

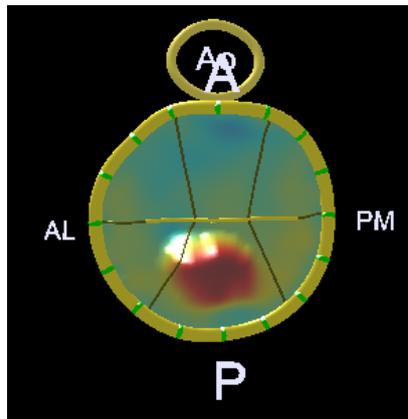


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CANTABRIA

**GRADO EN MEDICINA**  
**TRABAJO DE FIN DE GRADO**

**CARACTERIZACIÓN ANATÓMICA DEL PROLAPSO  
VALVULAR MITRAL CON ECOCARDIOGRAFÍA 3D  
TRANSESOFÁGICA.**

**ANATOMICAL CHARACTERIZATION OF MITRAL VALVE  
PROLAPSE WITH 3D TRANSESOPHAGEAL ECHOCARDIOGRAPHY.**



**Autor:** Dña. María González Gutiérrez.

**Director:** Dr. José Antonio Vázquez de Prada Tiffe.

**Santander, Junio 2017**



## Índice de contenidos

<b>1. Resumen.</b>	<b>5</b>
<b>Abstract.</b>	<b>6</b>
<b>2. Introducción.</b>	<b>7</b>
Insuficiencia mitral: importancia y prevalencia.	7
El aparato valvular mitral.	7
Etiología de la insuficiencia mitral.	11
Prolapso mitral: concepto y etiología.	12
Prolapso mitral: diagnóstico.	12
Histología del prolapso mitral.	13
Tratamiento quirúrgico del prolapso mitral.	14
La ecocardiografía tridimensional transesofágica en el diagnóstico del prolapso.	14
Reconstrucción morfológica tridimensional.	15
<b>3. Objetivos.</b>	<b>16</b>
<b>4. Material y métodos.</b>	<b>17</b>
Pacientes.	17
Criterios de Inclusión y exclusión.	17
Estudio ecocardiográfico.	17
Reconstrucción tridimensional de la válvula mitral.	18
Parámetros analizados.	20
Localización anatómica y cuantificación del prolapso.	20
Volumen Global del Prolapso.	21
Variabilidad intraobservador e interobservador.	22
Tiempo empleado en la elaboración de la reconstrucción tridimensional.	22
Análisis estadístico.	22
<b>5. Resultados.</b>	<b>23</b>
Anillo valvular.	23
Velos valvulares.	23
Prolapso valvular.	24
Resultados indexados.	26
Variabilidad.	27
Tiempo empleado en la elaboración de la reconstrucción tridimensional.	27
<b>6. Discusión.</b>	<b>28</b>
Reconstrucción tridimensional.	28
Subdivisión de los velos en segmentos.	29
Localización y cuantificación del prolapso valvular.	29
Indexado.	31
Resultados.	31
Limitaciones.	32
<b>7. Conclusiones.</b>	<b>34</b>
<b>8. Bibliografía.</b>	<b>35</b>
<b>9. Agradecimientos.</b>	<b>37</b>
<b>10. Anexos.</b>	<b>38</b>
Anexo 1.	38
Anexo 2.	44

<b>Parámetros del anillo.....</b>	<b>48</b>
<b>Ángulo aorto-mitral. ....</b>	<b>48</b>
<b>Coaptación valvular. ....</b>	<b>48</b>
<b>Área o superficie valvular. ....</b>	<b>49</b>
<b>Longitud y ángulos de los velos. ....</b>	<b>49</b>
<b>Volúmenes de los velos y sus segmentos.....</b>	<b>49</b>

## 1. Resumen.

Introducción: el **prolapso valvular** es una de las causas más frecuentes de **insuficiencia mitral**. La **ecocardiografía transesofágica tridimensional (ETE-3D)** permite valorar la complejidad y extensión de las lesiones valvulares y caracterizarlas con precisión.

