

UNIVERSIDAD DE LA LAGUNA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**IMPACTO DE LA ESTIMULACIÓN EN RAMA IZQUIERDA
DESDE UN PUNTO DE VISTA MECÁNICO: HALLAZGOS
ELECTRO Y ECOCARDIOGRÁFICOS PRE Y POST IMPLANTE**



AUTOR

JAIME DOMÍNGUEZ PÉREZ

TUTORES

NEREA TORRES GONZÁLEZ

LUIS ÁLVAREZ ACOSTA

GRADO EN MEDICINA

UNIDAD DE

ARRITMIAS

HOSPITAL

UNIVERSITARIO

NUESTRA SEÑORA

DE CANDELARIA

AGRADECIMIENTOS

A quien creó este proyecto exclusivamente para mí, sin ninguna motivación más allá de la inmensa bondad que le invade, por regalarme su tiempo (bien finito), su profesionalidad (bien infinito) y su amistad (bien de valor incalculable). Mientras tenga piernas, seguiré tus pasos. La Medicina y yo estamos en deuda contigo.

A mis padres, quienes me regalaron y alimentaron mi pasión por esta profesión, y que hicieron todo lo posible por hacerme llegar al lugar en el que estoy hoy. Este triunfo es de los tres.

A mi hermana, por su esfuerzo constante en hacerme saber que no estoy solo en el mundo. Gracias por caminar conmigo.

A mi cómplice en la vida, a la que la vida le aguarda muchos más veranos de los que ha tenido que renunciar. A su familia, que ahora forma parte de la mía.

A mis compañeros en este viaje y a los ratos que me regalaron en Ibiza, Lanzarote, Saturno y Grecia.

A quienes corrieron conmigo durante años antes de que la carrera me engullera; quienes, lejos de reemplazar mi ausencia, todavía dejan un hueco para mí en la pista.

A mis compañeras en Canarias 37, por regalarme un hogar desde mucho antes de vivir juntos. A quien vivió en Madrid y hasta en Argentina, aunque nunca lo pareciera.

A los veranos de 2018 y 2019, recuerdos de lo bonita que puede llegar a ser la vida. A las personas con las que los compartí, de las que sigo profundamente enamorado.

A quien, a veces desde la distancia, me acompañó durante la mayor parte de este camino. Te quiero y te echo de menos constantemente.

Por último, e indudablemente más importante, a Tomasa, que siempre supo que llegaría este día, pese a no llegar a vivir lo suficiente para verlo. Sé que estás orgullosa, porque siempre lo estuviste. Espero que sepas que te adoro, porque siempre lo hice.

ÍNDICE

Agradecimientos	2
1. Resumen	4
2. Introducción	6
2.1 Anatomofisiología cardiaca y del sistema His-Purkinje	6
2.2 Representación electrocardiográfica de la dinámica cardiaca	7
2.3 Sistema de estimulación de rama izquierda (ERI)	8
3. Hipótesis de trabajo y objetivos	15
3.1 Hipótesis	15
3.2 Objetivos	15
4. Material y métodos	16
4.1 Diseño del estudio y muestra	16
4.2 Características de los dispositivos implantados	17
4.3 Recogida de datos y análisis estadístico	17
4.4 Consideraciones éticas	18
5. Resultados	19
6. Discusión	24
7. Dificultades y limitaciones del estudio	28
8. Conclusiones	29
9. Qué he aprendido en este TFG	29
10. Bibliografía	30
Anexo	34
Glosario de siglas	37

1. RESUMEN

La estimulación en rama izquierda (ERI) surge como alternativa fisiológica a la estimulación convencional y a la clásica resincronización con estimulación biventricular. El objetivo de este estudio es valorar el impacto en la función ventricular del sistema de ERI. Estudiamos 20 pacientes en los que había transcurrido al menos 6 meses tras el implante de marcapasos o desfibrilador automático implantable (DAI) y que presentaban estimulación de rama izquierda con ablación del nodo auriculoventricular (NAV) o porcentaje de estimulación ventricular $\geq 99\%$. Para ello analizamos parámetros electro y ecocardiográficos pre y postimplante, así como su variación según fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) basal del paciente. El ancho del complejo electrocardiográfico QRS se redujo significativamente tras la ERI ($130 \pm 29,9$ vs $112 \pm 9,5$ ms), así como mejoró significativamente el ratio R/Q en la derivación V1 ($0,3 \pm 0,7$ vs $1,1 \pm 1,1$). Ecocardiográficamente, la FEVI ($42 \pm 12,2$ vs $50,2 \pm 7,1\%$), el *strain* longitudinal ($-12 \pm 4,71$ vs $-15 \pm 3,4\%$), la excursión sistólica del anillo tricuspídeo (TAPSE, $16,6 \pm 3,2$ vs $19,3 \pm 3,8$ mm) y el tiempo de dispersión mecánica del ventrículo izquierdo ($94,2 \pm 51,2$ vs $76,05 \pm 40,2$ ms) mejoraron significativamente. En el análisis estratificado, los pacientes con FEVI conservada basal no tuvieron una alteración significativa de los parámetros tras la ERI, pero sí mejoró en aquellos que partían de FEVI reducida ($p < 0,001$). Nuestro estudio sugiere que la ERI podría mejorar la función ventricular en pacientes con disfunción previa, sin aparente perjuicio en los que partían de FEVI conservada. Son necesarios estudios más extensos para profundizar en el conocimiento de esta técnica en diferentes perfiles de pacientes.

Palabras clave: rama izquierda, resincronización cardiaca, electrofisiología cardiaca, estimulación, función ventricular, ecocardiografía, electrocardiografía.

ABSTRACT

Left bundle branch pacing (LBBP) arises as a physiological alternative to conventional pacing and classic resynchronization with biventricular pacing. The objective of this study is to evaluate LBBP impact on ventricular function. We studied 20 patients after >6 months elapsed since the pacemaker or automatic implantable defibrillator implant, with auriculoventricular node ablation or ventricular pacing $\geq 99\%$. We analyzed electrocardiographic and echocardiographic parameters pre and post implant and their variation depending on whether the pre-implant left ventricle ejection fraction (LVEF) was preserved or depressed. In the electrocardiogram, QRS complex width was significantly reduced after LBBP (130 ± 29.9 vs 112 ± 9.5 ms), while R/Q ratio in V1 was significantly improved ($0,3 \pm 0,7$ vs $1,1 \pm 1,1$). Echocardiographically, LVEF ($42 \pm 12,2$ vs $50,2 \pm 7,1\%$), longitudinal strain ($-12 \pm 4,71$ vs $-15 \pm 3,4\%$), the tricuspid annular plain systolic excursion (TAPSE, $16,6 \pm 3,2$ vs $19,3 \pm 3,8$ mm) and the left ventricle mechanical dispersion time (LVMDT, $94,2 \pm 51,2$ vs $76,05 \pm 40,2$ ms) all improved significantly after LBBP implant. In the stratified analysis, in patients with preserved pre-implant LVEF, LBBP did not significantly alter ventricular function, while it improved it in those who improves reduced LVEF ($p < 0,001$). Our study suggests that left bundle branch pacing may improve ventricular function in those with previous dysfunction, without potential detriment to those with preserved LVEF. More extensive studies are necessary to provide a better understanding of how this technique works in different patient profiles.

Keywords: left bundle, cardiac resynchronization, cardiac electrophysiology, pacing, ventricular function, echocardiography, electrocardiography.

2. INTRODUCCIÓN

2.1 Anatomofisiología cardiaca y del sistema His-Purkinje

La contracción cardiaca depende de la producción y propagación de señales eléctricas, en forma de corrientes iónicas, que se producen en las denominadas “células marcapaso”. Estas corrientes originan la contracción de los miocardiocitos, y presentan un sistema específico de conducción que permite la propagación rápida y sincrónica del miocardio ventricular, del que forman parte, entre otras, el Haz de His y la rama izquierda.

Las ramas del haz surgen en el borde superior del tabique muscular interventricular, por debajo del tabique membranoso. El haz AV se divide en rama izquierda (RI) y rama derecha (RD) del haz. Esta constituye, mayoritariamente, un sistema bifascicular compuesto por dos divisiones principales - anterior y posterior. Generalmente, la división posterior es más gruesa y corta que la división anterior. En algunos casos, también existen fascículos septales izquierdos bien definidos. En general, las características anatómicas de la RI determinan la viabilidad de la estimulación de la RI como posible modalidad de estimulación fisiológica (EF) (1) . La anatomía del sistema de la RI puede variar y no adaptarse siempre a una división bifascicular; no obstante, el concepto biventricular de sistema trifascicular es útil en la práctica clínica y generalizadamente aceptado.

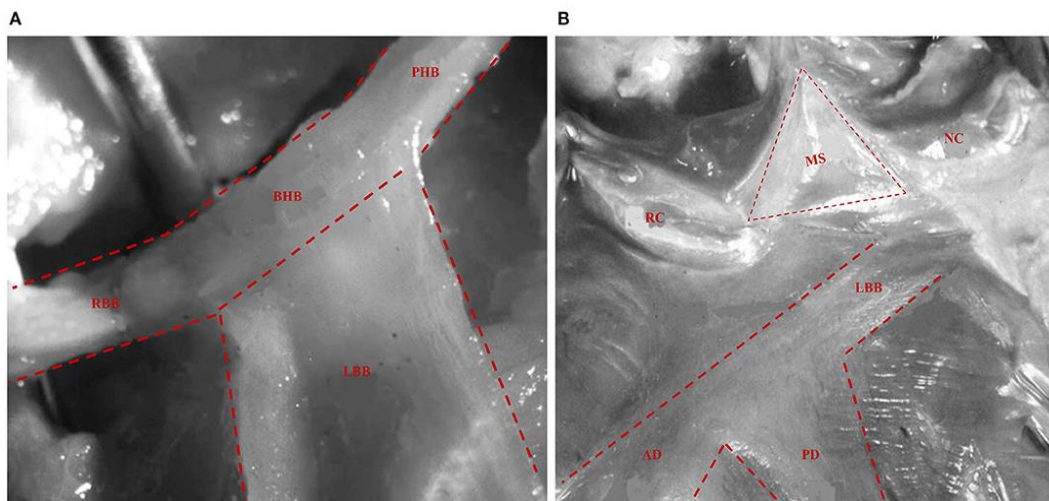


Figura 1. La anatomía del haz de His y RIIH. (A) El haz de His comprende dos segmentos: PHB y BHB. La RIIH se origina en el BHB de His ubicado debajo de la EM. El RBB aparece como una continuación del paquete de His después de que se haya emitido el LBB. (B) El LBB se puede ver debajo del endocardio debajo de la EM, que se encuentra entre las cúspides aórticas NC y RC y la cumbre del tabique ventricular. Luego, produce sus dos divisiones principales, AD y PD, ambas encabezando los músculos papilares anterior y posterior, respectivamente. LBB, rama izquierda del haz; PHB, porción penetrante del haz de His; BHB,

porción de ramificación del haz de His; MS, tabique membranoso; RBB, rama derecha del haz; NC, valvas aórticas no coronarias; RC: valvas aórticas coronarias derechas; AD, división anterior; PD, división posterior (1).

