

Premisas emergentes en evaluación de corazón fetal: banda miocárdica helicoidal y fulcro cardíaco

Dres. Jeiv Vicente Gómez Marín ¹, Manuel Guevara ², Yanine Palacios ³,
Luisauri Noguera ⁴, Luis Mendoza ⁵, Carlos Ramón Cabrera Lozada ⁶

DOI: <https://doi.org/10.59542/CRANM.2025.XXXII.6>

ORCID: 0000-0003-4833-5160¹

ORCID: 0009-0000-1888-5888²

ORCID: 0000-0002-7745-5279³

ORCID: 0009-0003-7567-2821⁴

ORCID: 0009-0001-8014-9926⁵

ORCID: 0000-0002-3133-5183⁶

¹M.Sc. en bioética, especialista en obstetricia y ginecología, medicina materno fetal.
Coordinador de investigación del programa de especialización en medicina materno fetal.
Universidad Central de Venezuela.

²Especialista en obstetricia y ginecología, residente del programa de especialización en medicina materno fetal. Universidad Central Venezuela.

³Especialista en obstetricia y ginecología, medicina materno fetal. Docente asistencial del programa de especialización en medicina materno fetal. Universidad Central de Venezuela.

⁴Especialista en obstetricia y ginecología, medicina materno fetal. Docente asistencial del programa de especialización en medicina materno fetal. Universidad Central de Venezuela.

⁵Especialista en obstetricia y ginecología, medicina materno fetal. Docente asistencial del programa de especialización en medicina materno fetal. Universidad Central de Venezuela.

⁶MD.PhD. especialista en obstetricia y ginecología. Director fundador emérito del programa de especialización en medicina materno fetal. Universidad Central de Venezuela.
Individuo de Número de la Academia Nacional de Medicina, Sillón VII.

RESUMEN

Venezuela padece una emergencia humanitaria compleja desde el año 2013, con acentuado incremento de los indicadores de salud perinatal. Entre las estrategias más promisorias para la disminución de la morbimortalidad fetal-neonatal, está la complementación de parámetros de funcionalismo cardíaco con las pruebas de bienestar fetal anteparto. La emergencia de las premisas de la banda miocárdica helicoidal y el fulcro cardíaco, con correlación anatomo-clínica y ultrasonográfica en el corazón fetal, principalmente evidenciados en la onda de velocidad de flujo Doppler de vena pulmonar y arteria pulmonar periférica y mitro-aórtica, da lugar a la inclusión de novedosos parámetros como la fracción de succión atrial izquierda, la fracción de tiempo de relajación isovolumétrica, la fracción de succión de llenado ventricular que evalúan, el aporte de la BMH al llenado ventricular, así como enriquecer las consideraciones del tiempo sistólico-diestólico de los ventrículos derecho e izquierdo en la evaluación de rendimiento sistólico-diestólico ventricular.

Palabras clave: Corazón fetal, banda miocárdica helicoidal, fulcro cardíaco.

SUMMARY

Venezuela suffers a complex emergency humanitarian crisis since 2013, with a notorious rise on perinatal health indicators. Between the most promising strategies to decrease perinatal morbidity and mortality, is the complement on cardiac function parameters with fetal well-being tests. The emerging premises of the helical myocardial band (HMB) and cardiac fulcrum, with anatomical, clinical and ultrasound correlation on fetal heart, mainly assessed through the Doppler flow velocity waves of pulmonary vein and peripherical pulmonary artery and mitro-aortic Doppler, sustains the inclusion of new parameters such as the left atrial suction fraction, the isovolumetric relaxation time

fraction, the ventricular filling suction fraction, that asses the HMB input to ventricular filling, as well as enrichment on considerations over the systolic-diastolic times on right and left ventricles on the assessment of systolic-diastolic ventricular performance.

Keywords: Fetal heart, helical myocardial band, cardiac fulcrum.

INTRODUCCIÓN

Venezuela atraviesa una emergencia humanitaria compleja desde el año 2013 (1-3), Gómez y col. (2) en la MCP, reportaron que las tasas de mortalidad perinatal y neonatal, así como las tasas de muerte fetal y de muerte fetal tardía en el período comprendido entre el año 2019 y el año 2023, fueron de $47,34 \times 1\,000$ nacimientos, $35,57 \times 1\,000$ NV, $42,09 \times 1\,000$ nacimientos y $23,27 \times 1\,000$ nacimientos, cifras que son 3-4 veces mayores a lo establecido en las metas de indicadores de salud perinatal, establecidos en los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) en la agenda 2016-2030 de la Organización de Naciones Unidas (ONU).

Por su parte, Cabrera Lozada (3), reportó que la razón de mortalidad materna en la MCP en el período 2019-2023, fue de $209,07 \times 1\,000$ NV, lo que es tres veces mayor a la meta de los ODS de la ONU para la mortalidad materna.

De la revisión de los archivos de la Jefatura de Servicio de MMF de la MCP, la Dirección y Secretaría del Programa de Especialización en MM, así como una revisión de los registros y estadísticas de los Departamentos de Registros Médicos y Archivo, Neonatología y Anatomía Patológica de la MCP (2-4), se evidenció que la razón de mortalidad materna en el año 2024, fue de $260,12 \times 100\,000$ NV (14 muertes maternas, 9 directas y 5 indirectas, y 5 382 NV), la tasa de mortalidad neonatal fue de $68,56 \times 1\,000$ NV (369 muertes neonatales y 5 382 NV), la tasa de muerte fetal fue de $37,55 \times 1\,000$ nacimientos (210 muertes fetales y 5 592 nacimientos), la tasa de muerte fetal tardía fue de $15,02 \times 1\,000$ nacimientos (84 muertes fetales tardías y 5 592 nacimientos) la tasa de mortalidad perinatal fue de $64,73 \times$

1 000 nacimientos (84 muertes fetales tardías, 278 muertes neonatales tempranas y 5 592 nacimientos).

Urge, por tanto, la implementación de medidas clínicas basadas en la evidencia institucional, que contribuyan a la disminución de la morbilidad materna y fetal-neonatal. Entre las estrategias más promisorias, está la complementación de las pruebas de bienestar fetal anteparto, incluyendo al perfil hemodinámico materno fetal *Doppler*, con pruebas de funcionalismo cardíaco, siendo especialmente útil en patologías obstétricas relacionadas con hipoxia fetal, anemia fetal, infección viral, enfermedades del colágeno, diabetes gestacional o pregestacional, sobrecarga de volumen por malformaciones con repercusión cardiovascular, arritmias, estrés oxidativo aumentado, síndromes genéticos asociados a cardiopatías, complicaciones del embarazo gemelar monocorial y/o trastornos metabólicos.

En gestaciones de bajo riesgo, la exploración básica del corazón fetal forma parte de la ecografía morfológica de primer (11-13 semanas y 6 días) y segundo trimestre (18-24 semanas), en la que se visualiza toda la anatomía fetal y sirve de *screening* de malformaciones (1). Entre las semanas 18 y 22, es cuando mejor se visualizan las estructuras cardíacas. En la semana 12, ya se puede estudiar el corazón, pero es difícil técnicamente y mucho menos preciso que en semana 20 (1-6).

El estudio del corazón fetal debe realizarse con ecógrafos de alta resolución, que dispongan de *doppler* color, *power-doppler*, *doppler* pulsado y modo M. El transductor debe ser de 5 a 7,5 MHz. Muchos equipos tienen configurados *presets* específicos para el estudio del corazón fetal, que determinan automáticamente un campo de imagen reducido, frecuencias altas de ultrasonido y un contraste de imagen aumentado. La exploración básica del corazón fetal se realiza en modo bidimensional complementado con uso del *Doppler* (1-6).

