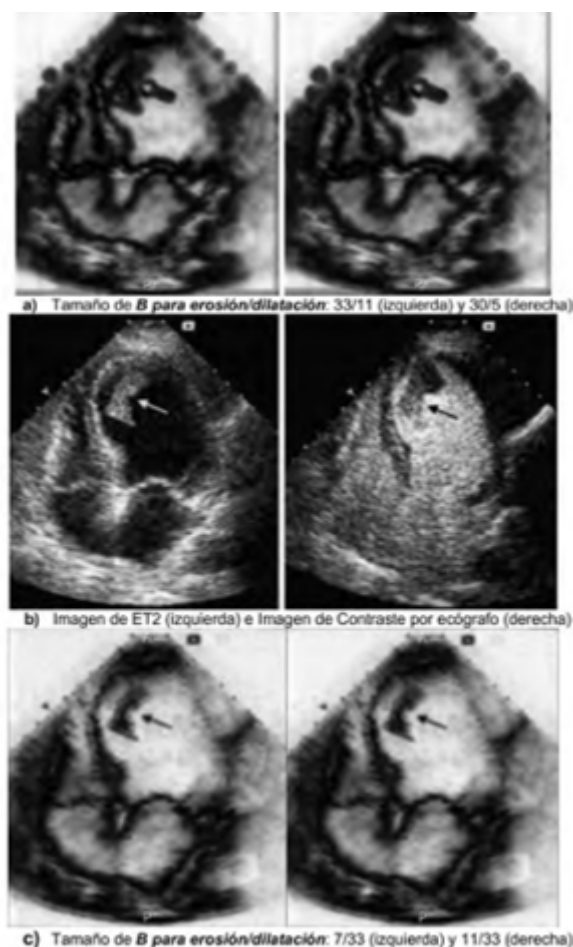


FIGURA 5

a) Imágenes contrastadas digitalmente con predominio de erosión morfológica (fila superior), b) Imágenes tomadas de la figura 2 (fila intermedia), c) Imágenes contrastadas digitalmente con predominio de dilatación morfológica (fila inferior).

Un análisis detallado de la figura 5 permite identificar los siguientes hallazgos:

- La morfología matemática (erosión + dilatación + transformada de copa de sombrero blanco) y la similaridad permiten *simular* el pos-proceso de realce digital, de una imagen de ET2, como una alternativa más económica comparada con la realización de la ecocardiografía de realce físico.
- Tanto el predominio erosional como el dilatador producen bordes bien definidos y un claro realce de las estructuras anatómicas presentes en la imagen de referencia sin contraste, es decir, la generada por ET2. No obstante, en las imágenes de la primera fila se aprecia pérdida de información en el contenido de cada una de las cámaras cardíacas.
- Por otra parte, en las imágenes de la última fila se aprecia sin ambigüedad una excelente definición de los bordes de cada cámara cardíaca generando una imagen en la cual los cardiólogos pueden trazar con mayor precisión los contornos que delimitan las cavidades cardíacas que en la imagen original sin contraste e incluso en aquella generada por contraste físico. Este hecho, indudablemente, es un requerimiento vital para la obtención de descriptores cardíacos muy útiles al momento de caracterizar la función cardíaca como, por

ejemplo, el descriptor asociado con la fracción de eyección del VI el cual viene determinado por el volumen contenido en él durante las fases de diástole final y sístole final.

- Además, también se puede observar un realce importante del trombo localizado en la zona apical del VI lo cual reviste mucha importancia en el contexto del diagnóstico de este tipo de enfermedades cardiacas.