Objetivos: caracterización anatómica y cuantificación del prolapso en una cohorte de pacientes del Hospital Valdecilla, con ETE-3D, empleando **software de reconstrucción 3D**.

Material y métodos: estudio retrospectivo, 30 pacientes con prolapso mitral por ETE-3D. Con software específico se realizó una reconstrucción tridimensional y se obtuvieron medidas del anillo, velos y prolapso. Para corregir algunas limitaciones inherentes a la cuantificación automática, se realizó una reinterpretación mediante corrección visual de los datos obtenidos. Se calculó el tiempo de interpretación, así como la variabilidad intra e inter-observador.

Resultados: El segmento P2 del velo posterior resultó el más afectado. La cuantificación automática precisó de ligeras correcciones visuales. El valor medio del **Volumen Global del Prolapso** fue 1,63 mL ( $\pm$  0,98 mL). La variabilidad intra e inter-observador fue 0,44% y 3,99% respectivamente. El tiempo medio de cuantificación fue 4 minutos.

Conclusiones: La ETE-3D y su análisis mediante software de reconstrucción automática es una técnica de gran utilidad para la evaluación clínica del prolapso valvular mitral. Es una técnica rápida y reproducible.

## Abstract.

Background: **Valvular prolapse** is one of the most frequent causes of **mitral insufficiency**. **Three-dimensional transesophageal echocardiography (TEE-3D)** allows for the assessment of the complexity and extent of valvular lesions and to characterize them accurately.

Objectives: Anatomic characterization and quantification of mitral prolapse in a cohort of patients at the Hospital Valdecilla, with TEE-3D, using **3D reconstruction software**.

Methods: retrospective study, 30 patients with mitral valve prolapse by TEE-3D. With specific software, a three-dimensional reconstruction was performed and measurements of the ring, leaflets and prolapse were obtained. To correct some limitations inherent to automatic quantification, an adjustment was made by visual correction of the obtained data. Interpretation time was calculated as well as intra- and inter-observer variability.

Results: The P2 segment of the posterior veil was the most frequently affected. Automatic quantification required slight visual corrections. The mean value of the **Global Prolapse Volume** was 1,63 mL (+/- 0,98 mL). The intra- and inter-observer variability was 0,44% and 3,99%, respectively. The mean time of quantification was 4 minutes.

Conclusions: TEE-3D and its analysis using automatic reconstruction software is a useful technique for the clinical evaluation of mitral valve prolapse. It is a fast and reproducible technique.

## 2. Introducción.

### Insuficiencia mitral: importancia y prevalencia.

La insuficiencia mitral es una patología cuya prevalencia ha aumentado de forma progresiva en los últimos años en los países occidentales, siendo insuficiencia mitral crónica orgánica la enfermedad valvular más común, concretamente aquella cuya etiología es degenerativa. La insuficiencia mitral moderada o grave afecta al 1,7% de la población general, y, dentro de subgrupos de edad, afecta al 6,4% de los individuos entre 65 y 74 años y al 9,3% de los mayores de 75 años. [5].

Se entiende por insuficiencia mitral a aquella alteración anatómica o funcional del aparato valvular mitral que consiguientemente produce un reflujo de sangre desde el ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda durante la sístole cardíaca. [1].

El aparato valvular mitral es una estructura compuesta por varios elementos independientes que han de funcionar de forma coordinada para garantizar la correcta función de la válvula mitral. Es por tanto un sistema complejo que ha de trabajar al unísono.

Dada la relativa complejidad de la válvula mitral, consideramos apropiado comentar brevemente las características estructurales y funcionales más relevantes del aparato valvular mitral antes de adentrarnos en su estudio y caracterización anatómica.

### El aparato valvular mitral.

El aparato valvular mitral está compuesto por cuatro entidades anatómicamente independientes, los velos mitrales anterior y posterior, las cuerdas tendinosas, los músculos papilares y el anillo mitral. [Imagen 1]. Una alteración en cualquiera de estas estructuras podría causar una insuficiencia valvular mitral.