Las fibras de Purkinje se conectan con los extremos de las ramas del haz para formar redes entrelazadas sobre la superficie del endocardio de ambos ventrículos que transmiten el impulso cardíaco casi simultáneamente a todo el endocardio ventricular derecho e izquierdo, produciendo la contracción ventricular. Esta contracción requiere del miocardio ventricular. En éste, la orientación de las fibras es predominantemente longitudinal en la región endocárdica, pasando a una dirección circunferencial en la región miocárdica y volviéndose longitudinal nuevamente sobre la superficie epicárdica. Al presentar una estructura helicoidal, su acortamiento genera la torsión ventricular necesaria para el bombeo de la sangre. La interacción de la contracción longitudinal y circunferencial de las fibras produce el acortamiento del eje longitudinal y la rotación opuesta de la base y el ápex del corazón, lo que resulta en el engrosamiento radial del miocardio y la eyección de la sangre durante la sístole (2,3).

2.2 Representación electrocardiográfica de la dinámica cardíaca

La actividad eléctrica del corazón se registra en el electrocardiograma (ECG), que se recoge a través de 12 derivaciones (aVR, aVL, aVF, I, II, III y precordiales, que van desde V1 a V6). Cada derivación representa la actividad eléctrica de una cara del corazón. La onda P representa la conducción de los impulsos eléctricos a través de las aurículas, mientras que el segmento PR refleja el retraso en el NAV. El complejo QRS indica la propagación de la señal eléctrica a través de los ventrículos, y la repolarización ventricular se muestra en el segmento ST y las ondas T y U. Cuando el sistema de conducción del corazón se ve comprometido, ya sea por bloqueos en la conducción o alteraciones del ritmo, se pueden utilizar dispositivos de estimulación ventricular, como los marcapasos. Estos dispositivos pueden ser unicamerales, que estimulan la aurícula derecha o el ventrículo derecho (VD); bicamerales, que estimulan la aurícula derecha y el ventrículo derecho; o tricamerales, que estimulan la aurícula derecha, el ventrículo derecho y el ventrículo izquierdo (VI), éste último canalizada a partir de una vena epicárdica canalizada desde el seno coronario. Los marcapasos se pueden configurar de forma mono o bipolar, con unos electrodos que se colocan cerca de las estructuras cardíacas y generan impulsos eléctricos para regular el ritmo cardíaco.

La resincronización cardíaca es una técnica utilizada en pacientes con disfunción ventricular severa e insuficiencia cardíaca, que consiste en la estimulación biventricular para mejorar la coordinación de la contracción del corazón. Sin embargo, algunos pacientes no responden de manera óptima a esta terapia convencional. En este contexto, como alternativa más fisiológica a la estimulación convencional en VD, e incluso como alternativa a la resincronización convencional cuando ésta fracasa (a falta de estudios aleatorizados), nacen los sistemas de EF y, con ellos, la estimulación en rama izquierda. En la figura 2 se presenta una ilustración que simplifica estas nuevas formas de estimulación ventricular (4,5).

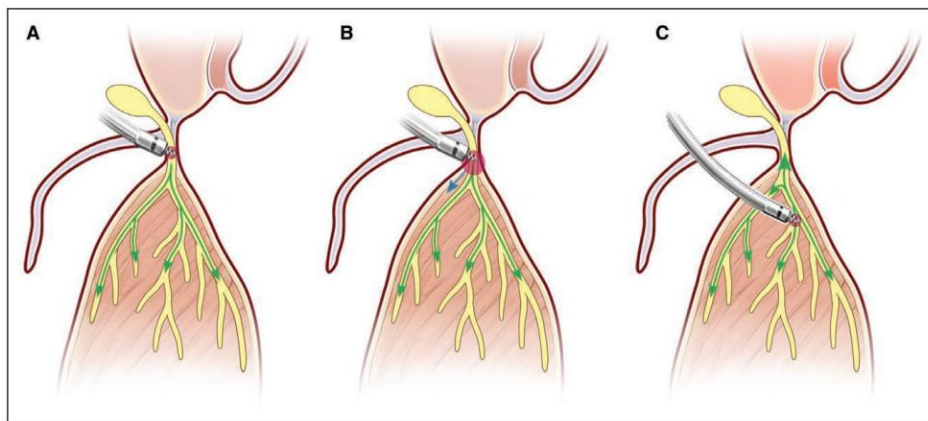


Figura 2. Ilustración anatómica de técnicas de estimulación fisiológica. A. Estimulación selectiva del Haz de His. B. Estimulación no selectiva del haz de His. C. Estimulación de rama izquierda. (6)

2.3 Sistema de estimulación de rama izquierda (ERI)

La ERI fue documentada por primera vez por El-Sherif et al. en 1978, empleando descargas en el haz de His a aproximadamente 20V para conseguir dicha estimulación. En este sentido, Teng et al. plantearon, en 2016, la hipótesis de que la punta del cable de marcapasos podría colocarse en la parte distal del haz de His para corregir un bloqueo de rama izquierda (BRI). No obstante, no será hasta 2017 cuando Huang et al documentan, por primera vez, el éxito de un dispositivo de estimulación de la rama izquierda en un paciente con insuficiencia cardíaca y BRI. Intentaron - fallidamente - la corrección del bloqueo mediante utilización de un voltaje del sistema de estimulación en His estándar a una salida muy alta (10V). A continuación, se avanzó la punta del marcapasos hacia el ventrículo y el BRI se resolvió empleando un umbral de captura de marcapasos bajo (0,5V) (7).

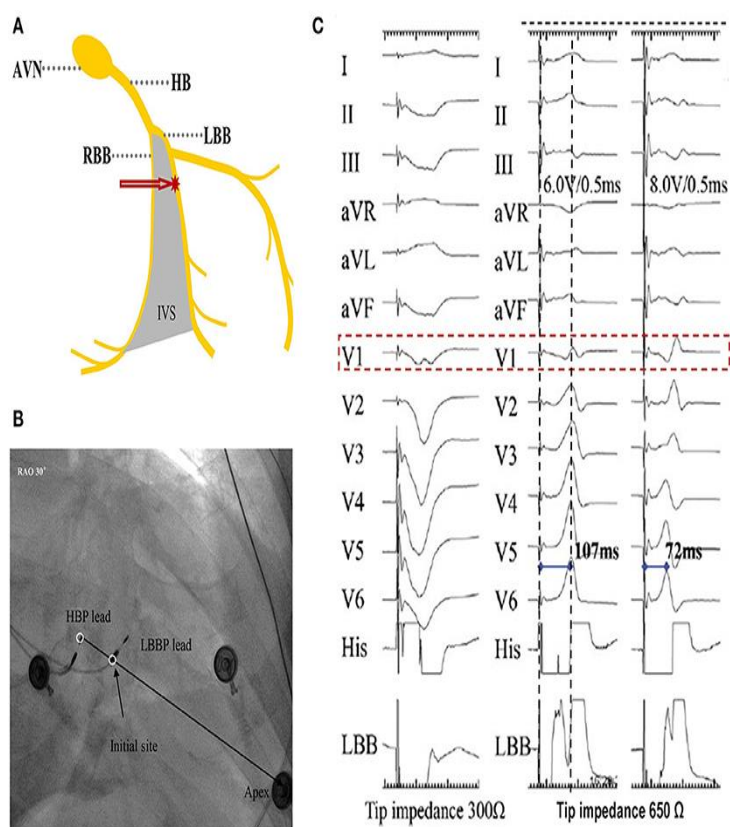
La ERI se define como un sistema de asistencia ventricular que basa su funcionamiento en la estimulación de la RI o sus ramas. De forma general, hay dos formas de ERI: la selectiva, que captura exclusivamente la RI; y la ERI no selectiva, en la que el

estímulo es capturado por la rama izquierda junto con cierta cantidad de miocardio local circundante. En este contexto, se ha propuesto el concepto de estimulación del área de rama izquierda, definida como la ERI sin evidencia clara de captura selectiva de rama izquierda, presentando morfologías QRS en V1 típicamente con patrones de Qr, qR, rSR', o QS, así como una duración de la onda R' terminal más corta que la del bloqueo de rama derecha (BRD) preexistente, de haberlo (8). Debido a que los datos sobre esta modalidad son escasos y no se sabe cuál es el rendimiento del electrodo a largo plazo o la viabilidad de la maniobra de extracción, desde la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) no se han postulado indicaciones definitivas para la ERI por el momento, si bien en sus últimas guías clínicas de estimulación y resincronización cardíaca de 2021 hacen referencia al rápido crecimiento y previsible desarrollo de la técnica en un futuro próximo (9).

La implantación de dispositivos de ERI varía ligeramente en función de la casa comercial del dispositivo implantado; no obstante, la metodología común consiste en lo siguiente (1):

1. Establecimiento del acceso venoso.
2. Determinación del lugar de implantación: generalmente, unos 10-15 mm bajo la región del Haz de His, sobre una línea virtual trazada entre el extremo distal del haz de His y el ápex del VD, visto mediante fluoroscopia en una proyección oblicua anterior a 30°. Es característica la aparición de un patrón en "W" en V1 (figura 3) con una muesca en el nadir del complejo QRS, un QRS positivo en II y bifásico en III al estimular desde la zona correcta.
3. Introducción de la vaina en el VD.
4. Traspase del septo interventricular hasta profundizar en el septo ventricular izquierdo.
5. Confirmación de la captura de RI.
6. Desacoplamiento de la vaina y atornillamiento del cable al generador, e introducción del mismo en el bolsillo de la región pectoral.
7. Programación del generador de impulsos.

Figura 3. Cómo localizar el sitio para ERI y características de electrograma. (A) Ilustración del lugar de estimulación de ERI. (B) Ubicación de las derivaciones HBP y LBBP en la vista oblicua anterior derecha de 30°. (C) Morfología estimulada de patrón en "W" con una muesca en el nadir del QRS en la derivación V1 mediante estimulación de punta unipolar antes de la fijación (izquierda). Al atornillar la derivación a una profundidad de ~6–8 mm, la muesca en la derivación V1 se mueve hacia arriba y hacia el final del QRS. El aumento de la salida, de 6,0 V/0,5 ms (centro) a 8,0 V/0,5 ms (derecha), hace que la morfología estimulada cambie a RBBB y que el pLVAT se acorte de 107 a 72 ms. HBP: marcapasos del haz de His; HB, Haz de His; LBB, rama izquierda del haz; LBBP: marcapasos de rama izquierda; RBBB, bloqueo de rama derecha; pLVAT: tiempo pico de activación del ventrículo izquierdo; AVN, nódulo auriculoventricular; RBB, rama derecha del haz; IVS, tabique interventricular (1).