Un enfoque holístico del desarrollo del corazón fetal, el sistema de conducción cardíaca y la circulación fetal en la evaluación estructural del corazón, la biometría cardíaca y los parámetros de funcionalismo cardíaco, además de contar del perfil académico, docente, asistencial y de investigación requerido, es imprescindible para los sonografistas

del equipo de salud perinatal, aumentando la detección oportuna de cardiopatías congénitas estructurales o funcionales y con ello la atención adecuada multidisciplinaria del feto afectado por el equipo de salud perinatal, mejorando el resultado perinatal (1,5-11).

La Maternidad “Concepción Palacios” (MCP), en Caracas, Distrito Capital, cuenta con el Programa de Especialización en Medicina Materno Fetal (MMF), como parte de los posgrados clínicos impartidos bajo la Coordinación de Estudios de Posgrados de la Facultad de Medicina (CEPGFM), de la Universidad Central de Venezuela (UCV) así como el Servicio de MMF de la MCP, los cuales cumplen con el perfil académico, docente, asistencial y de investigación requerido para el entrenamiento y actualización constantes de los sonografistas del equipo de salud perinatal en parámetros de funcionalismo cardíaco y bienestar fetal anteparto (1,3).

Es pertinente la generación de premisas teóricas dentro de la evaluación del corazón fetal, definidas como proposiciones utilizadas en un argumento, para dar soporte a alguna otra proposición, entendiéndose como proposición al término empleado para referirse a aquello que en las oraciones declarativas se utiliza normalmente para aseverar (12). El uso de premisas teóricas emergentes en la incorporar a la práctica docente, asistencial, académica y de investigación de la evaluación del corazón fetal permiten mejorar la comprensión hermenéutica con enfoque holístico de la evaluación del corazón fetal permitiendo detectar al feto en riesgo de resultados perinatales adversos, lo que conlleva a que el equipo de salud perinatal mejore la atención adecuada al nivel de complejidad correspondiente a la noxa causante, la repercusión estructural o funcional sobre el corazón fetal y el deterioro cardiovascular con compromiso del estado de salud fetal anteparto (13).

A lo largo del primer cuarto de siglo del siglo XXI, el Curso de Ampliación en MMF (actualmente Curso de Perfeccionamiento Profesional en Medicina Perinatal), la Residencia Asistencial Programada en MMF y Perinatología, y el Programa de Especialización en MMF de la MCP, han impulsado la investigación e incorporación a la práctica académica, docente y asistencial institucional de parámetros

de evaluación del funcionalismo cardíaco fetal y su integración con las pruebas de bienestar fetal anteparto (1-7,13-25).

De los múltiples parámetros descritos en la evaluación del funcionalismo y remodelado cardíaco, incluyendo la biometría cardíaca con uso de tablas por percentiles o Z-Score, están descritos en nuestro medio, además de la evaluación del *ductus* venoso, del istmo aórtico en forma cualitativa o mediante los índices de pulsatilidad y flujo ístmico, el índice de rendimiento miocárdico (IRM) de ventrículos derecho e izquierdo, tiempo de contracción isovolumétrica (TCIV) tiempo de relajación isovolumétrica (TRIV) aislado y fracción de TRIV (FTRIV), fracción de succión del llenado ventricular (FSLLV), índice de excursión e índice de pulsatilidad del foramen oval, excursión sistólica anular mitral (MAPSE), excursión sistólica anular tricuspídea (TAPSE), fracción de acortamiento (FA), fracción de eyección (FE), las velocidades pico de las arterias aorta, pulmonar y *ductus* arterioso, cociente entre los tiempos de aceleración y eyección de las arterias pulmonar y aorta (TA/TE), índice de rendimiento biventricular (IRBV) y el cálculo del gasto cardíaco derecho e izquierdo, así como gasto cardíaco combinado, a partir de medición de la integral velocidad/tiempo en los tractos de salida derecho e izquierdo (1-7,13-25).

Están en curso, investigaciones en curso de la aplicación del índice de esfericidad, *doppler* tisular, volumetría 3D, *Spatio-Temporal Image Correlation* (STIC), *Strain, Strain-rate* para evaluar deformación miocárdica (1-7, 13-25).

Como parte de las políticas públicas del Estado a través de la universidad (en este caso la UCV) y su acción de investigación con vocación social para el progreso nacional (1,3), siendo la MMF una disciplina cuyo fin es el mejoramiento de los indicadores de salud perinatal, el Comité Académico del Programa de Especialización en MMF ha planteado la necesidad de incorporar a la práctica docente, asistencial, académica y de investigación del programa las premisas contemporáneas de la banda miocárdica helicoidal (BMH) y del fulcro cardíaco (FC) en la evaluación del corazón fetal dada su creciente emergencia en la literatura nacional e internacional.

Con base en lo anteriormente mencionado, se realizó la presente revisión narrativa con el fin de analizar la incorporación de las premisas de la banda miocárdica helicoidal y el fulcro cardíaco en la evaluación del corazón fetal, así como su aporte en la detección del feto en riesgo de resultados perinatales adversos fetales-neonatales.

Se realizó una búsqueda en los motores de búsqueda de las plataformas en línea y/o bases de datos PubMed, SciELO, LILACS, Google Scholar, SaberUCV y ResearchGate, mediante un muestreo no probabilístico, opinático y de representatividad cualitativa a juicio de los autores, de los documentos y publicaciones en revistas biomédicas y/o libros relacionados con la banda miocárdica helicoidal y el fulcro cardíaco en la evaluación de corazón fetal. Los términos utilizados fueron “Banda Miocárdica Helicoidal”, “Fulcro Cardíaco”, “Corazón Fetal” “Funcionalismo Cardíaco”. También se realizó búsqueda en los archivos de la Jefatura de Servicio de MMF, la Dirección y Secretaría del Programa de Especialización en MMF, relacionados con la banda miocárdica helicoidal y el fulcro cardíaco en la evaluación de corazón fetal.

DESARROLLO

En la docencia convencional en cardiología fetal se establece que el corazón está compuesto por cuatro cámaras, dos atrios y dos ventrículos, atrio derecho (AD), ventrículo ántero-derecho (VD), ventrículo postero-izquierdo (VI) y atrio posterior (AI), de acuerdo a su disposición tridimensional, en relación a su rotación levógira helicoidal de origen embriológico (8-10). A partir de los trabajos de Torrent-Guasp y col. (8-10,26-30), cuya primera publicación data de 1972 (27), y su correlación anatómica-ultrasonográfica posterior (26,31-37), incluyendo al corazón prenatal, se llega a comprender que ambos ventrículos están constituidos por una sola banda de miocardio con doble hélice, la BMH, un asa o bucle basal que se inicia desde la base de la arteria pulmonar y se continúa con otra asa apical de doble hélice que termina en la aorta. Cada asa tiene a su vez dos segmentos. La basal,

los segmentos derecho e izquierdo, y la apical o apexiana, segmentos descendente y ascendente.

La arquitectura del miocardio descrito por Torrent-Guasp (8-10,27-30), solidifica los aspectos funcionales del corazón como bomba de succión y expulsión, ya definidos en la edad antigua por Erasístrato de Alejandría en el año 300 A.C. La contracción de la BMH sería la responsable del movimiento de torsión descrito por Harvey en 1628 (8-10,27), y la causa de la compresión-eyeccción, con el desplazamiento de la unión atrioventricular (AV) hacia la punta del corazón, descrito por Da Vinci en 1478 (8-10,27). Producto de lo cual, la AD y la AI aumentan de volumen y son blanco de una poderosa fuerza de succión. La unión AV ejerce un efecto de pistón con fuerzas de succión y compresión que cambian de dirección con el desplazamiento de dicha unión (8-10,31-33).