- Debido a todo ello, el cardiólogo que participó en el estudio desarrollado seleccionó finalmente, por inspección visual, como mejor imagen realizada (digitalmente) la ubicada a la izquierda de la tercera fila de figura 5. Esto implica que la imagen seleccionada se obtuvo con elementos estructurantes planos de tamaño 7x7 para la erosión y 33x33 para la dilatación

De acuerdo a la selección final, realizada por el cardiólogo se presenta la secuencia de imágenes generadas por cada una de las técnicas reportadas en la figura 3. En este sentido, la figura 6 muestra cada una de tales imágenes:

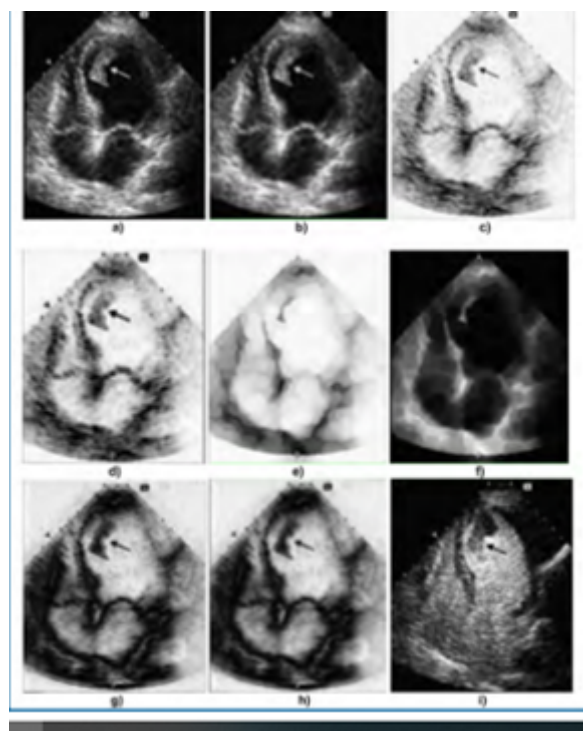


FIGURA 6.

Imágenes: a) Original sin contraste. b) Gaussiana. c) Negativo. d) Erosionada. e) Dilatada. f) Copa de sombrero blanco. g) Similaridad. h) Similaridad suavizada (contrastada digitalmente). i) Obtenida mediante ecógrafo por contraste físico.

Como se aprecia claramente, en la figura 6, la imagen sin contraste de ET2 se sometió a un procesamiento digital riguroso que permitió la obtención de una imagen contrastada digitalmente que tiene, prácticamente, las mismas ventajas que la última imagen de esa secuencia de imágenes, la cual como se indicó es la imagen generada mediante la administración endovenosa de eco-potenciadores.

CONCLUSIONES

Se ha presentado una estrategia computacional basada en conceptos básicos de morfología matemática y similaridad. Esta técnica permitió la obtención de una imagen procesada, digitalmente, con atributos comparables visualmente con las características de las imágenes de ecocardiografía, obtenidas previa aplicación de eco-potenciadores lo cual, sin duda, constituye la contribución preliminar del presente trabajo.

Una contribución indirecta y que se hará tangible, probablemente, en el futuro puede ser la obtención de la información de interés para que los cardiólogos puedan determinar el estado de la función cardíaca sin necesidad de recurrir a otras variantes de ecocardiografía o a otras modalidades imagenológicas más complejas y costosas lo cual redundará en un ahorro económico importante para las personas afectadas por enfermedades cardíacas.

Los resultados obtenidos, de carácter preliminar y de naturaleza estrictamente cualitativa, ratifican la propiedad que tiene la técnica de similaridad para realzar los contornos de las cámaras cardíacas preservando la información que está contenida dentro de ellos. Esta situación constituye un rasgo muy sobresaliente en el contexto clínico que, por supuesto, cualquier técnica de PDI de buena calidad debe exhibir ya que, de esa manera, la información generada a partir del respectivo análisis que se hace considerando imágenes procesadas determina, frecuentemente, la conducta a seguir tanto en el diagnóstico, confirmación o seguimiento de patologías cardíacas. En tal sentido, la técnica híbrida implementada puede ser interpretada como un procedimiento para generar una ecocardiografía aumentada, con la capacidad de realzar elementos adicionales de información visual que no eran perceptibles en las imágenes originales de US, es decir, las adquiridas por ET2 sin contraste.