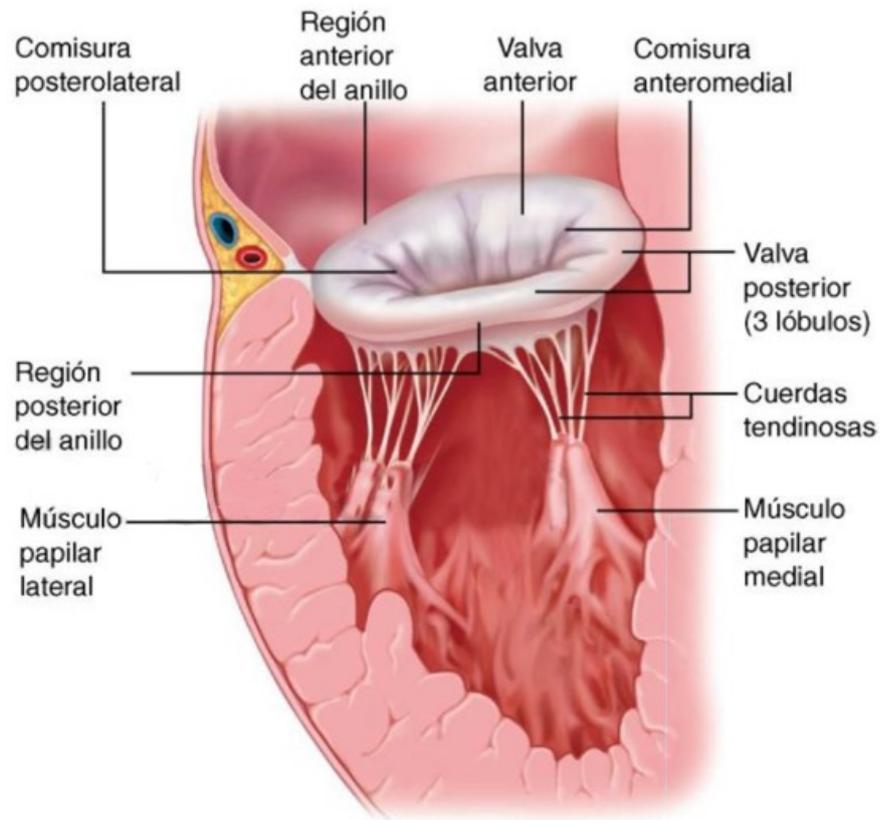


Imagen 1: Anatomía de la válvula mitral (Braunwald, E. (2016). Tratado de Cardiología [Figura 63-28]).

Cabe señalar la importancia del anillo mitral como elemento estructural clave del aparato valvular mitral. El anillo mitral normal tiene una morfología elíptica que tridimensionalmente se asemeja a una silla de montar, con dos puntos más bajos llamados trígonos y un punto más alto que es el segmento medio de la valva anterior. [2,5,15,16,17,19]. [Imagen 2].