Para poder valorar la eficacia de la ERI, existen diferentes marcadores electrocardiográficos y ecocardiográficos que permiten analizar la respuesta cardiaca a dicha forma de estimulación y determinar el éxito de implantación. Los parámetros electrocardiográficos y electrofisiológicos más estandarizados son el tiempo hasta el pico de activación ventricular (pLVAT / espiga-R V5 o espiga-R V6), que indica la rapidez de activación de pared ventricular del VI y cuyo valor óptimo se ha fijado por debajo de 80 ms; el potencial de rama izquierda, que consiste en una deflexión de 15-30 ms hasta el inicio del QRS e indica tanto la profundidad del electrodo como el punto en el que se encuentra el bloqueo de conducción, de haberlo; el potencial retrógrado en His, consistente en una deflexión tras el complejo QRS que indica la propagación retrógrada del impulso eléctrico desde ventrículo izquierdo hacia haz de His; y el potencial anterógrado de rama izquierda distal, que es la señal eléctrica generada durante la estimulación de la porción distal de la rama izquierda del haz en la dirección de la conducción eléctrica normal e indica captura eléctrica de RI. Otros parámetros de interés medidos durante el estudio incluyen la duración del QRS (que permite evaluar la eficacia de la terapia de estimulación, y cuya reducción en la duración del complejo QRS se asocia con una mejoría significativa en la fracción de eyección del VI y el estado funcional (10)), el eje eléctrico (representación de la dirección del

vector total de la despolarización ventricular), el ratio R/Q ratio en la derivación V1 (que compara la amplitud de la onda R, reflejo de la activación eléctrica del VD, con la amplitud de la onda Q, reflejo de la activación eléctrica del VI) y la diferencia de tiempos hasta el pico de activación ventricular en V1 y V6 (pLVAT-V1 - pLVAT-V6), marcador del retraso mecánico interventricular mediante la diferencia entre el tiempo de activación del VI (representado en V6) y VD (V1).

Al hablar de electrofisiología es necesario un conocimiento básico sobre parámetros de estimulación cardiaca, siendo los más importantes la impedancia, el umbral de captura y el sensado. La impedancia es la oposición del flujo de corriente eléctrica de los tejidos, y permite evaluar la calidad de la conexión del cable de estimulación con el tejido estimulado. Su unidad de medida es el ohmio (Ω). En lo que se refiere al umbral de captura, se trata de la cantidad mínima de energía eléctrica requerida para estimular el músculo cardíaco de forma constante, medida en voltios (V) o miliamperios (mA). Finalmente, el sensado es la capacidad del electrodo de estimulación para detectar la actividad eléctrica cardiaca intrínseca. Se mide en milivoltios (mV).

Por otro lado, la caracterización de la contracción ventricular mediante ecocardiografía se usa cada vez más como herramienta cuantitativa para identificar candidatos para terapia de resincronización cardiaca (TRC) y evaluar su efecto postimplantación (11,12), así como para la valoración de la función cardiaca global. Para la determinación de la función sistólica, el parámetro de medida por excelencia es la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI), definida como la razón del volumen eyectado y el volumen telediastólico. Se considera preservada si es $\geq 55\%$. Existen diferentes técnicas ecocardiográficas que se han utilizado para estimar la FEVI: el método *Teicholz*, la excursión sistólica del plano del anillo mitral (MAPSE), técnicas por estimación de volumen por imagen 3D, y el *Simpson*, el más ampliamente utilizado por su fácil realización y reproducibilidad, si bien está sujeto a variabilidad intra e interobservador como todos los demás métodos. En el presente estudio se ha utilizado el método de Simpson biplano para estimación de la función ventricular.

Además, en el mundo de la ecocardiografía, existen diferentes técnicas que se pueden aplicar sobre las imágenes obtenidas y que proporcionan información sobre la mecánica ventricular. De éstas, la técnica ecocardiográfica de *speckle tracking* es ideal para la determinación de la sincronía ventricular izquierda. Identifica, en la imagen del miocardio,

puntos concretos (*speckles*) que pueden ser seguidos a lo largo de todo el ciclo cardiaco y ser relacionados con los adyacentes. Esto permite analizar el desplazamiento de áreas concretas del miocardio, la velocidad con la que lo hacen y la deformación miocárdica (*strain*) que ocasiona, superando así las limitaciones del Doppler tisular (13). A su vez, permite diferenciar deformación de engrosamiento pasivo (14). Con esta técnica se puede determinar parámetros como picos sistólicos precoz y tardío del ventrículo izquierdo (que suponen el tiempo mínimo y máximo, respectivamente, que emplea cualquier punto de la pared ventricular en culminar la sístole desde su comienzo) y el tiempo de dispersión mecánica del VI (TDMVI, que es la diferencia entre ambos picos sistólicos y que supone una medida de acoplamiento ventricular). Ambos picos sistólicos, valorados en el eje longitudinal, proporcionan información de la activación mecánica ventricular, de vértice a base (3).

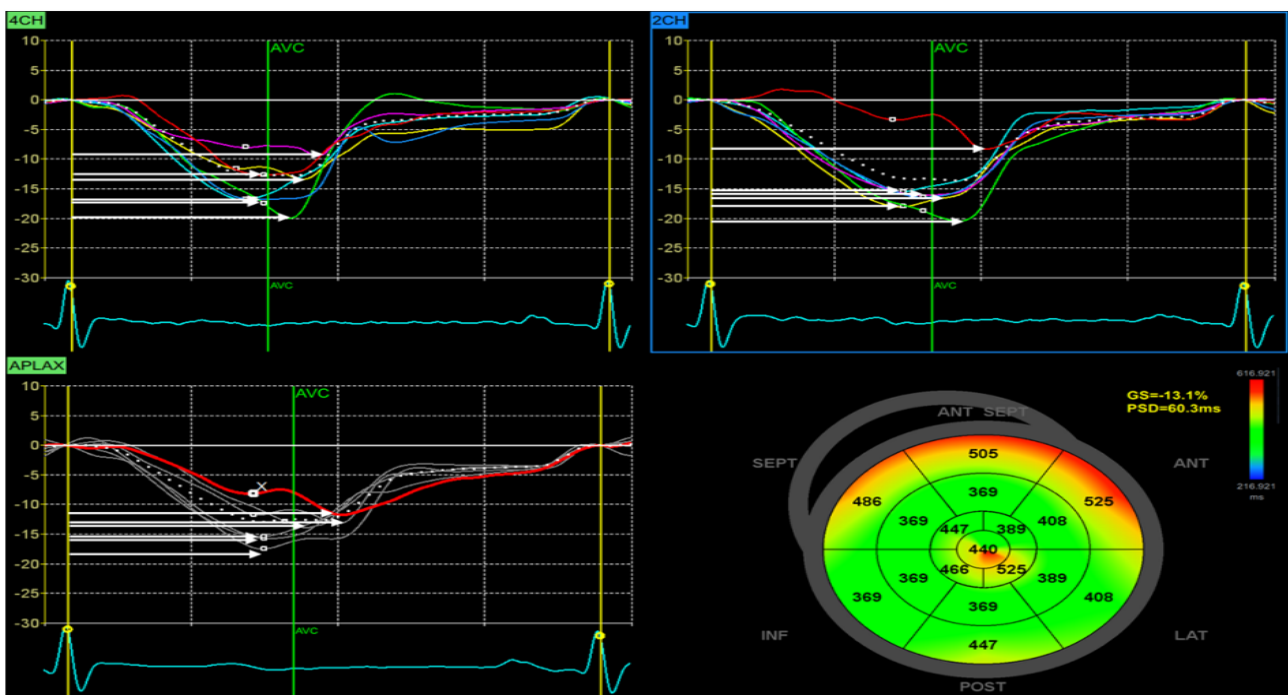


Figura 4 (15). Evaluación de la dispersión mecánica del ventrículo izquierdo. Las curvas de tiempo hasta el pico de la deformación longitudinal se muestran en las vistas APLAX, de dos cámaras (2CH) y de cuatro cámaras (4CH) (flechas blancas). Se muestra el mapa polar que muestra el tiempo hasta el pico de la deformación longitudinal. Así obtenemos los tiempos de ambos picos sistólicos para determinar la tasa de dispersión mecánica del ventrículo izquierdo. ANT, anterior; ANT SEPT, anteroseptal; APLAX, eje largo apical; GS, deformación global; INF, inferior; LAT, lateral; POST, posterior; SEPT, septal; AVC, cierre de la válvula aórtica; PSD, dispersión mecánica del ventrículo izquierdo.

A través del *speckle tracking* también es posible determinar la deformación miocárdica, que permite valorar disfunción mecánica, la contractilidad cardiaca y la respuesta al tratamiento. El *strain* longitudinal (S), definido como el cambio normalizado de longitud entre dos puntos y valorable en el procesamiento de imágenes ecocardiográficas,

ofrece un valor porcentual de la deformación del segmento estudiado en relación con su dimensión original. La deformación negativa hace referencia al acortamiento de las fibras y la deformación positiva a la elongación. Los valores normales aproximados de deformación sistólica del VI (diferencia longitud de un segmento miocárdico presistólica - longitud telesistólica) están comprendidos entre -16 % y -23%. Su derivada con respecto al tiempo, la tasa de deformación miocárdica (1/S), representa la velocidad de deformación miocárdica (14).

Por último, para asegurar una correcta función cardiaca es necesario disponer de parámetros que estimen la función ventricular derecha, pues hasta ahora los parámetros nombrados hacen alusión, eminentemente, a la función ventricular izquierda. Dicho cometido lo cumple la determinación de la presión arterial pulmonar sistólica (PAPs), definida como la presión máxima, en mmHg, alcanzada durante la sístole ventricular en el sistema arterial pulmonar. Se puede medir directamente mediante Doppler pulsado o estimarse a partir de la regurgitación tricuspídea y la presión de la aurícula derecha. También es muy útil la determinación de la excursión sistólica del anillo tricuspídeo (TAPSE), que es la distancia, en milímetros (mm), que recorre el anillo tricuspídeo durante la sístole a lo largo del plano longitudinal. Se realiza por ecocardiografía en modo M, posicionando el cursor sobre el anillo lateral tricúspide; posteriormente, se mide la diferencia entre el desplazamiento telediastólico y telesistólico del anillo hacia el ápex. Se infiere que, a mayor descenso sistólico de la base, mejor función sistólica del VD (16). Se ha establecido como normal un valor ≥ 16 mm. El ratio TAPSE / PAPs, resultante del cociente entre ambas determinaciones, se presenta como una medida no invasiva del grado de acoplamiento del VD y la circulación pulmonar.