En vida prenatal, a nivel atrial, la fuerza de succión se refleja especialmente en el atrio izquierdo, donde la onda de velocidad de flujo *Doppler* manifiesta, en condiciones normales y a excepción de la vena cava inferior, dirección de flujos siempre anterógrados, evidenciables en la vena pulmonar y en el *ductus venoso*, los más utilizados en la práctica clínica de los sonografistas perinatales, en relación con este fenómeno exclusivo de la fisiología cardiovascular fetal (8-10,26). Esta misma fuerza de succión se genera dentro del VD y VI al tiempo en que la unión AV retorna a su posición inicial, contribuyendo al llenado de estos. Dicho de otra forma, el desplazamiento de la unión AV hacia la punta genera en el AD y AI una succión y en VD y VI la compresión y eyeccción, mientras que el retorno a la posición inicial cambia la dirección de las fuerzas predominando la succión hacia VD y VI (8-10,26,27,31-37).

Por otra parte, la contracción del segmento ascendente del asa apical genera un estiramiento (similar a los músculos agonistas-antagonistas) en el resto de la banda especialmente en el segmento descendente, resultando en un flujo inicial de llenado ventricular, que se origina en la contracción de la BMH y no la relajación como se describe clásicamente (8-10,26,27,31-33).

La contracción de la BMH, lleva a que sucedan tres fenómenos hemodinámicos importantes, el primero se deriva del desplazamiento apical de la unión AV, el segundo es el movimiento de giro o de torsión del miocardio (el asa apical en sentido horario y el asa basal en el sentido antihorario) y el tercero es que la contracción del segmento ascendente del asa apical da lugar a un estiramiento del segmento descendente que garantiza la continuidad de la columna sanguínea en las cámaras, que por razones operativas, no puede permanecer vacía (8-10,26,27,31-33).

Es de resaltar, que el número de capas de fibras miocárdicas y dirección difiere en VD y VI, arquitectura que lleva a considerar a la BMH, como una banda elástica anisotrópica, es decir, con magnitud de propiedades disímiles en todas las direcciones (8-10,26,27,31-33). Otro concepto introducido por Torrent-Guasp (8-10,26-30), es el de “hemoesqueleto” que considera a la sangre como una interfase, como fluido viscoso, proporciona apoyo a la BMC para cumplir más fácilmente la función de bomba expelente originando el flujo axial (columna de sangre en movimiento) y el flujo radial (onda de pulso).

La contracción del asa basal (segmento derecho) conduce al vaciamiento del VD, mientras que el segmento izquierdo actúa como una carcasa sobre la cual se apoya el asa apical cuando se contrae, esto y conduce hacia abajo la unión AV ocurriendo así la expulsión del volumen adquirido por el VI, que comienza a llenarse cuando el segmento descendente se estira debido a la contracción del asa ascendente (10).

Esta hélice anatómica y funcional, a partir de los hallazgos de correlación anatomo-clínica y ultrasonográfica de Trainini y col. (34-36), con su respectiva correlación anatomo-clínica y ultrasonográfica prenatal por Sosa y col. (8-10,37), en la que se ha evidenciado disección de dicha banda en forma desplegada, describe dos vueltas en espiral (modelo “de la cuerda”) con inserción de sus extremos inicial y terminal en un núcleo cuya estructura es ósea, condroide o tendinosa, identificado en animales y humanos (34-41) (Figura 1A) (34-37).

Trainini y col. (34-36), han denominado como FC a dicho núcleo de inserción, también conocido como *ossa cordis*, el término de FC, como inicio y final de la BMH, es un paralelismo y homenaje a la

definición expuesta por Arquímedes de Siracusa, referente al punto de apoyo que actúa como palanca. Cabe señalar que para visualizar el FC es imprescindible desplegar la BMH (Figura 1B) (7). Esta inserción en el FC es el único sitio perceptible de donde se originan y terminan las fibras miocárdicas (34-37).

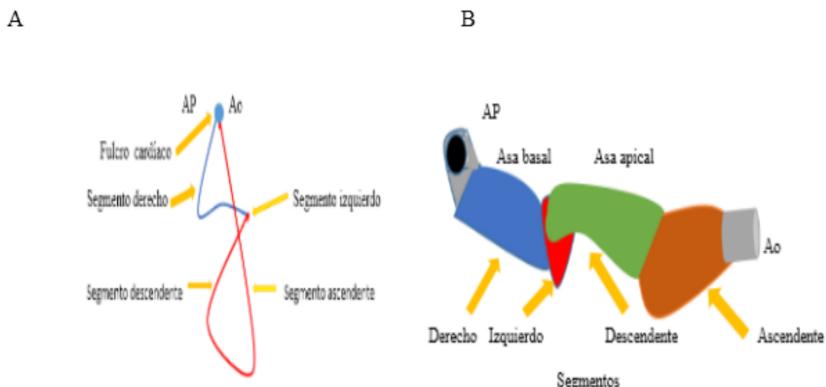


Figura 1A. Ubicación del fulcro cardíaco en el miocardio continuo (modelo “de la cuerda”) de la banda miocárdica helicoidal con los segmentos derecho, izquierdo, ascendente y descendente con 2 vueltas en espiral según Trainini y col. (14-16). Arteria pulmonar (AP). Arteria aorta (Ao). 1B. Representación de la banda miocárdica helicoidal fetal desplegada en asas basal y apical que finalizan en la AP y Ao con los segmentos derecho, izquierdo, descendente y ascendente del análisis de la correlación anatomo-ecográfica de Sosa Olavarria y Pérez Canto (10,31-33).

El FC, se encuentra en las proximidades de la válvula tricúspide (derecha), de la aorta (superior) y del cordón pulmonar-tricuspídeo (anterior). Para su localización es necesario desplazar hacia la izquierda del observador la arteria pulmonar y el segmento derecho, desnudando

a la raíz de la aorta. El FC entonces, se ubica como un elemento complementario entre la aorta y el miocardio, equidistante de ambos trígonos, por debajo del nacimiento de la arteria coronaria derecha y desprendido de la continuidad aórtica, evidenciando la rotación del tubo primitivo en la conformación del asa cardíaca (34-36). En el estudio histológico, el fulcro se encontró adyacente al nódulo AV, formando una gran acumulación celular de plexos con neurofilamentos (34).

El cinetismo del FC u *osca cordis* planteado por Sosa Olavarria y col. (37) es el siguiente. cuando ocurre la contracción del asa basal de la BMH en sus dos segmentos (derecho e izquierdo), el VD comprime y eyecta su precarga. En este momento, el FC en su extremo donde se fijan fibras del segmento anterior del asa basal se desplaza hacia abajo y hacia la pared externa del VD, mientras que el extremo opuesto donde se insertan fibras del segmento ascendente del asa apical se eleva; cuando este segmento se contrae, hace descender el extremo izquierdo y se completa la eyección final en el VI; así se cumple el movimiento de balancín. Cuando el corazón se tuerce y se destuerce, el FC rota en un sentido y luego se repone. El tercer componente de este movimiento mixto ocurre cuando la unión AV se desplaza hacia la punta y luego regresa, el FC desciende y asciende. Todo el cinetismo del FC es secuencial y sincronizada en función a la duración del ciclo cardíaco, y la actividad atrial es tan solo un complemento de la eficiencia de la bomba (34-37).