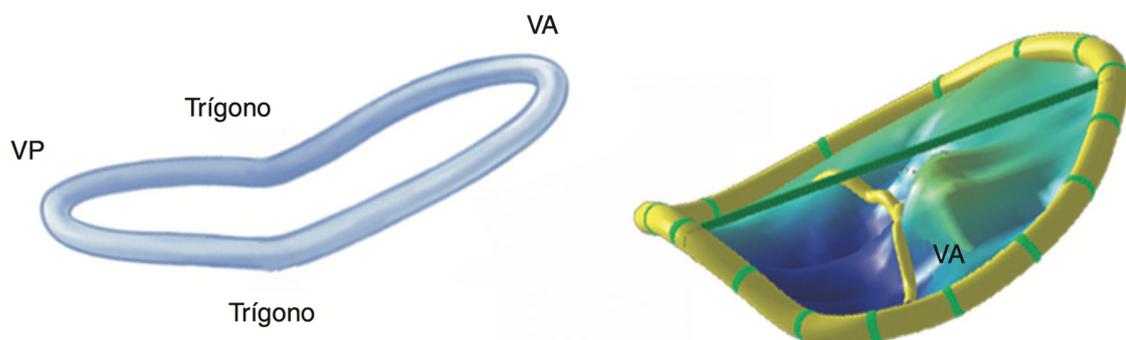
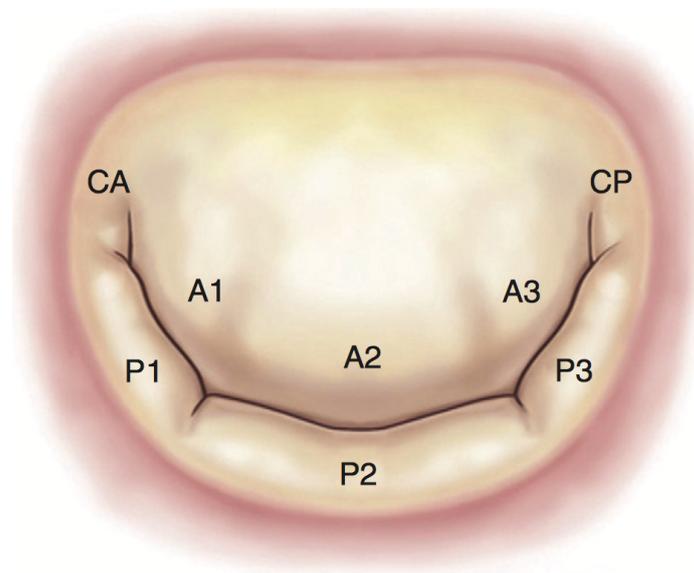


Imagen 2: Morfología en silla de montar del anillo valvular mitral. (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 1C, 1D]).

El aparato valvular mitral consta de dos velos o valvas denominados velo anterior y velo posterior, los cuales se encuentran separados por dos comisuras: comisura anterior y comisura posterior. En su parte más excéntrica, los velos se continúan con el anillo mitral, y en sus bordes libres, con el aparato subvalvular a través de las cuerdas tendinosas. [2,5].

Cada uno de los dos anillos se subdivide a su vez en segmentos, cada una en segmento medial, central y lateral, también llamados segmentos A1, A2 y A3 en el velo anterior y P1, P2 y P3 en el velo posterior. [2,5]. [Imagen 3].



**Imagen 3: Subdivisión de los velos anterior y posterior en segmentos. (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 1A]).**

Las cuerdas tendinosas son unas estructuras filamentosas compuestas por tejido fibroso que unen la superficie ventricular y el borde libre de los velos con los músculos papilares y con la pared posterior del ventrículo izquierdo. En torno a 25 cuerdas tendinosas primarias se originan en los músculos papilares y se subdividen progresivamente, originando las cuerdas tendinosas secundarias, para insertarse en los velos. [2,5].

Según en punto de inserción de las cuerdas tendinosas entre el borde libre y la base de los velos, distinguimos cuerdas tendinosas marginales que se insertan en el borde libre de los velos cuya función es evitar el prolapso de los velos las cuales estarán por tanto implicadas en la fisiopatogenia del prolapso mitral, que es el tema de estudio de este trabajo; las cuerdas intermedias o secundarias que se insertan en la cara ventricular de los velos y su función es reducir el exceso de tensión en la válvula; y las cuerdas basales o terciarias que se hayan solamente en el velo posterior conectando su base y la porción posterior del anillo mitral con los músculos papilares. [2,5]. [Imagen 4].