La expresión electrocardiográfica de la contracción biventricular es el complejo QRS, y si ésta ocurre de forma eficaz y simultánea, el QRS normal mide menos de 120 ms. La contracción no sincrónica del ventrículo izquierdo deteriora la función sistólica, atenúa la eficiencia mecánica de la contracción y afecta negativamente al volumen sistólico eyectivo. La expresión electrocardiográfica de esta disincronía se pone de manifiesto en forma de un ensanchamiento del intervalo QRS, en especial ante un patrón de BRI (17).

Desde el comienzo de la estimulación biventricular en 1994 con Philippe Ritter, la TRC se ha convertido en el tratamiento estándar de pacientes con insuficiencia cardiaca (IC) avanzada a pesar de tratamiento médico óptimo y retraso de conducción ventricular

(QRS ancho). La TRC biventricular (mediante la estimulación simultánea a través de un electrodo de estimulación endocárdica en el VD, y un electrodo de estimulación en una vena epicárdica del ventrículo izquierdo) ha demostrado mejora en la función cardiaca y en el remodelado ventricular izquierdo, con la consecuente mejoría sintomática en la clase funcional (18), al producir la contracción simultánea de ambos ventrículos, traducándose en el ECG en un estrechamiento del complejo QRS.

Sin embargo, a pesar de que la TRC clásica mediante estimulación biventricular ha demostrado beneficios clínicos evidentes (19), también existe un número no desdeñable de pacientes no respondedores, que oscila entre el 30 y el 40% (20). Se trata de una técnica compleja en la que juega un papel fundamental la anatomía del paciente, así como la experiencia del operador para garantizar su éxito, siendo en ocasiones técnicamente fallida su implantación. En el caso de los pacientes no respondedores, además de una mala posición del electrodo del ventrículo izquierdo, insuficiente resincronización ventricular, pérdida de la captura del ventrículo izquierdo o latencia en la estimulación del ventrículo izquierdo (21), esta falta de respuesta puede estar explicada por la activación directa del miocardio biventricular, y no mediante la estimulación del sistema especializado de excitación, que transmite el impulso eléctrico más rápidamente que el músculo. Por ello, se ha hecho hincapié en el desarrollo de un sistema de estimulación fisiológico, surgiendo así los sistemas de TRC hisianos (22) y mediante ERI (23), ambos demostrando efectividad como tratamiento de rescate ante el fallo de la estimulación biventricular convencional e incluso, en la actualidad, como alternativa a la TRC convencional en el tratamiento inicial en pacientes con indicación de resincronización (9,24). No obstante, el implante de un electrodo de estimulación en His es técnicamente más complejo que el de rama izquierda con requerimientos de escopia habitualmente superiores, sentido ventricular de menor amplitud que puede suponer un reto en la programación del dispositivo, y suele precisar de voltajes de estimulación superiores que pueden aumentar en el tiempo de seguimiento, con el consecuente gasto de batería (25).

En concordancia con estos recientes avances, en la Unidad de Arritmias del Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (CHUNSC) en los tres últimos años se han iniciado estas técnicas, tanto de estimulación hisiana como en rama izquierda, siendo esta última técnica la predominante en el último período por sus ventajas teóricas con respecto a la hisiana. En dicha unidad, este sistema de estimulación se indica en pacientes con necesidad de marcapasos y menos de 70 años de edad, o en aquellos pacientes con

indicación de resincronización cardiaca en los que la TRC convencional no es técnicamente posible.

En los pacientes con resincronización cardiaca por disfunción ventricular previa, es necesario valorar la respuesta clínica, electrocardiográfica y ecocardiográfica, para evaluar la respuesta a dicha técnica. En el caso de la estimulación en rama izquierda, al tratarse de una técnica novedosa, esta caracterización electromecánica de la contracción es, si cabe, más importante, pues permite entender los mecanismos que avalan esta terapia e identificar la respuesta ventricular de los pacientes que la portan. La electrocardiografía y la ecocardiografía son herramientas fundamentales en el seguimiento de pacientes con ERI, existiendo evidencia de que la ERI puede mejorar significativamente la función mecánica del VI (21,26).

El objetivo del presente estudio es valorar, mediante el análisis de diferentes parámetros electrocardiográficos y ecocardiográficos, la respuesta cardiaca a la ERI en pacientes sometidos a implante de marcapasos o desfibrilador en el Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria, comparando las pruebas basales de los pacientes antes del implante del dispositivo, y tras al menos seis meses de inicio de la estimulación, siempre con un porcentaje de estimulación ventricular superior al 99%.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

3.1 Hipótesis

En pacientes con disfunción ventricular causada por asincronía, la estimulación del marcapasos en la rama izquierda del haz de His a través del sistema de conducción intrínseco del corazón mejora la función ventricular. Sin embargo, esta estimulación no tiene efectos negativos en pacientes que requieran estimulación ventricular y tengan una fracción de eyección normal.

3.2 Objetivos

- Profundizar en el conocimiento de la estimulación en rama izquierda, mediante el análisis electro y ecocardiográfico de los pacientes portadores de la misma.

- Demostrar la mejoría de la dinámica cardíaca postimplante desde un punto de vista mecánico en aquellos pacientes con disfunción ventricular a expensas de asincronía cardíaca.
- Valorar la respuesta ecocardiográfica de los pacientes con FEVI preservada, para comprobar si efectivamente la función ventricular no se ve alterada con el tiempo a pesar de altos porcentajes de estimulación.
- Relacionar hallazgos electrocardiográficos con hallazgos ecocardiográficos en pacientes portadores de un dispositivo de estimulación de rama izquierda.
- Identificar marcadores electromecánicos potenciales que pudieran predecir la respuesta electromecánica de los pacientes con ERI.
- Mejorar la comprensión de la utilidad clínica del ERI y aportar más información a futuras líneas de investigación en este área.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1 Diseño del estudio y muestra

Estudio observacional retrospectivo con un tamaño muestral de 20 pacientes que valora el impacto del implante de un dispositivo de estimulación en rama izquierda sobre la función ventricular. Los pacientes a estudio fueron seleccionados de un registro de todos los pacientes que se sometieron a estimulación de rama izquierda en nuestro hospital, y se recogió la información de aquellos que cumplían los siguientes criterios de inclusión: a) edad mayor de 18 años, b) ser portadores de un dispositivo de estimulación de rama izquierda, c) implantación y seguimiento del dispositivo realizado en el CHUNSC entre los años 2020 y 2023, d) tasa de estimulación ventricular $\geq 99\%$, e) registro electrocardiográfico y ecocardiográfico realizado antes de la implantación del dispositivo, accesible a través del historia clínica electrónica, f) registro electrocardiográfico y ecocardiográfico del seguimiento > 6 meses post-implante en la historia clínica electrónica.

En nuestro hospital, las indicaciones para el implante del dispositivo de ERI son:

- Como forma de terapia de resincronización ventricular - en los pacientes que cumplen criterios según las guías de práctica clínica de estimulación ventricular y

terapia de resincronización de la ESC, última edición de 2021 - en los que el implante de la TRC convencional no fue técnicamente posible.

- Necesidad de implante de marcapasos en pacientes menores de 70 años en los que se prevén altos porcentajes de estimulación. Los criterios descritos en las guías para el implante de marcapasos son: bloqueo auriculoventricular (BAV) paroxístico, BAV permanente, síndrome bradicardia-taquicardia, síndrome de marcapasos, antecedente de taquimiocardiopatía, disfunción sinusal bloqueo AV iatrogénico (ablación del nodo AV), y fibrilación auricular (FA) o flutter auricular cuya frecuencia no se consiga controlar con fármacos, precisando ablación del NAV y estimulación ventricular.
- Pacientes mayores de 70 años que precisan implante de marcapasos por las mismas indicaciones que en el apartado anterior, pero que presentan algún grado de disfunción ventricular en el ecocardiograma (FEVI<55%).
- Pacientes con marcapasos convencional, pero que han desarrollado síndrome de marcapasos o disfunción mediada por marcapasos.

Los criterios para la retirada de los sujetos del estudio fueron aquellos pacientes que no acudieron al seguimiento o que habían fallecido en el momento de la recogida de datos.

4.2 Características de los dispositivos implantados

Los dispositivos que portan los pacientes del presente estudio fueron de las casas comerciales Medtronic y Biotronik, ya que fueron las únicas con material aprobado para la ERI en el momento de la realización del trabajo. Los modelos utilizados fueron, para Medtronic, el electrodo Select Secure 3830 y catéter C315HIS o C304HIS; para Biotronik, el electrodo Solia-S y catéter Selectra 3D.

4.3 Recogida de datos y análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el paquete informático SPSS Statistics22® de IBM®. Para contrastar la normalidad de los datos de nuestra muestra se utilizó el test de Shapiro-Wilk. En las variables cualitativas se detallan porcentajes y se realizó la prueba ChiCuadrado para el análisis de las diferencias. En las variables cuantitativas se detallan medidas de tendencia central, y se realizó el test T-Student para muestras relacionadas. Se consideró estadísticamente significativo $p < 0,05$.

Se accedió a la historia clínica electrónica de los pacientes para obtener los datos necesarios. Las ecocardiografías analizadas se realizaron de forma transtorácica, obteniendo imágenes estándar bidimensionales en decúbito lateral izquierdo. Las mediciones ecocardiográficas y el análisis de las imágenes ecográficas se realizaron utilizando el programa informático Intellispace Cardiovascular (Philips). Los parámetros recogidos incluyen: presencia/ausencia de cicatriz miocárdica, deformación longitudinal (mm), tasa de deformación (1/S), tiempo de dispersión mecánica del VI (ms), presión de la arteria pulmonar (mmHg), excursión sistólica anular tricuspídea (mm), relación TAPSE/PAPs (mm/mmHg), diámetro telediastólico del VI (mm) y FEVI (%), medida por Simpson). La presión arterial pulmonar se estimó a partir de la regurgitación tricuspídea y la presión de la aurícula derecha. Estas mediciones se tomaron previo al implante y nuevamente en las visitas de seguimiento, que tuvieron lugar más de 6 meses después de la implantación del dispositivo.

Los parámetros electrofisiológicos se midieron utilizando técnicas estándar de electrocardiografía (ECG) pre y postimplante y electrofisiología intraoperatoria. Las mediciones incluyeron longitud y morfología del QRS en V1, eje cardíaco ($^{\circ}$), tiempo de activación ventricular en V1, V5 y V6 (ms), diferencia pLVAT-RV6 - pLVAT-RV1 (ms) y relación R/Q en V1.

Además, se recogieron parámetros de monitorización del marcapasos intra y postimplante, tales como el sensado, la impedancia y el umbral de estimulación del marcapasos, así como el tiempo de escopia (min) y la exposición radiológica (mGy/cm^2). Por último, se recogieron también datos epidemiológicos sobre comorbilidades presentes en los pacientes: enfermedad coronaria, miocardiopatía dilatada, miocardiopatía hipertrófica, hipertensión arterial, dislipemia, Diabetes Mellitus tipo 2, fibrilación auricular, insuficiencia renal crónica, tabaquismo y disfunción mediada por marcapasos previo. Todas las mediciones fueron tomadas por el autor de este trabajo y/o cardiólogos cualificados, además de ser revisadas en equipo para garantizar la precisión y la consistencia. Se comparó la variación de dichos parámetros de forma global y para cada paciente, en función de si el paciente partía de FEVI conservada o deprimida.