Por tanto, para efectuar la torsión, el miocardio debe realizarlo sobre un punto de apoyo, al igual que un músculo esquelético, y lo hace en una inserción firme, el FC o palanca mecánica del corazón (34-37). Esta premisa de la BMH junto con el FC, abre nuevas líneas de investigación en el diagnóstico y manejo de condiciones que afectan el rendimiento cardíaco fetal.

En relación con el origen del tejido del FC, hasta ahora la fuente convencionalmente aceptada de cartílago en el corazón es la cresta neural cardíaca, un ectomesénquima multipotente cuyos derivados celulares cardíacos se limitan principalmente al tabique aorta-pulmonar, las válvulas pulmonar y aórtica en desarrollo y los tejidos circundantes.

Sin embargo, el epicardio embrionario, es decir, la capa de tejido que recubre el músculo cardíaco también contribuye de forma significativa a diversos tejidos conectivos cardíacos. El epicardio se desarrolla a partir del proepicardio, una masa de progenitores celómicos situada en el polo venoso del corazón embrionario (34-41).

La complejidad celular cardíaca y las respuestas de los tejidos conectivos cardíacos a estímulos patológicos es foco de debate e investigación. De hecho, la diferenciación del cartílago se inicia mediante la condensación del tejido mesenquimal conectivo bajo la señalización instructiva proporcionada por factores de crecimiento clave como las *Bone morphogenetic proteins* (BMP) y los *Fibroblast growth factors* (FGF) y la regulación maestra de los factores de transcripción clave *Sox9*. Este proceso de diferenciación da lugar a la síntesis activa de una matriz extracelular rica en colágeno II, condroitín sulfato, ácido hialurónico y varios proteoglicanos (34-41).

A la luz de los conocimientos actuales (5,10,11,26-41), aún, tomando en cuenta las críticas a los hallazgos con correlación anatomo-clínica en animales y humanos además de correlación ultrasonográfica en el corazón prenatal y postnatal de la BMH y el FC (42,43), especialmente con los hallazgos de grupos de trabajo como el de Sosa Olavarria y col. (37) y los de Trainini y col. (34-36), podemos decir que la funcionalidad del corazón fetal puede evaluarse midiendo el tiempo de succión de la BMH y cuanto aporta al llenado total, esto se puede establecer tanto en las venas pulmonares, mediante la fracción de succión atrial izquierda (FSAI) (7), como en la onda de flujo (OVF) a través de la válvula mitral, a través de la FSLLV y la FTRIV (10), en la magnitud del desplazamiento de la unión AV hacia la punta y del estrechamiento radial de ambos ventrículos por separado.

Como quiera que el corazón fetal trabaja en paralelo y ambos ventrículos poseen un gasto individual y representan redes de distribución con diferentes características, el estudio del rendimiento cardíaco en el feto se debe complementar con el de las OVF *doppler* del *ductus venoso* y del istmo aórtico (8-10).

Ha surgido recientemente el IRBV, planteado como parámetro de evaluación de función cardíaca global por Sosa y col. (11), un índice de rendimiento de la función sistólico-diastólica que incluya de manera individual e integrada a ambos ventrículos del corazón fetal en un solo momento vinculado a la variable dependiente de mayor grado de correlación, de fácil obtención y que pudiera informar acerca de la existencia de un gasto combinado en perfecto equilibrio. Limitación que por ejemplo tiene el IRM de VI y VD, que solo relaciona trabajo no eyectivo con trabajo eyectivo (sumatoria de TCIV y TRIV sobre TE) y que se deben evaluar por separado (5,11,25,26).

El IRBV parte de la medición del tiempo diastólico (sumatoria de TRIV y tiempo de las ondas E/A de llenado AV de la OVF *doppler* tricúspide y mitral) en milisegundos (ms). El tiempo sistólico (sumatoria de TCIV y TE). Por lo tanto, el ciclo cardíaco corresponde a la sumatoria de tiempo sistólico y tiempo diastólico. Solo la OVF *doppler* mitro-aórtica (pero no la de la tricúspide) permite observar llenado y eyección al mismo tiempo, por la posición de la arteria pulmonar (limitación del IRM derecho). El tiempo entre dos ondas de llenado representa el tiempo sistólico, obviamente. La sumatoria del tiempo sistólico-diastólico en VD (TSDVD) y VI (TSDVI) dividido por la frecuencia cardíaca fetal permite obtener el índice del cual ya Sosa Olavarría y col. (11), han publicado tablas percentiladas con valores de TSDVD y TSDVI, el promedio del TSDVD y TSDVI, así como IRBV (5,11,25,26).

La metodología original propuesta por Sosa y col. (11), corroborada por Soto (25), en fetos de madres con estados hipertensivos del embarazo en la MCP, y que incluye la evaluación de TSDVD y TSDVI, el valor promedio de ambos tiempos y la obtención del IRBV en función de la frecuencia cardíaca fetal, es de utilidad para la evaluación del trabajo equilibrado biventricular, sin desconocer que es al VD al que le corresponde la mayor proporción del gasto cardíaco combinado y es el más propenso a mostrar cambios restrictivos ante circunstancias circulatorias adversas como en el síndrome de transfusión intergemelar y el crecimiento fetal restringido (5,11,25,26).

Tomando en cuenta la premisa de la BMH, donde la contracción del asa basal (segmento derecho) conduce al vaciamiento del VD mientras que el asa apical del segmento izquierdo actúa sobre la unión AV para la expulsión del volumen adquirido por el VI, es de suponer que cualquier afectación que modifique un segmento de la anatomía cardíaca debe provocar diferencias entre los tiempos del segmento afectado (TSDVD o TSDVI), y al compararlo con los tiempos de referencia para corazones normales y contrastarlos con la frecuencia cardíaca fetal evidenciarían de forma más marcada esa diferencia, como ya se evidenció en fetos en estados hipertensivos del embarazo por Soto en la MCP (25).

Estas premisas teóricas emergentes que trae la incorporación de la BMH y el FC a la evaluación del corazón fetal, midiendo el tiempo de succión de la BMH y cuanto aporta al llenado total, bien sea mediante obtención de la OVF *doppler* mitro-aórtica o de vena pulmonar y arteria pulmonar periférica, que se incluyen en la comprensión hermenéutica con enfoque holístico tras la inclusión del IRBV como nuevo parámetro de funcionalismo cardíaco global y el TSDVD y TSDVI como parámetros de rendimiento miocárdico sistólico-diastólico ventricular individuales (5,10,11,25-36), se diferencian en gran medida de lo establecido convencionalmente en la evaluación de corazón fetal en marcadores previamente descritos, como la evaluación del *ductus* venoso y el istmo aórtico, el IRM derecho e izquierdo, TCIV y TRIV, índice de excursión e índice de pulsatilidad del foramen oval, MAPSE y TAPSE, FA y FE, las velocidades pico de las arterias aorta, pulmonar y *ductus* arterioso, TA/TE de pulmonar y aorta, índice de rendimiento biventricular (IRBV) y el cálculo del gasto cardíaco derecho e izquierdo, así como gasto cardíaco combinado, índice de esfericidad, Doppler tisular, volumetría 3D, STIC, *Strain* y *Strain-rate* (1-7,13-26).

En la experiencia del Programa de Especialización en MMF de la MCP con las premisas de BMH y FC, se ha logrado reproducir clínicamente de forma confiable en la evaluación de corazón fetal, correlacionar la propuesta de Torrent Guasp (8-10,31-33), con la

correlación electro-flujométrica en la OVF *doppler* mitro-aórtica (Figura 2) (26).