Motivados por estos resultados promisorios, en investigaciones posteriores, se tiene previsto determinar la robustez de la referida estrategia incorporando, por una parte, un número importante de bases de datos (vinculadas con todos los planos ecocardiográficos que pueden ser generadas mediante ET2) y, por la otra, medios que permitan darle a la investigación un carácter cuantitativo considerando, por ejemplo, un conjunto de métricas para evaluar el desempeño global de la estrategia propuesta. También se abordará, en investigaciones posteriores, el tema de los artefactos que siempre afectan la calidad de las imágenes cardíacas ultrasónicas y que, además, son de muy diversa naturaleza constituyendo un verdadero desafío para quienes hacen investigación formal en el área dual del PDI y medicina.

REFERENCIAS

1. Mittal D, Kumar V, Chandra S, Khandelwal N, Kalra N. Enhancement of the ultrasound images by modified anisotropic diffusion method. *Med Biol Eng Comput*. 2010. 48:1281-1291.
2. Schiller N, Shah P, Crawford M et al. Recommendations for quantification of the left ventricle by two dimensional Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*. 1989. 5: 362.
3. Van den Heuvel A, Van Veldhuisen D, Van der Wall E et al. Regional myocardial blood flow reserve impairment and metabolic changes suggesting myocardial ischemia in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology*. 2000. 35(1):19-28.
4. Olszowska M, Kostkiewicz M, Tracz W, Przewlocki T. Assessment of myocardial perfusion in patients with coronary artery disease. Comparison of myocardial contrast echocardiography and 99mTc MIBI single photon emission computed tomography. *Int J Cardiol* 2003. 90(1): 49-55.
5. Zipes D, Libby P, Bonow R, Braunwald E. Tratado de cardiología, 7.ª edición, Volumen 1. (Madrid: Elsevier Saunders). 2007
6. Lang R, Bierig M, Devereux R et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology *J Am Soc Echocardiogr* 2005. 18:1440-1463.
7. Mulvagh S, DeMaria A, Feinstein S et al. Contrast echocardiography: current and future applications. *J Am Soc Echocardiogr* 2000. 13: 331-42.
8. Freeman A, Giles R, Walsh W et al. Regional left ventricular wall motion assesment: comparison of two dimensional ecocardiography with contrast angiography in healed myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1985. 56: 8-12.