4.4 Consideraciones éticas

El estudio se llevó a cabo de acuerdo con los requerimientos expresados en la Declaración de Helsinki [revisión de Fortaleza (Brasil), Octubre de 2013], las Leyes y Reglamentos vigentes en Europa y España y las guías éticas del CHUNSC. El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustó a lo dispuesto en la Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales, y a la aplicación de del Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD). La base de datos utilizada empleó como identificador el número CIP o historia clínica del paciente, cuyo acceso fue único y exclusivo de los investigadores principales del estudio. Una vez se completó dicha base, estos números se anonimizaron para no poder identificar a posteriori a ningún paciente utilizando dichos números. No se realizó ninguna intervención diagnóstica o terapéutica sobre los pacientes fuera de las programadas en sus controles habituales. Todas las fuentes de información utilizadas para la elaboración de este trabajo han sido correctamente citadas y para la reproducción de ilustraciones se obtuvo permiso de reproducción o licencia si ello así se especificaba como requisito en la fuente de origen.

5. RESULTADOS

La edad mediana de los pacientes fue de 75 años, siendo el 60% varones. Los motivos de implante fueron: ablación del NAV por taquimiocardiopatía en 7 pacientes (35%), BAV en 9 (45%), síndrome bradicardia-taquicardia en 1 (5%), y disfunción por marcapasos previo en 3 (15%). 14 pacientes (70%) presentaban disfunción del VI previa al implante (FEVI <55%). El tiempo medio desde el implante hasta el ecocardiograma postimplante fue $14,8 \pm 7,7$ meses. La morfología del QRS previa al implante de marcapasos fue de QRS estrecho en el 40%, de BRD en el 15%, BRI en el 20%, ritmo estimulado por marcapasos previo en el 15% y/o de otros trastornos de conducción intraventricular en el 10%.

En cuanto a los cambios electrocardiográficos, el QRS se redujo significativamente tras la ERI ($130 \pm 29,9$ vs $112 \pm 9,5$ ms), mientras aumentó significativamente el ratio R/Q en V1 ($0,3 \pm 0,7$ vs $1,1 \pm 1,1$). Los cambios observados en el eje QRS fueron no significativos ($-6,2 \pm 48$ vs $2,6 \pm 49,3$). Los tiempos de activación ventricular en V5 y V6 fueron de $63,7 \pm 10,4$ y $61,7 \pm 10,1$, respectivamente. La morfología del QRS fue de Qr en el 50%, QR en el 15%, qR en el 15%, Rs en el 5% y RS en el 15%.



Figura 6. Estudio electrofisiológico en un paciente con BRI basal (A) y su respuesta a la ERI (B). Obsérvese en B la espiga de estimulación del dispositivo, el estrechamiento de la longitud del QRS por debajo de 120 ms y el cambio de la morfología de éste en V1, partiendo de un patrón Qr en el estudio electrofisiológico preestimulado (A) que se convierte en un patrón RS postestimulación (B).

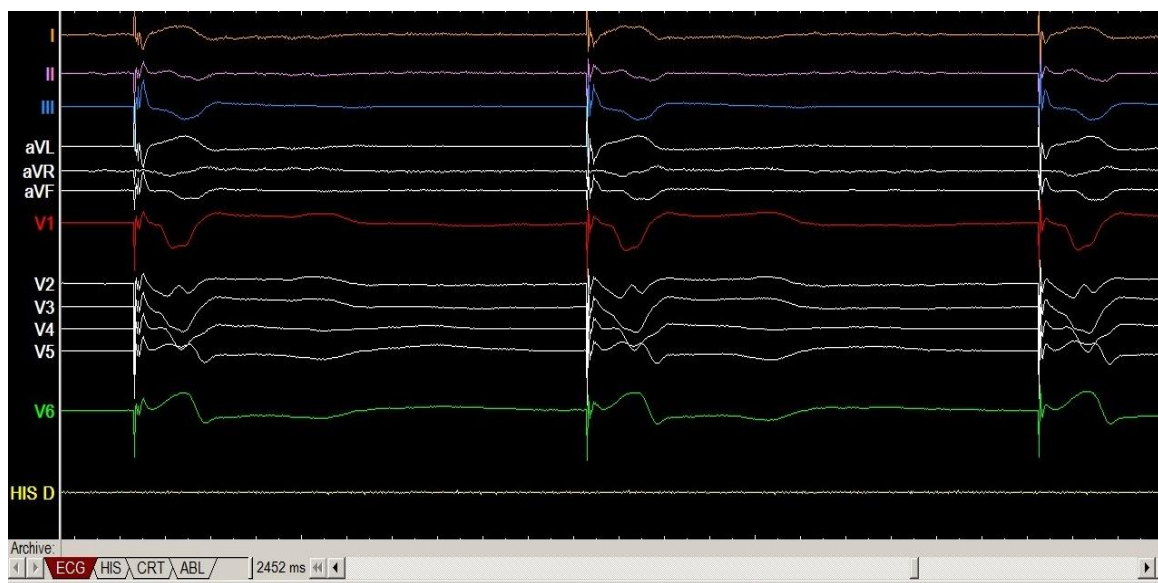


Figura 7. Estudio electrofisiológico en el que se aprecia la clásica morfología de QRS de la ERI de "W" en V1.

Por su lado, los hallazgos de ecocardiografía demostraron que la FEVI ($42\pm 12,2$ vs $50,2\pm 7,1\%$), el *strain* longitudinal ($-12\pm 4,71$ vs $-15\pm 3,4$) y el TAPSE ($16,6\pm 3,2$ vs $19,3\pm 3,8$) aumentaron significativamente tras el implante, mientras el tiempo de dispersión mecánica del VI ($94,2\pm 51,2$ vs $76,05\pm 40,2$) se disminuyó. En el análisis por grupos, en los pacientes con FEVI conservada previa, la ERI no alteró de forma significativa los parámetros de función ventricular, mientras que sí la mejoró en aquellos que partían de FEVI reducida ($p<0,001$).

Las tablas 1 y 2 recogen los hallazgos más importantes del análisis.

Tabla 1. Características epidemiológicas de los pacientes. FG: Filtrado Glomerular, TAVI: implante transcatóter de válvula aórtica FA: fibrilación auricular, ECG: electrocardiograma, BAV: bloqueo aurículo-ventricular, NAV: nodo aurículo-ventricular, TRC: terapia de resincronización cardiaca. FEVI: Fracción de Eyección del ventrículo izquierdo. RIQ: rango intercuartílico.

CARACTERÍSTICAS EPIDEMIOLÓGICAS DE LOS PACIENTES	
Edad mediana, años (RIQ)	75 (69,25 - 77,5)
Sexo masculino, <i>n</i>	12 (60%)
Hipertensión arterial, <i>n</i>	18 (90%)
Dislipemia, <i>n</i>	17 (85%)
Diabetes	13 (65%)
Insuficiencia renal crónica (FG<60 ml/min/1.73m ² , <i>n</i>)	10 (50%)
Tabaquismo, <i>n</i>	1 (5%)
Extabaquismo, <i>n</i>	9 (45%)
Cardiopatía, <i>n</i>	
• TAVI	1 (5%)
• Miocardiopatía dilatada no isquémica	6 (30%)
• Enfermedad coronaria (revascularización percutánea o quirúrgica)	9 (45%)
• Cicatriz por ecocardiograma	4 (20%)
• Enfermedad valvular severa o prótesis valvular	3 15%)
• FA	13 (65%)

ECG pre-implante, <i>n</i>	
• QRS estrecho	8 (40%)
• Bloqueo de rama derecha	3 (15%)
• Bloqueo de rama izquierda	4 (20%)
• Trastorno de la conducción intraventricular	2 (10%)
• Ritmo de marcapasos	3 (15%)
Motivo del implante, <i>n</i>	
• BAV permanente	4 (20%)
• Ablación NAV por taquimiocardiopatía inducida por FA	7 (35%)
• FA bloqueada	1 (5%)
• Intención de TRC	8 (40%)
• Por disfunción mediada marcapasos previo	3 (15%)
Disfunción ventricular (FEVI<55% por Simpson), <i>n</i>	14 (70%)

Tabla 2. Parámetros del implante y comparativa electro y ecocardiográfica pre y post implante. A4C: apical 4 cámaras. PDA: Producto Dosis Área. electrocardiográficos pre y post implante de electrodo de estimulación en rama izquierda. DE: desviación estándar. DTDVI: diámetro telediastólico del ventrículo izquierdo. TAPSE: excursión sistólica del anillo tricuspídeo. PAPs: presión arterial pulmonar sistólica. SLG: strain longitudinal Global. TDMVI: tiempo de dispersión mecánica del ventrículo izquierdo. NS: No significativo.

PARÁMETROS RELACIONADOS CON EL IMPLANTE DEL ELECTRODO EN RAMA IZQUIERDA	
Estímulo – RV6, <i>ms (media ± DE)</i>	63,7 ± 10,4
Estímulo – RV5, <i>ms (media ± DE)</i>	61,7 ± 10,1
[(Estímulo – RV6) - (Estímulo – RV1)], <i>ms (media ± DE)</i>	54,3 ± 22,7
Morfología QRS en V1, <i>n</i>	
• Qr	10 (50%)
• QR	3 (15%)
• qR	3 (15%)

• Rs	1 (5%)
• RS	3 (15%)
Distancia electrodo a tricúspide (A4C), <i>mm (media ± DE)</i>	19,1 ± 2,9
Profundidad del electrodo en el septo (A4C), <i>mm (media ± DE)</i>	0,98 ± 0,15
Sensado, <i>mV (media ± DE)</i>	10,4 ± 5,6
Impedancia, <i>ohm (media ± DE)</i>	755 ± 267
Umbral, <i>V (media ± DE)</i>	0,83 ± 0,3
Tiempo de escopia, <i>min (media ± DE)</i>	7,8 ± 8,6
PDA, <i>mGy/cm² (media ± DE)</i>	5258,4 ± 6759