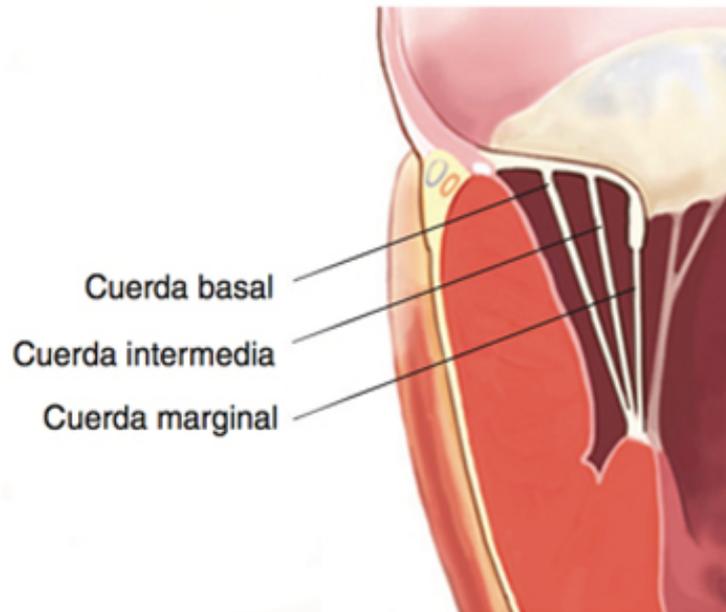


Imagen 4: Cuerdas tendinosas. (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 2]).

En cuanto a los músculos papilares, existen dos grupos organizados de músculos papilares cuyo nombre depende de su posición con respecto a las comisuras, tenemos así el músculo papilar anterolateral y el posteromedial o posteroinferior. [2,5]. [Imagen 5].

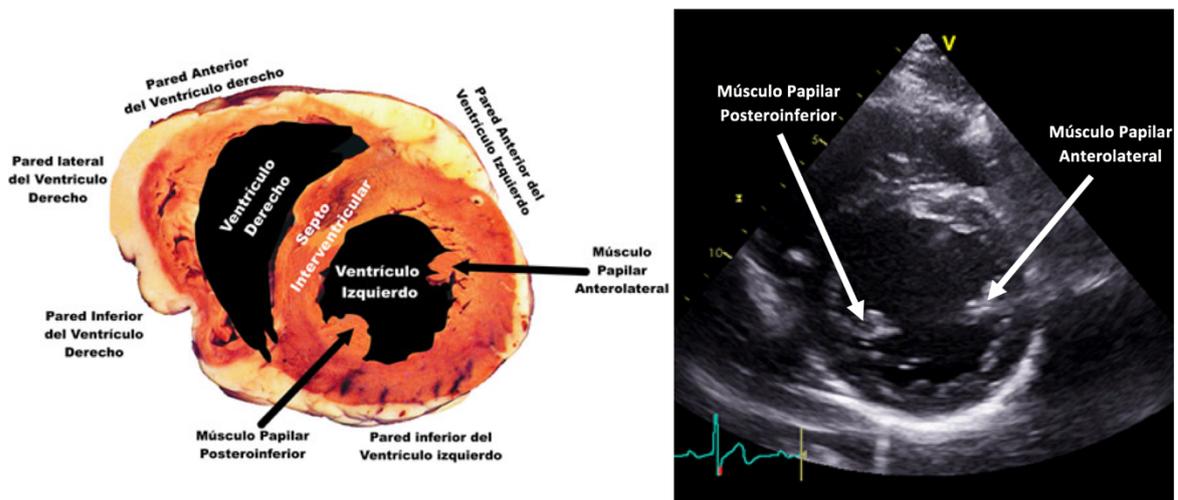


Imagen 5: Músculos papilares, izquierda esquema anatómico, derecha imagen ecocardiografía (proyección paraesternal, eje corto). Imagen izquierda: Modificado de Riera, P. A. et al. (2011). El bloqueo de la división anteromedial de la rama izquierda del haz de His. Desafiando el paradigma [Figura 1]; Imagen derecha: Modificado de Ecografía Cardíaca (2016). Ventana paraesternal [Figura 1].

## Etiología de la insuficiencia mitral.

Dentro de las causas etiológicas de la insuficiencia valvular mitral tenemos el prolapso valvular mitral, la cardiopatía isquémica y la reumática, la endocarditis infecciosa, las miocardiopatías y la calcificación anular, entre otras entidades menos frecuentes; sin embargo, de todas ellas la más importante, por su frecuencia, es el prolapso valvular mitral. [2]. [Tabla 1].