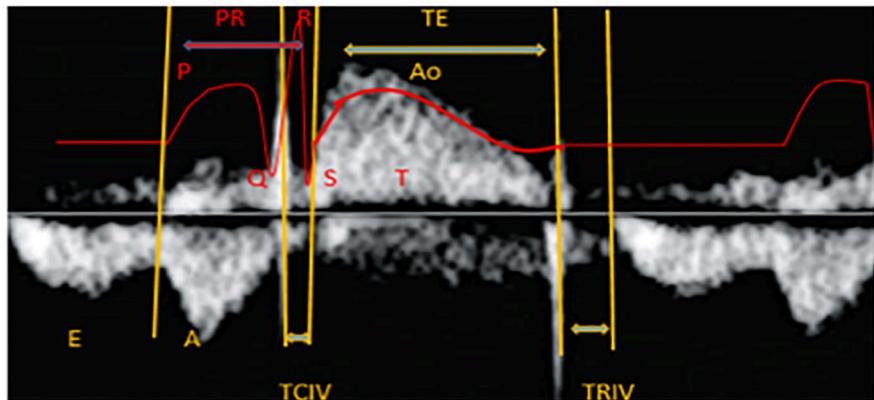


Figura 2. Ciclo cardíaco, concepto clásico y su correlación con la propuesta de Torrent-Guasp (8-10,31-33). Correlación electro-flujométrica, entre el electrocardiograma y las ondas de velocidad de flujo de válvula mitral (con sus ondas de llenado E y A) y aorta (Ao), con chasquidos de apertura y cierre de válvulas mitral y aórtica. Electrocardiograma: onda P de despolarización atrial, se corresponda con segunda fase de llenado atrial (onda A), QRS de despolarización ventricular que coincide con el tiempo de contracción isovolumétrica (TCIV) y la compresión y precede a la onda de la Ao que tiene un tiempo de eyección (TE). De acuerdo a la hipótesis de Torrent-Guasp (8-10,31-33), tanto el tiempo de relajación isovolumétrica (TRIV) como la onda E dependen de la contracción del segmento ascendente del asa apical y su efecto de alargamiento sobre el segmento descendente de dicha asa.

De igual forma, se ha logrado reproducir clínicamente de forma confiable en la evaluación de la OVF *doppler* mitro-aórtica, correlacionar la BMH (8-10, 26-33), con los cálculos de FTRIV y la FSLLV, así como la medición del TSDVI (Figura 3) (26).

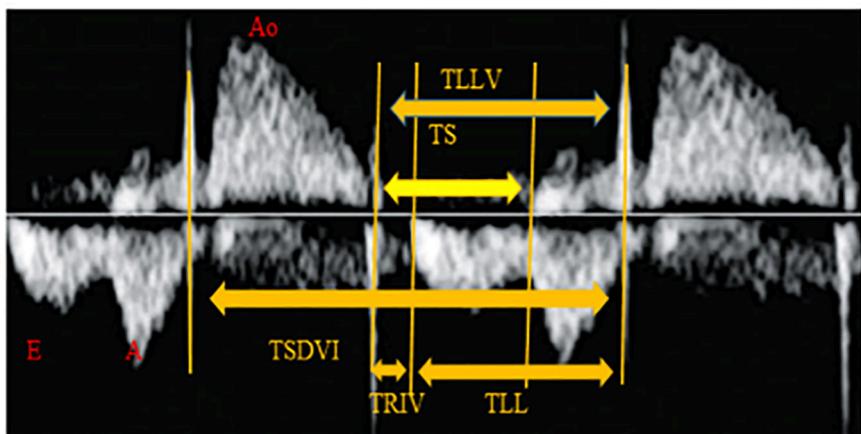


Figura 3. Ondas de velocidad de flujo de válvula mitral (con sus ondas de llenado E y A) y aorta (Ao) con chasquidos de apertura y cierre de válvulas mitral y aórtica. En la medición de sus componentes temporales en milisegundos (ms) están el tiempo de relajación isovolumétrica (TRIV), tiempo de llenado convencional (TLL), de donde se calcula la fracción porcentual del TRIV, producto del cociente de TRIV sobre TLL, multiplicado por 100. Bajo la concepción de Torrent-Guasp, el tiempo de succión (TS) dado por la sumatoria del TRIV y el tiempo hasta el final de la onda E representaría la primera fase de llenado ventricular, finalmente el tiempo total de llenado ventricular total (TLLV) sería producto de la sumatoria del TRIV y el TLL. El cálculo de la fracción de succión de llenado ventricular que representa el aporte de la banda miocárdica helicoidal al llenado ventricular, se realiza mediante el cociente de TS sobre TLLV, multiplicado por 100. El tiempo sistólico-diastólico de ventrículo izquierdo (TSDVI) que abarca todo ciclo cardíaco, se utiliza en el cálculo del índice de rendimiento biventricular.

La FSAI, que no se modifica con la edad gestacional, se obtiene mediante ultrasonografía Doppler de la conexión venoatrial izquierda en un corte de 4 cámaras, en su porción más proximal al atrio, debe ser respetando un ángulo menor de 30 grados. El volumen de muestra

o ventana debe ampliarse para obtener simultáneamente onda venosa pulmonar y arterial pulmonar periférica y medir desde la onda A hasta el inicio de la onda ventricular o tiempo de succión (TS), y el tiempo de llenado (TLL) o tiempo desde una onda A hasta la siguiente. Se calcula: $FSAI = TS / TLL \times 100$. El valor normal está alrededor de una media de 25,79 % con una desviación estándar de 3,73 % (Figura 4) (7,26,31,32).

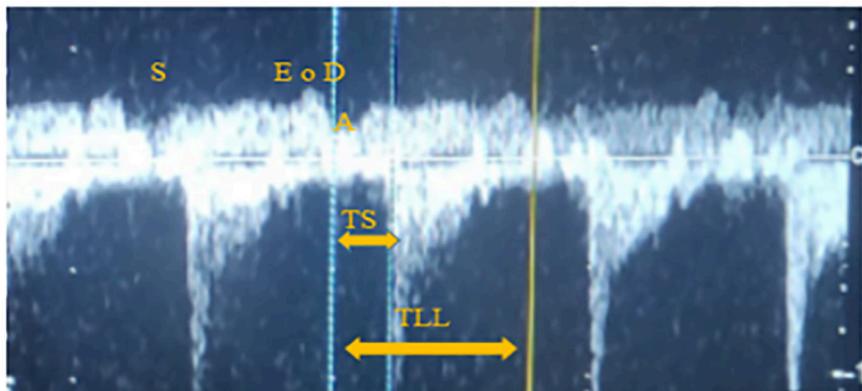


Figura 4. Ondas de velocidad de flujo de vena pulmonar (con sus ondas S, E o D y A) y arteria pulmonar periférica en la conexión veno-atrial izquierda. Cálculo de la fracción porcentual de succión de la banda miocárdica helicoidal o fracción de succión atrial izquierda a partir del cociente del tiempo de succión (TS) entre el tiempo de llenado (TLL), multiplicado por 100.