PARÁMETROS ECO Y ELECTROCARDIOGRÁFICOS PRE Y POST IMPLANTE GLOBAL

	Pre - implante (<i>media ± DE</i>)	Post - implante (>6 meses) (<i>media ± DE</i>)	P valor
Electrocardiograma			
• Ancho QRS, <i>ms</i>	130 ± 29,9	112 ± 9,5	0,009
• Ratio R/Q en V1	0,3 ± 0,7	1,1 ± 1,1	0,015
• Eje QRS, °	- 6,2 ± 48	2,6 ± 49,3	NS
Ecocardiograma			
• DTDVI, <i>mm</i>	53,3 ± 5,4	52,1 ± 4,4	NS
• FEVI, %	42 ± 12,2	50,2 ± 7,1	<0,001
• TAPSE, <i>mm</i>	16,6 ± 3,2	19,3 ± 3,8	0,001
• PAPs, <i>mmHg</i>	40,4 ± 14,1	31,4 ± 8,6	0,013
• TAPSE/PAPs	0,46 ± 0,2	0,66 ± 0,2	<0,001
• SLG, %	-12 ± 4,71	-15 ± 3,4	0,004
• TDMVI, <i>ms</i>	94,2 ± 51,2	76,05 ± 40,2	0,036

COMPARATIVA VALORES ECOCARDIOGRÁFICOS EN FUNCIÓN DE LA FEVI PREVIA

	FEVI conservada basalmente			FEVI deprimida basalmente		
	Pre - implante (media ± DE)	Post - implante (media ± DE)	P valor	Pre - implante (media ± DE)	Post - implante (media ± DE)	P valor
FEVI, %	57,8 ± 4,1	57,5 ± 4,1	NS	36,6 ± 9,2	48,3 ± 5,8	<0,001
SLG, %	-17,4 ± 2,5	-17,6 ± 1,6	NS	-10 ± 3,6	-14,4 ± 3,5	0,002
TDMVI, ms	50,6 ± 17,7	61 ± 27,4	NS	109,7 ± 50,4	81,4 ± 43,5	0,004
TAPSE, mm	18,1 ± 3	19,8 ± 3,2	NS	16,1 ± 3,2	19,4 ± 4,1	0,002

6. DISCUSIÓN

La estimulación ventricular derecha convencional (EVD) tiene como indicación clásica el tratamiento de la bradicardia causada por diversas etiologías. Sin embargo, la EVD a largo plazo puede afectar negativamente la electromecánica cardiaca y empeorar el pronóstico. Esto se refleja al general una mecánica ventricular asíncrona, produciendo un remodelado patológico de cavidades y un mayor riesgo de ingreso por insuficiencia cardiaca y fibrilación auricular. Por lo tanto, el fenómeno de deterioro de la función cardiaca causado por la estimulación ventricular derecha plantea preocupaciones sobre el sitio de estimulación en el marcapasos permanente (27).

En lo que respecta a la TRC, ésta mejora la calidad de vida y la supervivencia en pacientes seleccionados con insuficiencia cardiaca, al sincronizar la conducción/contracción intraventricular y fomentar la remodelación inversa (28). Por lo tanto, las guías actuales recomiendan la TRC en pacientes con FEVI < 35% sintomáticos y con QRS prolongado a pesar del tratamiento médico óptimo (25). Se ha planteado la hipótesis de que la remodelación inversa asociada a la TRC podría reducir el riesgo de arritmias ventriculares y, por ende, contribuir a la reducción en el riesgo de muerte súbita cardiaca (28).

La configuración estándar de los sistemas de terapia de resincronización cardiaca consta de un electrodo implantado en el VD y otro colocado sobre la pared libre del

ventrículo izquierdo a través de un tributario del seno coronario, siendo esta la forma de estimulación biventricular (EBV) clásica. La TRC EBV es no fisiológica, ya que fusiona el frente de onda epicárdico del VI y el frente de onda endocárdico del VD desde el ápex, lo que deja cierto grado de disincronía. La respuesta a la TRC es variable incluso cuando el electrodo del VI se coloca en la posición anatómica óptima, lo que refleja la compleja interacción del sustrato miocárdico, la heterogeneidad de la activación de la onda ventricular y/o los cambios inducidos por la estimulación del VD en la activación del VI (8,21). Es por ello por lo que, a pesar del claro beneficio que ha proporcionado la TRC convencional a lo largo de los años, surgen nuevas formas de estimulación ventricular.

La estimulación del haz de His (EHH) activa el sistema His-Purkinje y restaura la activación fisiológica de los ventrículos. En términos generales, existen dos formas de estimulación de His: la estimulación selectiva y la estimulación no selectiva, en la que se capturan tanto el haz de His como sus tejidos ventriculares circundantes. Existe evidencia de que, en comparación con la EBV, la EHH logra un QRS promedio más estrecho, aumento de la FEVI y disminución del volumen telesistólico (29,30). Estos datos revelan que la EHH es equivalente o incluso superior a la EBV en algunos casos.

Por su parte, la estimulación en rama izquierda - en la que se basa este estudio - ha demostrado ser efectiva a corto plazo. En un metanálisis actual (compuesto por 6 estudios y datos de 174 pacientes), resultó en un QRS más estrecho y una FEVI aumentada en comparación con el valor basal (31).

Comparando, por último, ambas formas de estimulación fisiológica (EF) entre sí y con respecto a la EBV, éstas provocan una mejora similar en la FEVI y la clase funcional de la New York Heart Association (NYHA) después del seguimiento de 1 año, siendo esta significativamente mayor que la de la EBV [30]. En un metaanálisis que incluyó 5 estudios y 716 pacientes (27) se describió que la ERI produce una mejoría significativa en las amplitudes de la onda R, umbral de estimulación, tiempo de fluoroscopia y de procedimiento, y de tasa de éxito. No obstante, las complicaciones y la amplitud del QRS fueron mayores en el grupo de ERI que en EHH, pero no fueron estadísticamente significativas.

En las tablas 3 (25) y 4 (32) anexadas al final de este trabajo se exponen las diferentes ventajas e inconvenientes de los diferentes sistemas de estimulación ventricular y los

resultados de diferentes estudios aleatorizados y controlados sobre los sistemas de EF, respectivamente.

Nuestra línea de estudio acopla parámetros eléctricos y de imagen de una forma novedosa, no sólo al integrar hallazgos ecocardiográficos con hallazgos electrocardiográficos, sino también valorando la función de ambos ventrículos tanto de forma aislada como conjugada. La mayoría de los estudios actuales en este campo se limitan, fundamentalmente, a valorar únicamente la respuesta del VI. No obstante, existe evidencia (33) de que el acoplamiento entre el VD y la circulación pulmonar, utilizando parámetros de la función sistólica del VD como la presión sistólica pulmonar, TAPSE/PAPs y la deformación (*strain*) longitudinal del VD/PAPs, tiene valor pronóstico en pacientes con disfunción sistólica del ventrículo izquierdo con FEVI reducida. Si bien la morfología del ECG durante la ERI puede presentar morfología de BRD, el QRS es más estrecho que en pacientes con BRD completo, lo que sugiere que la ERI recluta cierta cantidad de fibras de la RD (34). Esto es acorde con la mejoría observada en nuestros pacientes de los parámetros nombrados previamente y del ratio R/Q en V1, que valida la teoría de que la ERI es capaz de estimular de forma retrógrada la RD y disminuir la longitud del QRS por una mejora de la sincronización biventricular en pacientes con conducción retrógrada intacta (35).

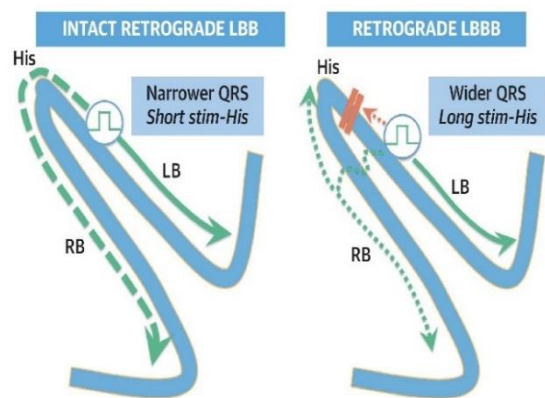


Figura 8. Representación esquemática de la conducción retrógrada en la activación de la RI. Los pacientes con buena conducción retrógrada presentarán un QRS más estrecho debido a la sincronización y la activación más precoz de la RD (35).

Por su parte, la duración del QRS ha sido históricamente el principal indicador de la disincronía mecánica para determinar la inclusión en los ensayos controlados aleatorios de TRC, pues su reducción se asocia a menor mortalidad y mejor clase funcional. Varios metaanálisis (36,37) apoyan la observación de que la duración del QRS es un factor importante en la determinación de la respuesta a TRC y un indicador útil de la disincronía electromecánica. En ello radica la relevancia de la mejoría significativa de este valor en nuestra muestra.

En lo que respecta a la FEVI, ésta juega un papel importante en la evaluación de la gravedad de una disminución en la función sistólica del corazón, siendo un poderoso predictor de mortalidad cardíaca. Se ha demostrado una reducción significativa en la muerte súbita cardíaca y la mortalidad por todas las causas después de la colocación de un DAI en pacientes con infarto de miocardio previo y una FEVI < 30%. Valores de FEVI más altos se asocian con una disminución lineal en la mortalidad hasta una FEVI del 45% en pacientes con IC; los aumentos por encima del 45% no se asocian con una disminución adicional en la mortalidad (36). No obstante, se debe interpretar la FEVI en su contexto y ajustar dicha interpretación en base a la edad, clase funcional, filtrado glomerular, hipertensión y la historia de cardiopatía isquémica. Por ejemplo, en el estudio CHARM (38), se concluye que una FEVI de 40% de un paciente diabético equivale a una FEVI de 25% de un paciente no diabético. Además, cualquier deformación de las fibras cardíacas puede provocar cambios en la FEVI, pero las pruebas de imagen volumétricas no son capaces de diferenciar la función de estas por separado. Las fibras circunferenciales pueden compensar inicialmente la reducción de las fibras longitudinales (como, por ejemplo, en corazones hipertróficos), y aumentar la FEVI, a pesar de que pueda existir una disincronía importante (39).

Es por ello por lo que, además de valorar la FEVI, enfatizamos la importancia de las características epidemiológicas de nuestros pacientes, y medimos parámetros como el *strain* longitudinal y la TDMVI, que permiten no evaluar únicamente la función de bombeo cardíaca, sino también la disincronía. Una sincronización más extensa del *strain* longitudinal del VI, como la evidenciada en nuestra muestra, se ha asociado con una mejor capacidad funcional NYHA después de la TRC (1).

En el grupo de FEVI conservada basal, los resultados de nuestro estudio no muestran cambios estadísticamente significativos de los parámetros evaluados, lo que refuerza que la ERI no tiene un efecto perjudicial en nuestros pacientes. Además, en un estudio realizado en pacientes con fibrilación auricular dependiente de marcapasos (36), en pacientes sintomáticos con IC y FEVI preservada con ERI, el diámetro telediastólico del ventrículo izquierdo (DTDVI) y el QRS se redujeron, mejoró la clase funcional NYHA, y se pudo disminuir la dosis o suspender diuréticos en el 70% de los participantes. Esto, junto con los datos de nuestro estudio, sugiere que la ERI no modificaría la FEVI en pacientes con buena función basal, pero sí podría contribuir a mejorar la función ventricular, además de la mejoría esperable al eliminar el componente de taquimiocardiopatía.