9. Weymann A. Cross sectional scanning: Technical principles and instrumentation. Ed A Weymann. Principles and practice of echocardiography. (Filadelfia: Lea & Febiger), 1994; 29-56.
10. Hoffmann R, Lethen H, Marwick T et al. Analysis of interinstitutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms. J Am Coll Cardiol 1996. 2: 330-336.
11. Cubides C, Restrepo G, Aristizábal D, Múnera A. Ecocardiografía de contraste: historia, características de las micro burbujas y técnicas instrumentales Revista Colombiana de Cardiología. 2016. 12(6): 443-451.
12. Molina C, Martínez G, Asensio S, Cequier A. Ecocardiografía con contraste. Enferm Cardiol. 2014. 21(62):62.
13. Solisa J, Sitgesb M, Levinea R, Hunga J. Ecocardiografía tridimensional. Nuevas perspectivas sobre la caracterización de la válvula mitral Revista española de cardiología. 2009. 62(2):188-198.
14. Nidorf S, Weymann A. Left ventricle: quantification of segmental dysfunction. En: Weymann AE, editor. Principles and practice of echocardiography. (Filadelfia: Lea & Febiger). 1994. 625-656.
15. Ronderos R, Boskis M, Corneli D et al. Guías y recomendaciones para el uso de ecocardiografía de contraste. Rev.Urug.Cardiol. 2006. 21(2):163-181.
16. Tiemi V, Martinelli M, Mady C et al. Comparación entre la ecocardiografía 2D y 3D en la evaluación del remodelado reverso después de la TRC Arq. Bras. Cardiol. 2011. 97(2): 111-121.
17. Vázquez H. Ecocardiografía 2D – 3D - transtorácica – transesofágica. Rev Hosp Niños (B. Aires). 2017. 59(265):84-89.
18. Magnin P, Von Ramm O, Thurstone F. Frequency compounding for speckle contrast reduction in phased array images. Ultrasonic imaging. 1982. 4(3):267-281.
19. Traney G, Allison J, Smith S, Von Ramm O. A quantitative approach to speckle reduction via frequency compounding. Ultrasonic Imaging. 1986. 8(3):151-164.
20. Gehlbach S, Sommer F. Frequency diversity speckle processing. Ultrasonic imaging. 1987. 9(2): 92-105.
21. Galloway R, McDermott B, Thurstone F. A frequency diversity process for speckle reduction in real-time ultrasonic images. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control. 1988. 35(1):45-49.
22. Cincotti G, Loi G, Pappalardo M. Frequency decomposition and compounding of ultrasound medical images with wavelet packets. IEEE transactions on medical imaging. 2001. 20(8):764-771.
23. Erez Y, Schechner Y, Adam D. Space variant ultrasound frequency compounding based on noise characteristics. Ultrasound in medicine & biology. 2008. 34(6):981-1000.
24. Sanchez J, Oelze M. An ultrasonic imaging speckle-suppression and contrast-enhancement technique by means of frequency compounding and coded excitation. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control. 2009. 56(7): 1327-1339.
25. Chang J, Kim H, Lee J, Shung K. Frequency compounded imaging with a high-frequency dual element transducer. Ultrasonics. 2010. 50(4):453-457.
26. Szabo T. Diagnostic ultrasound imaging: inside out. (USA: Academic Press). 2004
27. Song I, Yoon C, Kim G, Yoo Y, Chang J. Adaptive frequency compounding for speckle reduction. In 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium (1435-1438).
28. Yue Y, Croitoru M, Bidani A et al. Nonlinear multiscale wavelet diffusion for speckle suppression and edge enhancement in ultrasound images. IEEE transactions on medical imaging. 2006. 25(3):297-311.
29. Zhang F, Yoo Y, Kim et al. Multiscale nonlinear diffusion and shock filter for ultrasound image enhancement. In 2006 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'06) (2:1972-1977).
30. Kang J, Lee J, Yoo Y. A new feature-enhanced speckle reduction method based on multiscale analysis for ultrasound b-mode imaging. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2015. 63(6): 1178-1191.
31. Yu Y, Acton S. Speckle reducing anisotropic diffusion. IEEE Transactions on image processing. 2002. 11(11):1260-1270.
32. Zhang F, Yoo Y, Koh L, Kim Y. Nonlinear diffusion in Laplacian pyramid domain for ultrasonic speckle reduction. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2007. 26(2): 200-211.

33. Krissian K, Westin C, Kikinis R, Vosburgh K. Oriented speckle reducing anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2007. 16(5):1412-1424.
34. Coupé P, Hellier P, Kervrann C, Barillot C. Nonlocal means-based speckle filtering for ultrasound images. *IEEE transactions on image processing*. 2009. 18(10): 2221-2229.
35. Finn S, Glavin M, Jones E. Echocardiographic speckle reduction comparison. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2011. 58(1):82-101.
36. Vera M., Medina R., Del Mar A., Arellano J., Huérfano Y., y Bravo A. An automatic technique for left ventricle segmentation from msct cardiac volumes. *J. Phys.: Conf. Ser.* 1160-012001. 2019. doi:10.1088/1742-6596/1160/1/012001.
37. García M, García J, Bermejo J. El ecocardiograma en la cardiopatía isquémica y sus complicaciones (Cap 4). En *Manual de Ecocardiografía Básica: Indicaciones e interpretación en la práctica clínica*. (España: Edimed). ISBN: 84-688-9698-5. 2005.
38. Epstein C. *Introduction to the mathematics of medical imaging*. (New Jersey: Pearson Education). 2003.
39. González R, Woods R. *Digital image processing*. (USA: Pearson Prentice Hall). 2008.