El Programa de Especialización en MMF de la MCP, tiene experiencia con el uso del FSAI en pacientes de alto riesgo obstétrico, con hallazgos en que dicho marcador se encuentra alterado con valores disminuidos en pacientes con diabetes pregestacional, en un trabajo realizado por Galiffa y col. (7,26). Por otra parte, aplicando la premisa de la BMH, ha logrado reproducir con éxito la correspondencia flujométrica

de vena pulmonar (con sus ondas S, D o E y A) y arteria pulmonar periférica con la de válvula mitral (con sus ondas de llenado E y A) y aorta (Ao) con chasquidos de apertura y cierre de válvulas mitral y aórtica. El primer tiempo ventricular o sístole (SV) se corresponde con la diástole atrial (DA) (segundo tiempo atrial). El segundo tiempo ventricular o diástole (DV) se corresponde con la sístole atrial (SA) (primer tiempo atrial) (Figura 5) (26).

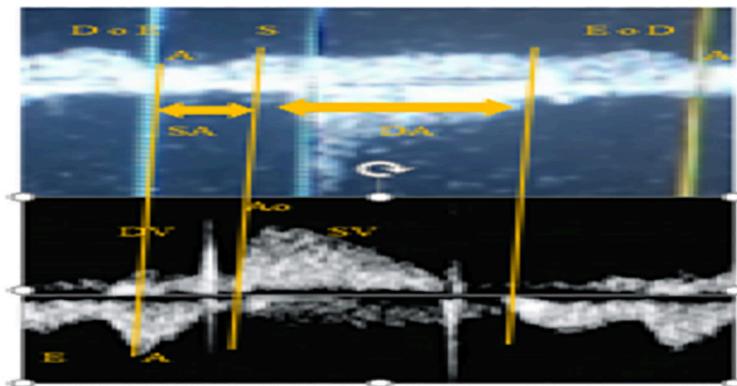


Figura 5. Correspondencia flujométrica de vena pulmonar (con sus ondas S, E o D y A) y arteria pulmonar periférica con la de válvula mitral (con sus ondas de llenado E y A) y aorta (Ao) con chasquidos de apertura y cierre de válvulas mitral y aórtica. El primer tiempo ventricular o sístole (SV) se corresponde con la diástole atrial (DA) (segundo tiempo atrial). El segundo tiempo ventricular o diástole (DV) se corresponde con la sístole atrial (SA) (primer tiempo atrial).

Finalmente, el Programa de Especialización en MMF de la MCP, ha logrado reproducir ultrasonográficamente en la evaluación de corazón fetal, la identificación del FC en la vista apical del corte axial tetracameral y en el tracto de salida de ventrículo izquierdo, así como en modo M con desplazamiento en 2 direcciones (Figuras 6, 7 y 8) (26).

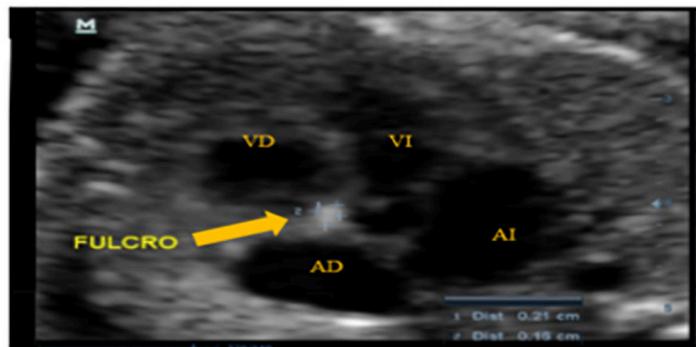


Figura 6. Identificación del fulcro cardíaco (flecha amarilla) en corte axial vista apical de 4 cámaras, diferenciando ventrículos derecho (VD) e izquierdo (VI), así como atrios derecho (AD) e izquierdo (AI).

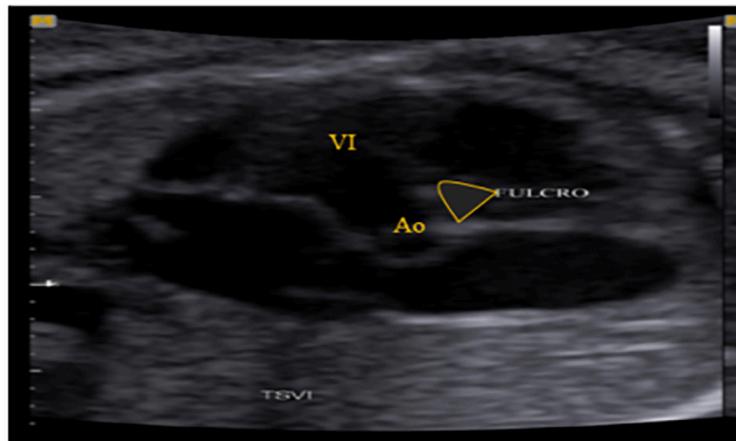


Figura 7. Identificación del fulcro cardíaco (imagen discretamente ecogénica delimitada en sus bordes con color amarillo) en la vista axial del tracto de salida del ventrículo izquierdo (VI), adyacente a la pared derecha del tronco arterial de la aorta (Ao), por debajo de su válvula.

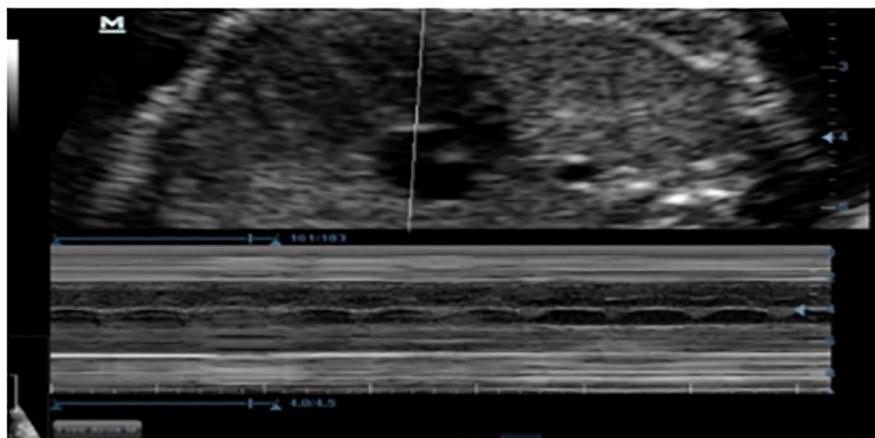


Figura 8. Evaluación en modo M del fulcro cardíaco con desplazamiento en dos direcciones.

La línea de investigación de la BMH y el FC a futuro, debiera incluir, la utilidad clínica del FSAI, la FTRIV, la FSLLV, así como considerar el TSDVD y TSDVI (utilizados para el cálculo del IRBV), en la detección del feto con aumento de riesgo de resultados perinatales, así como el impacto de la inclusión de dichos parámetros en un modelo integrador de las pruebas de bienestar fetal anteparto con parámetros de funcionalismo cardíaco (1,26). Estudiar la correlación con los parámetros convencionalmente descritos en la evaluación de funcionalismo y remodelado cardíaco fetal también debe ser el foco de futuras investigaciones.

CONCLUSIONES

Venezuela padece desde el año 2013 una emergencia humanitaria compleja, con acentuado incremento de los indicadores de salud

perinatal, urge la implementación de medidas que contribuyan a la disminución de la morbimortalidad fetal-neonatal, basados en evidencia institucional. Para la disminución de la morbimortalidad fetal-neonatal, la complementación de parámetros de funcionalismo cardíaco las pruebas de bienestar fetal anteparto, incluyendo al perfil hemodinámico materno fetal *Doppler*, es una de las estrategias más promisorias dentro de un modelo integral de la evaluación del estado de salud fetal anteparto (1,26).