En cuanto a perspectivas futuras, la viabilidad y eficacia de la ERI la propone como posible modalidad de primera elección desde que existan más estudios que la avalen. Recientemente, se ha descrito la factibilidad de la EF combinada con la ablación total del nodo AV. Un estudio retrospectivo que comparó los resultados en pacientes con FA e IC que se sometieron a EF (n=37) versus EBV (n=13) y posterior ablación del nodo AV, reveló que la clase funcional de la NYHA mejoró en el grupo de EF independientemente del tipo (ERI o EHH), pero no en el grupo EBV. Además, la FEVI mejoró en el grupo de EF, y no en el grupo de EBV (32).

En palabras de la Sociedad Europea de Cardiología (25), “es muy probable que [...] desempeñe un papel cada vez más importante en el futuro y deban revisarse las recomendaciones actuales cuando se publique evidencia más firme sobre su seguridad y su eficacia.” En definitiva, la ERI surge como una alternativa fisiológica a la estimulación convencional, que ha demostrado mejorar la función ventricular, la mecánica contráctil y el acoplamiento electromecánico, tanto en el grueso de estudios realizados mundialmente como en nuestra modesta muestra de pacientes; apreciable, en nuestro caso, a través de la mejora significativa de parámetros electrocardiográficos y ecocardiográficos.

7. DIFICULTADES Y LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En primer lugar, es preciso mencionar el diseño y el tamaño muestral del estudio. Debido a que la estimulación en rama izquierda es un procedimiento de reciente creación y desarrollo, junto con los criterios de inclusión estrictos de nuestro estudio (principalmente, el criterio de estimulación ventricular $\geq 99\%$, con el que asumimos que los hallazgos de las ecografías postimplante se corresponden con respuesta ventricular estimulada), la disponibilidad de pacientes que cumplieren los requisitos fue limitada. Esto supone desdeñar a un grueso de pacientes con porcentaje de estimulación menor, por lo que existe riesgo de que la muestra escogida no sea representativa del total de pacientes portadores de ERI y, por tanto, limite esto en cierta medida la validez externa del estudio - especialmente en el análisis en función de la FEVI previa, en el que el grupo de FEVI conservada solo analiza 6 pacientes. Además, se trata de un estudio retrospectivo observacional que valora el impacto de una sola intervención terapéutica, por lo que sería interesante realizar estudios prospectivos y aleatorizados comparando el impacto de las diferentes formas de terapia de resincronización cardiaca entre sí. El enmascaramiento

sería difícilmente realizable, teniendo en cuenta que las técnicas de implantación y el seguimiento de los dispositivos son muy diferentes entre sí.

Por otro lado, nuestro estudio se basa en una población en la que se ha realizado ERI, sin realizar distinción sobre si la captura es selectiva o de área. Quizás, en un futuro en el que se disponga de una muestra más amplia, sería interesante comparar los parámetros de nuestros pacientes en función de la selectividad de captura que presenten.

Por último, es cierto que, al realizar las mediciones de ciertos parámetros de manera manual sobre las ecocardiografías, electrocardiogramas y estudios electrofisiológicos, existe una inevitable variabilidad interobservador que debe ser mencionada. No obstante, la experiencia clínica, la pluralidad y las puestas en común del equipo investigador, así como la rigurosidad al realizar dichas mediciones, minimizan este sesgo. Si bien es cierto que hubiese sido interesante valorar más parámetros de acoplamiento interventricular, esto no fue posible debido a la naturaleza retrospectiva del estudio y no disponer de planos ecocardiográficos en todos los pacientes en los que estos parámetros fuesen valorables.

8. CONCLUSIONES

La ERI mejora la función biventricular, la sincronía cardíaca y los parámetros electromecánicos en nuestros pacientes que partían de FEVI reducida, sin suponer un impacto negativo en aquellos con FEVI preservada basal, gracias a la captura del sistema de excitación y la contracción cardíaca fisiológica que propicia. Se presenta como una alternativa tanto a los modelos de estimulación ventricular derecha convencional como a la terapia de resincronización cardíaca convencional; no obstante, a pesar de ser una técnica prometedora, estudios de su viabilidad a largo plazo y caracterización de la respuesta en los diferentes perfiles de pacientes son necesarios para poder implantarla como modalidad de terapia de estimulación ventricular de primera elección.

9. QUÉ HE APRENDIDO EN ESTE TFG

El TFG ha supuesto para mí una experiencia reveladora de la investigación. En primer lugar, he sido capaz de profundizar en un tema de estudio complejo, así como

obtener mi primera comunicación en un congreso nacional de una subespecialidad que se encuadra dentro de una especialidad médica de la que no soy especialista. Esto me brinda especial orgullo y considero importante recalcarlo. Para ello, he tenido que aprender a filtrar y analizar críticamente la literatura científica, y posteriormente aplicar el conocimiento adquirido en mi propio trabajo de investigación. Considero que he desarrollado habilidades en la planificación, diseño y ejecución de un proyecto de investigación, así como en la redacción científica. He reforzado y ampliado mi conocimiento en ecocardiografía y electrocardiografía y he conseguido aplicar a mi estudio el uso de sistemas de inteligencia artificial. Por otro lado, he desarrollado - quizás un poco a la fuerza - habilidades de gestión del tiempo, organización y planificación. También he aprendido lo excitante que puede ser trabajar duro cuando se hace con el equipo correcto.

En resumen, el TFG me ha permitido adentrarme en el mundo de la investigación, y me ha preparado para poder afrontar nuevos proyectos con experiencia, ilusión y conocimiento.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Liu P, Wang Q, Sun H, Qin X, Zheng Q. Left Bundle Branch Pacing: Current Knowledge and Future Prospects. *Front Cardiovasc Med*. 23 de marzo de 2021;8.
2. Trainini J, Mora Llabata V, Lowenstein J, Beraudo M, Wernicke M, Trainini A. La teoría de la banda miocárdica. Nuevos descubrimientos que apoyan el complejo mecanismo de torsión miocárdica. *Revista de ecocardiografía práctica y otras técnicas de imagen cardíaca*. marzo de 2020;3(1):14-8.
3. Sengupta PP, Krishnamoorthy VK, Korinek J, Narula J, Vannan MA, Lester SJ, et al. Left Ventricular Form and Function Revisited: Applied Translational Science to Cardiovascular Ultrasound Imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*. mayo de 2007;20(5):539-51.
4. Cardiac conduction system [Internet]. Wikimedia Foundation; 2023 [citado el 09/05/2023]. Disponible en: https://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_conduction_system .
5. Joseph Heidenreich, MD. Diagnóstico y tratamiento en medicina de urgencias, 7e Capítulo 35: Arritmias cardíacas. Accedido el 09/05/2023 a través de AccesMedicina, con acceso provisto por la ULL. .
6. Tan NY, Witt CM, Oh JK, Cha YM. Left Bundle Branch Block. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. abril de 2020;13(4).

7. Zhang S, Zhou X, Gold MR. Left Bundle Branch Pacing. *J Am Coll Cardiol*. diciembre de 2019;74(24):3039-49.
8. Hua J, Kong Q, Chen Q. Alternative pacing strategies for optimal cardiac resynchronization therapy. *Front Cardiovasc Med*. 27 de septiembre de 2022;9.
9. Huang W, Su L, Wu S, Xu L, Xiao F, Zhou X, et al. A Novel Pacing Strategy With Low and Stable Output: Pacing the Left Bundle Branch Immediately Beyond the Conduction Block. *Canadian Journal of Cardiology*. diciembre de 2017;33(12):1736.e1-1736.e3.
10. Reddy VY, Miller MA, Neuzil P, Søgaard P, Butter C, Seifert M, et al. Cardiac Resynchronization Therapy With Wireless Left Ventricular Endocardial Pacing. *J Am Coll Cardiol*. mayo de 2017;69(17):2119-29.
11. Mirolo A, Chaumont C, Auquier N, Savoure A, Godin B, Vandeveldel F, et al. Left bundle branch area pacing in patients with baseline narrow, left, or right bundle branch block QRS patterns: insights into electrocardiographic and echocardiographic features. *EP Europace*. 16 de febrero de 2023;25(2):526-35.
12. Kawagishi T. Speckle Tracking for Assessment of Cardiac Motion and Dyssynchrony. *Echocardiography*. 23 de octubre de 2008;25(10):1167-71.
13. Romo Peñas E, Ruiz Ortiz M, Mesa Rubio MD, Delgado Ortega M, Castillo Domínguez JC, López Granados A, et al. Utilidad de las técnicas ecocardiográficas emergentes (speckle tracking y ecocardiografía tridimensional) en el manejo de pacientes con indicación de terapia de resincronización cardíaca. *Cardiocre*. octubre de 2011;46(4):e60-2.
14. Natalia Reborido, Gabriel Parma, Sofía Noria, Andrea Schiavone, Alba Bonelli, Ricardo Lluberas. Strain bidimensional para detección precoz de disfunción sistólica del ventrículo izquierdo inducida por agentes quimioterápicos. *Revista Uruguaya de Cardiología*. 2016;
15. Abou R, van der Bijl P, Bax JJ, Delgado V. Global longitudinal strain: clinical use and prognostic implications in contemporary practice. *Heart*. septiembre de 2020;106(18):1438-44.
16. Lopez N, Escobar CI, López Francisco DL, Fernández Ricardo FG. Función longitudinal del ventrículo derecho estimada por el desplazamiento sistólico del anillo tricúspide (TAPSE) en 557 pacientes sanos. *Revista Colombiana de Cardiología*. 2012;281-6.
17. Desai AS MM. Insuficiencia cardíaca: tratamiento. En: *Harrison Principios de Medicina Interna*. 21.^a ed. McGraw Hill; 2022.

18. Katbeh A, Van Camp G, Barbato E, Galderisi M, Trimarco B, Bartunek J, et al. Cardiac Resynchronization Therapy Optimization: A Comprehensive Approach. *Cardiology*. 2019;142(2):116-28.
19. Exner D V., Auricchio A, Singh JP. Contemporary and future trends in cardiac resynchronization therapy to enhance response. *Heart Rhythm*. Agosto de 2012;9(8):S27-35.
20. Daubert C, Behar N, Martins RP, Mabo P, Leclercq C. Avoiding non-responders to cardiac resynchronization therapy: a practical guide. *Eur Heart J*. 1 de julio de 2016;ehw270.
21. O'Brien T, Park MS, Youn JC, Chung ES. The Past, Present and Future of Cardiac Resynchronization Therapy. *Korean Circ J*. 2019;49(5):384.
22. Deshmukh P, Casavant DA, Romanyshyn M, Anderson K. Permanent, Direct His-Bundle Pacing. *Circulation*. 29 de febrero de 2000;101(8):869-77.
23. Huang W, Chen X, Su L, Wu S, Xia X, Vijayaraman P. A beginner's guide to permanent left bundle branch pacing. *Heart Rhythm*. diciembre de 2019;16(12):1791-6.
24. Lustgarten DL, Crespo EM, Arkhipova-Jenkins I, Lobel R, Winget J, Koehler J, et al. His-bundle pacing versus biventricular pacing in cardiac resynchronization therapy patients: A crossover design comparison. *Heart Rhythm*. julio de 2015;12(7):1548-57.
25. Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, Michowitz Y, Auricchio A, Barbash IM, et al. Guía ESC 2021 sobre estimulación cardíaca y terapia de resincronización. *Rev Esp Cardiol*. mayo de 2022;75(5):430.e1-430.e86.
26. Zhang W, Huang J, Qi Y, Wang F, Guo L, Shi X, et al. Cardiac resynchronization therapy by left bundle branch area pacing in patients with heart failure and left bundle branch block. *Heart Rhythm*. diciembre de 2019;16(12):1783-90.
27. Peng X, Chen Y, Wang X, Hu A, Li X. Safety and efficacy of His-bundle pacing/left bundle branch area pacing versus right ventricular pacing: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*. 21 de diciembre de 2021;62(3):445-59.
28. Schrage B, Lund LH, Melin M, Benson L, Uijl A, Dahlström U, et al. Cardiac resynchronization therapy with or without defibrillator in patients with heart failure. *EP Europace*. 4 de enero de 2022;24(1):48-57.
29. Upadhyay GA, Vijayaraman P, Nayak HM, Verma N, Dandamudi G, Sharma PS, et al. On-treatment comparison between corrective His bundle pacing and biventricular

- pacing for cardiac resynchronization: A secondary analysis of the His-SYNC Pilot Trial. *Heart Rhythm*. diciembre de 2019;16(12):1797-807.
30. Vinther M, Risum N, Svendsen JH, Møgelvang R, Philbert BT. A Randomized Trial of His Pacing Versus Biventricular Pacing in Symptomatic HF Patients With Left Bundle Branch Block (His-Alternative). *JACC Clin Electrophysiol*. noviembre de 2021;7(11):1422-32.
 31. Zhong C, Xu W, Shi S, Zhou X, Zhu Z. Left bundle branch pacing for cardiac resynchronization therapy: A systematic literature review and meta-analysis. *Pacing and Clinical Electrophysiology*. marzo de 2021;44(3):497-505.
 32. Ballantyne BA, Chew DS, Vandenberg B. Paradigm Shifts in Cardiac Pacing: Where Have We Been and What Lies Ahead? *J Clin Med*. 18 de abril de 2023;12(8):2938.
 33. Deaconu S, Deaconu A, Scarlatescu A, Petre I, Onciul S, Vijiac A, et al. Ratio between Right Ventricular Longitudinal Strain and Pulmonary Arterial Systolic Pressure: Novel Prognostic Parameter in Patients Undergoing Cardiac Resynchronization Therapy. *J Clin Med*. 31 de mayo de 2021;10(11):2442.
 34. Chen K, Li Y, Dai Y, Sun Q, Luo B, Li C, et al. Comparison of electrocardiogram characteristics and pacing parameters between left bundle branch pacing and right ventricular pacing in patients receiving pacemaker therapy. *EP Europace*. 1 de abril de 2019;21(4):673-80.
 35. Sun W, Upadhyay GA, Tung R. Influence of Capture Selectivity and Left Intrahisian Block on QRS Characteristics During Left Bundle Branch Pacing. *JACC Clin Electrophysiol*. mayo de 2022;8(5):635-47.
 36. Kosaraju A, Goyal A, Grigorova Y, Makaryus AN. Left Ventricular Ejection Fraction. 2023.
 37. Sipahi I. Impact of QRS Duration on Clinical Event Reduction With Cardiac Resynchronization Therapy. *Arch Intern Med*. 12 de septiembre de 2011;171(16):1454.
 38. Shah AM, Uno H, Køber L, Velazquez EJ, Maggioni AP, MacDonald MR, et al. The inter-relationship of diabetes and left ventricular systolic function on outcome after high-risk myocardial infarction. *Eur J Heart Fail*. 13 de noviembre de 2010;12(11):1229-37.
 39. Cikes M, Solomon SD. Beyond ejection fraction: an integrative approach for assessment of cardiac structure and function in heart failure. *Eur Heart J*. 1 de junio de 2016;37(21):1642-50.

ANEXO

Tabla 3. Beneficios y perjuicios de las diferentes formas de estimulación cardiaca. Adaptación de tabla 12 de material adicional de las Guías de 2021 de TRC de la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) (25)

Estimulación convencional	<ul style="list-style-type: none"> ● Nivel de experiencia elevado ● Evidencia sólida de seguridad y eficacia ● Técnica fácilmente implementable con curva de aprendizaje corta ● No necesaria la monitorización electrofisiológica intraoperatoria ● Uso de cables estándar ● Indicaciones de acción claras ante realización de pruebas de imagen con RMN ● Evidencia abundante en extracción de cable
	<ul style="list-style-type: none"> ● Estimulación no fisiológica con potencial efecto deletéreo en función cardiaca a largo plazo ● Posible perforación de la pared libre ventricular
Estimulación hisiana	<ul style="list-style-type: none"> ● Criterios de captura del haz de His bien definido ● Posibilidad de utilizar cables estándar ● Posibilidad de extracción demostrada ● Evidencia de eficacia y seguridad a corto plazo
	<ul style="list-style-type: none"> ● Área diana pequeña ● Curva de aprendizaje superior a la convencional ● Monitorización electrofisiológica intraoperatoria necesaria ● Umbral de captura elevado → vida media de batería corta

- Problemas de sensado - posibilidad de fenómeno de cross-talk
- Limitado a corrección de bloqueos proximales
- Revisión postoperatoria del cable necesaria
- Necesidad potencial de necesitar implante posterior de cables ventriculares
- Riesgo de compromiso de la función del cable tras ablación del nodo AV
- Indicaciones de acción no claras ante realización de pruebas de imagen con RMN (depende de programación)

- Mayor área diana que estimulación hisiana
- Mejor tasa de éxito en bloqueos proximales y potencial de corregir bloqueos distales futuros
- Umbral de captura bajo con buenos niveles de sensado
- Captura miocárdica regular → evita asistolia en caso de pérdida de captura de rama izquierda
- No riesgo de compromiso de función tras ablación del nodo AV

Estimulación de rama izquierda

- Mayor dificultad de demostrar el éxito de captura
- Resultados con patrón incompleto de bloqueo de rama derecha y, probablemente, menor sincronía eléctrica comparada con la estimulación en His (en especial en pacientes con QRS estrecho basal)
- Necesidad de sistema de monitorización electrofisiológica intraoperatorio
- Riesgo de perforación transeptal (durante y post implantación)
- Compleja en pacientes con cicatriz o hipertrofia septal
- Limitada evidencia de seguridad y eficacia
- Limitada evidencia del rendimiento a largo plazo
- Posibilidad de extracción a largo plazo no ha sido demostrada

Tabla 4 (32). Ensayos controlados aleatorios que evalúan los resultados de la estimulación del sistema de conducción. ms = milisegundos; CI= cardiomiopatía isquémica; V = voltios; min = minutos; mL = mililitros; EHH = estimulación del haz de His; ERI = estimulación de la rama izquierda del haz de His; BRI = bloqueo de rama izquierda; VTSI = volumen telesistólico del ventrículo izquierdo; LVAT = tiempo de activación de ventrículo izquierdo; NR = no reportado; HIC = hospitalización por insuficiencia cardiaca; CV = cardiovascular; BNP = péptido natriurético cerebral; * Requiere intervención; † Media del LVAT.

	His-SYNC	His-Alternative	LEVEL-AT	LBBP-RESYNC
Año de publicación	2019	2021	2022	2022
Tipo de estimulación estudiada	EHH	EHH	EHH, ERI	ERI
Número de pacientes	41	50	70	40
Edad	64 ± 13	63,8 ± 9	65,7 ± 9	63,7 ± 11
FEVI mediana (%)	28	30 ± 6	27 ± 7	28,3 ± 5
Seguimiento (meses)	6,2	6,0	6,0	6,0
Duración QRS al inicio (ms)	168 ± 18	165 ± 14	177 ± 21	174,6 ± 14
CI (%)	65,0	20,0	31,4	0,0
Umbral (V)	1,7	2,4 ± 1,6	1,0 ± 0,4	0,82 ± 0,20
Ancho de pulso (ms)	1,0	1,0	0,6 ± 0,3	0,5
Tiempo de procedimiento (min)	NR	137 ± 46	125 ± 35	129 ± 32
Complicaciones (%)	NR	0	11,4% *	NR
Dislocación del electrodo (%)	0	0	1	0
Cambio de duración de QRS (ms)	-28	-34	-53 ± 20	-43
Cambio de FEVI (%)	+9,1	+16 ± 7	+12,2 ± 9	+5,6
Cambio de VTSVI (mL)	NR	-53	-37 ± 59	-25
Cambio de LVAT (ms)	NR	NR	-28 ± 26	79,74 ± 9,94 †
Otros comentarios	No diferencias en hospitalización CV / mortalidad	---	No diferencias en mortalidad o en HIC	Niveles de BNP mejoran en ERI

GLOSARIO DE SIGLAS

BAV	Bloqueo Auriculoventricular
BRI	Bloqueo de Rama Izquierda
CHUNSC	Complejo Hospitalario Universitario Nuestra Señora de Candelaria
DAI	Desfibrilador Automático Implantable
DTDVI	Diámetro Telediastólico del Ventrículo Izquierdo
EBV	Estimulación Biventricular
ECG	Electrocardiograma
EF	Estimulación fisiológica
EHH	Estimulación en Haz de His
ERI	Estimulación en Rama Izquierda
ESC	Sociedad Europea de Cardiología (<i>European Society of Cardiology</i>)
EVD	Estimulación Ventricular Derecha
FA	Fibrilación Auricular
FEVI	Fracción de Eyección del Ventrículo Izquierdo
IC	Insuficiencia Cardíaca
mA	Miliamperios
mGy/cm ²	Microgreys por centímetro cuadrado
mm	Milímetros
mmHg	Milímetros de Mercurio
mV	Milivoltios
NAV	Nodo Auriculo-Ventricular
NYHA	New York Heart Association
PAPs	Presión Arterial Pulmonar sistólica
pLVAT	Pico de Activación Ventricular
RD	Rama Derecha
RI	Rama Izquierda
TAPSE	Excursión Sistólica del Anillo Tricuspidéico (<i>Tricuspid Annular Plain Systolic Excursion</i>)
TDMVI	Tiempo de Dispersión Mecánica del Ventrículo Izquierdo
V	Voltios
VD	Ventrículo Derecho
VI	Ventrículo Izquierdo
Ω	Ohmio