Las premisas teóricas emergentes de la BMH y el FC, con su correlación anatomo-clínica y ultrasonográfica en la evaluación del corazón fetal, surgidas de los trabajos de Sosa y col. (10,11,31-33,37) y de Trainini y col. (34-36), permiten una comprensión hermenéutica con enfoque holístico del desarrollo del corazón fetal, el sistema de conducción cardíaca y la circulación fetal en la evaluación estructural del corazón, la biometría cardíaca y los parámetros de funcionalismo cardíaco (26).

Los parámetros del FSAI, FTRIV FSLLV, que evalúan, el aporte de la BMH al llenado ventricular, mediante la medición de tiempo en ms, de los tiempos de succión y llenado ventricular, en la OVF *doppler* de vena pulmonar y arteria pulmonar periférica y mitro-aórtica, así como y las consideraciones del TSDVD y TSDVI de la evaluación de rendimiento sistólico-diastólico ventricular, obtenidos para el cálculo del IRBV, en relación con la BMH, emergen como parámetros de funcionalismo cardíaco, que integrados a las pruebas de bienestar fetal anteparto, *a priori*, dado su potencial en mejorar la detección de fetos con aumento de riesgo de resultados perinatales adversos, deben ser focos de futuras investigaciones, evaluando la utilidad clínica de su implementación sobre los resultados perinatales, en conjunto con los parámetros convencionalmente descritos en la evaluación de funcionalismo y remodelado cardíaco fetal.

La revisión narrativa de la evidencia de la integración de los conocimientos en torno a la BMH y el FC como premisas emergentes en la evaluación de corazón fetal, así como la experiencia institucional en el Programa de Especialización en MMF de la MCP (26), en

su reproducibilidad ultrasonográfica, permite una comprensión hermenéutica con enfoque holístico que apoya el planteamiento de Sosa y col. (37), el cual asevera que el ciclo cardíaco involucraría fenómenos secuenciales de compresión-eyeccción-succión-diástasis-relajación, en el que la primera fase de llenado ventricular sería ocasionada por la contracción de uno de los segmentos de la BMH, correspondiéndole a la sístole la secuencia compresión-eyeccción-succión y a la diástole la diástasis-relajación.

Al ocurrir la despolarización del asa basal en sus segmentos derecho e izquierdo, el VD comprime y eyecta su precarga. En este momento, el FC en su extremo donde se fijan fibras del asa basal, se desplaza hacia abajo mientras que el extremo opuesto, donde se insertan fibras del segmento ascendente del asa apical, se eleva facilitando la eyeccción final en el VI. Cuando el corazón se tuerce y destuerce, el FC gira en un sentido y en otro contrario, hasta que la unión AV se repone.

Tanto el llenado como el vaciado ventricular, son producto de un movimiento activo; en la torsión comprime y eyecta, y en ese momento ejerce poderosa fuerza de succión en las aurículas, que entonces se relajan (diástole atrial). En la detorsión ventricular, succiona hacia esta cavidad y comprime a las aurículas. Estas coadyuvan a la adquisición de precarga ventricular mediante la sístole atrial. Esta explicación, enriquece los conocimientos y estimula nuevas líneas de investigación sobre la capacidad miocárdica fetal en cumplir su misión aspirante e impelente en condiciones fisiológicas y patológicas.

Se recomienda que la CEPGFM de la UCV, así como los programas de especialización en MMF, perinatología, obstetricia y ginecología a nivel nacional, incluyan la formación en las premisas de la BMH y el FC en el perfil académico, docente, asistencial y de investigación de los sonografistas del equipo de salud perinatal.

REFERENCIAS

1. Gómez J, Cabrera-Lozada C, Faneite P. Integración de las pruebas de bienestar fetal anteparto: propuesta de un perfil biofísico fetal

- extendido. Gac Méd Caracas. 2022;130(2):246-265. DOI: 10.47307/GMC.2022.130.2.5.
2. Gómez Marín JV, Gómez IDJ, Romero D, Escalona C, Cabrera-Lozada CR, Faneite-Antique P. Mortalidad perinatal: revisión. Gac Méd Caracas. 2024;132(3):784-800. DOI: 83. DOI: 10.47307/GMC.2024.132.3.20.
 3. Cabrera-Lozada C. Medicina Materno Fetal: Aportes. Trabajo de incorporación como Individuo de Número, Sillón VII. En: Urbina-Medina H, Soyano-López A, editores. Trabajos de Incorporación y Discursos en la Academia Nacional de Medicina. Tomo XXXI. Caracas: Editorial Academia Nacional de Medicina [Internet]; 2024 [consultado 19 de enero de 2025]. p 1-76. Disponible en: <https://academianacionaldemedicina.org/publicaciones/id-trabajos-de-incorporacion-y-discursos-de-la-academia-nacional-de-medicina-tomo-xxxii-diciembre-2024/>
 4. Archivo del programa de especialización en Medicina Materno Fetal. Estadísticas de salud perinatal en la MCP. Período 2013-2024. Caracas: MMF; 2025.
 5. Larrázabal N. Función cardíaca fetal: ¿Qué debemos evaluar?. Jornada de actualización Medicina Materno-Fetal 2024. Caracas (Distrito Capital): MMF [Internet]; 2024 [consultado 19 de enero de 2025]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=7vxxyIkYVMs>.
 6. Larrázabal N. Ecocardiografía fetal en I trimestre del embarazo. Reto al conocimiento. Jornada de actualización Medicina Materno-Fetal 2023 [presentación powerpoint]. Caracas (Distrito Capital): MMF; 2023.
 7. Galiffa D, Neuta J, Bracho M, Quevedo K, Gómez J, Cabrera C. Evaluación de la función cardíaca fetal mediante la determinación de la fracción de succión atrial izquierda en pacientes afectadas por diabetes pregestacional. Rev Latin Perinat. 2023;26(1):24-31.
 8. Torrent-Guasp F, Kocica M, Corno A, Komeda M, Cox J, Flotats A, et al. Systolic ventricular filling. Eur J Cardiothorac Surg. 2004;25(3):376-386. doi: 10.1016/j.ejcts.2003.12.020.
 9. Torrent-Guasp F, Kocica M, Corno A, Komeda M, Carreras F, Flotats A, et al. Towards new understanding of the heart structure and function. Eur J Cardiothorac Surg. 2005;27(2):191-201. DOI: 10.1016/j.ejcts.2004.11.026.

10. Sosa-Olavarría A, Pérez-Canto A. Banda miocárdica helicoidal en el corazón fetal. Ciudad de México, México: Xdoc.mx [Internet]; 2022 [consultado 16 de octubre de 2022]. Disponible en: <https://xdoc.mx/preview/1-banda-miocardica-helicoidal-en-el-corazon-5e1638a0a6e94>.
11. Sosa-Olavarría A, Álvarez-Moya E, Quiroga-Pacheco H, Zambrana-Camacho J, Peralta J, Zurita-Peralta J, et al . Índice de rendimiento biventricular del corazón fetal. Rev Peru Ginecol Obstet. 2022;68(4):00004. DOI: 10.31403/rpgv.v68i2448.
12. Orfila J. Premisas teóricas para la gestión de la investigación universitaria en el contexto actual del desarrollo de la ciencia y la tecnología en Venezuela. Rev Digit Postgrado [Internet]. 2017 [consultado 29 de enero de 2025]; 6(2):41-49. Disponible en: http://saber.ucv.ve/ojs/index.php/rev_dp/article/view/14916/144814481581.
13. Quintero L. Nomograma del septo interventricular fetal [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2023.
14. Moreira W, Bastardo C, Brito J, Rosales D. Flujo diastólico borrado o en reversa de la arteria umbilical fetal y su relación con la morbi-mortalidad perinatal. Rev Obstet Ginecol Venez. 2014;74(2):78-86.
15. Cadavid M. Restricción del crecimiento intrauterino: hallazgos al doppler. [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2018.
16. Gómez I, Reina J, Sarmiento C, Gómez J, González M, Cabrera C. Índice de función miocárdica fetal en hijos de madres con diabetes mellitus pregestacional. Rev Latin Perinat. 2020;23(1):33.
17. Leal L, Alcalá O, Salazar J, Rivero A. Nomograma de la excursión sistólica anular atrioventricular. Rev Latin Perinat. 2021;24(1):25-40.
18. Salas G, Narváez T, González M. Índice de rendimiento miocárdico fetal en hijos de madres con preeclampsia. Rev Latin Perinat. 2021;24(1):41-48.
19. Cadena L, Cabrera C, Gómez J, Cadena G, García F. Valoración doppler del crecimiento intrauterino restringido: comportamiento del índice de rendimiento miocárdico modificado. Gac Méd Caracas. 2022;130(1):53-65. DOI:10.47307/GMC.2022.130.1.7.

20. Rodríguez R. Crecimiento fetal restringido: valoración ecocardiográfica del llenado ventricular mediante el índice E/A [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2022.
21. Gómez-Marín J, Cabrera-Lozada C, Rivero-Fraute A, Robayo-Rodríguez Y, Lozada C, Faneite-Antique P. Síndrome de respuesta inflamatoria fetal: aproximación ultrasonográfica. En: Nézer de Landaeta I, Sorgi Venturoni M, editores. Colección Razetti. Volumen XXIX. Caracas: Editorial Ateproca; 2023.p.87-121. DOI: 10.59542/CRANM.2023.XXIX.9.
22. Utrera M. Crecimiento fetal restringido: Evaluación del resultado perinatal mediante la onda de velocidad de flujo del istmo aórtico [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2023.
23. Blanco N, Jaramillo J, Cadena LF, Gómez-Marín J, Cabrera-Lozada C. Excursión sistólica tricúspide y mitral en la restricción de crecimiento fetal. Rev Latin Perinat. 2024;27(4):385-400.
24. Romero J. Crecimiento fetal restringido: evaluación del comportamiento del índice de esfericidad [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2024.
25. Soto J. Función cardíaca fetal: evaluación mediante el índice de rendimiento ventricular en pacientes con preeclampsia [Trabajo Especial de Grado]. Caracas (DC): Universidad Central de Venezuela; 2024.
26. Archivo del programa de especialización en Medicina Materno Fetal. Banda miocárdica helicoidal y fulcro cardíaco. Caracas: MMF; 2024.
27. Torrent-Guasp. El músculo cardíaco. Madrid, España: Fundación Juan March [Internet]; 1972 [consultado 05 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://cdnrepositorios.march.es/sites/default/files/images/node-53901-document.pdf>.
28. Torrent-Guasp F, Buckberg GD, Carmine, C, Cox JL, Coghlan HC, Gharib M. The structure and function of the helical heart and its buttress wrapping. I. The normal macroscopic structure of the heart. Semin Thorac Cardiovasc Surg. 2001;13(4):301-319. DOI: 10.1053/stcs.2001.29953.
29. Mandelbrot B. La Intermitencia. La Geometría Fractal de la Naturaleza. España: Barcelona. TusQuetes; 2009:147-149.

30. Antúnez-Montes OY. Correlación anatómica de la estructura helicoidal del miocardio ventricular mediante ecocardiografía. *Rev Esp Cardiol.* 2020;73(2):153-160. DOI: 10.1016/j.recesp.2018.10.012.
31. Zurita J, Sosa A, Zielinsky P. Evaluación ecográfica de la función cardíaca fetal. *Rev Latin Perinat.* 2017;20(2):113-124.
32. Sosa A, Flores F. Flujometría doppler en venas pulmonares fetales. *Rev Latin Perinat.* 2017;20(4):243-251.
33. Sosa-Olavarría A. Banda helicoidal miocárdica: Impacto sobre la flujometría doppler fetal. Valencia: Universidad de Carabobo-SOVUOG-CEUSP [Internet]; 2022 [consultado 05 de febrero de 2025]. Disponible en: https://www.youtube.com/watch?v=GQwqT_obScI
34. Trainini J, Wernicke M, Beraudo M, Cohen M, Trainini A, Bastarrica ME, et al. El fulcro cardíaco y su relación con el nódulo auriculoventricular. *Rev Argent Cardiol.* 2023;91(6):449-455. DOI: 10.7775/rac.es.v91.i6.20722.
35. Trainini J, Lowenstein J, Trainini A, Beraudo M, Wernicke M, Haber-Lowenstein D, et al. El corazón helicoidal y su implicación en la consecuente disposición anatómica espacial de sus cámaras. *Rev Argent Cardiol.* 2022;90(6):469-472. DOI: 10.7775/rac.es.v90.i6.20579.
36. Trainini J, Beraudo M, Wernicke M, Trainini A, Haber-Lowenstein D, Bastarrica ME, et al. El soporte del miocardio. *Rev Argent Cardiol.* [Internet]. 2021 Jun [citado 2025 Feb 03];89(3):225-231. DOI: 10.7775/rac.es.v89.i3.20407.
37. Sosa-Olavarría A, Martí-Peña A, Martínez A, Zambrana-Camacho J, Ulloa-Virgen J, Zurita-Peralta J, et al. Fulcro cardíaco de Trainini en el corazón fetal. *Rev Peru Ginecol Obstet.* 2023;69(4):00002. DOI: 10.31403/rpgo.v69i2579.
38. Duran AC, Lopez D, Guerrero A, Mendoza A, Arqué JM, Sans-Coma V. Formation of cartilaginous foci in the central fibrous body of the heart in Syrian hamsters (*Mesocricetus auratus*). *J Anat.* 2004;205(3):219-227. DOI: 10.1111/j.0021- 8782.2004.00326.x. PMID:
39. Moittié S, Baiker K, Strong V, Cousins E, White K, Liptovszky M, et al. Discovery of os cordis in the cardiac skeleton of chimpanzees (*Pan*

- troglodytes). *Scientific Reports*. 2020;10(1):9417. DOI: 10.1038/s41598-020-66345-726.
40. Kocica MJ, Corno AF, Carreras-Costa F, Ballester-Rodes M, Moghbel MC, Cueva CN, et al. The helical ventricular myocardial band: global, three-dimensional, functional architecture of the ventricular myocardium. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2006;29(Suppl 1):S21-40. DOI: 10.1016/j.ejcts.2006.03.011
41. Palmquist-Gomes P, Marín-Sedeño E, Ruiz-Villalba A, Rico-Llanos GA, Pérez-Pomares JM, Guadix JA. *In Vivo* and *In Vitro* Cartilage Differentiation from Embryonic Epicardial Progenitor Cells. *Int J Mol Sci*. 2022;23(7):3614. DOI: 10.3390/ijms23073614.
42. MacIver DH, Stephenson RS, Jensen B, Agger P, Sánchez-Quintana D, Jarvis JC, et al. The end of the unique myocardial band: Part I. Anatomical considerations. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2018;53(1):112-119. DOI: 10.1093/ejcts/ezx290.
43. Anderson RH, Ho SY, Redmann K, Sanchez-Quintana D, Lunkenheimer PP. The anatomical arrangement of the myocardial cells making up the ventricular mass. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2005;28(4):517-525. DOI: 10.1016/j.ejcts.2005.06.043.