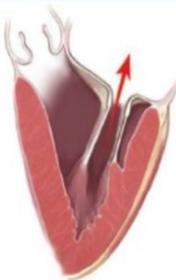
<i>Distinción</i>	<i>Vista ventricular</i>	<i>Vista auricular</i>	<i>Trastorno etiológico</i>
<b>Tipo I</b> Movimiento normal de la valva			Miocardiopatía isquémica Miocardiopatía dilatada Endocarditis Congénita
<b>Tipo II</b> Movimiento aumentado de la valva (prolapso de la valva)			Enfermedades degenerativas Deficiencia fibroelástica Síndrome de Marfan Forma frustrada de Barlow Enfermedad de Barlow
<b>Tipo IIIA</b> Movimiento restringido de la valva (restricción a la apertura)			Endocarditis Enfermedad reumática Traumatismos Miocardiopatía isquémica Síndrome de Ehlers-Danlos
<b>Tipo IIIB</b> Movimiento restringido de la valva (restricción al cierre)			Miocardiopatía isquémica Miocardiopatía dilatada

Tabla 1: Sistema fisiopatológico de la insuficiencia mitral y etiología (Braunwald, E. (2016). Tratado de Cardiología [Figura 63-29]).

## Prolapso mitral: concepto y etiología.

Como ya se ha comentado, dentro de las causas de la insuficiencia mitral, una de las etiologías más importantes es la degeneración fibroelástica como sustrato del prolapso mitral, que es el objeto de estudio del presente trabajo. Por ello, antes de profundizar en los objetivos, consideramos importante comentar brevemente algunos aspectos importantes sobre el prolapso mitral como entidad fisiopatológica.

Se entiende por prolapso valvular mitral a una degeneración histológica del tejido que compone la válvula y que provoca el desplazamiento de uno o ambos velos hacia la aurícula izquierda, pudiendo condicionar o no una insuficiencia mitral de forma secundaria. [3,9].

El prolapso valvular mitral es en la mayor parte de los casos, un trastorno primario de la válvula conocido como enfermedad orgánica, y que aparece sin asociación a otras enfermedades. Existen también cuadros sindrómicos que se asocian con una alta prevalencia, hasta el 90%, al prolapso valvular mitral, como el Síndrome de Marfan, el Síndrome de Ehlers-Danlos, o la osteogénesis imperfecta entre otros. y puede ser familiar o no. [2,5,9].

La prevalencia del prolapso valvular mitral es variable según el estudio que consultemos, oscilando entre el 4 y el 10%, y en determinadas subpoblaciones se habla incluso de 20%. Según el estudio Framingham la prevalencia de esta entidad es del 2,6%. Se trata por tanto de una entidad muy frecuente y que aparece con mayor frecuencia en mujeres (2:1). [4,9].

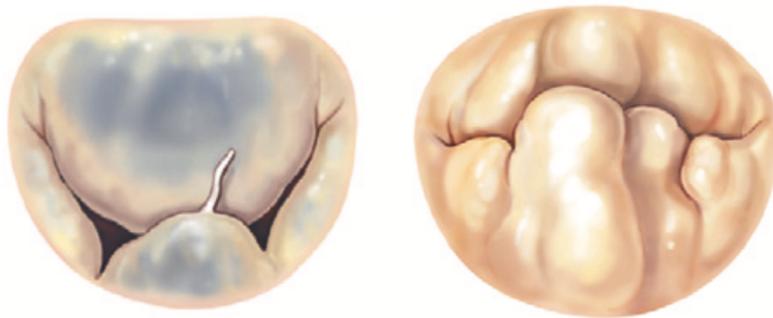
## Prolapso mitral: diagnóstico.

Los criterios tanto clínicos como por imagen para el diagnóstico del prolapso valvular mitral están bien establecidos. Dentro de los criterios clínicos son importantes el clic sistólico y el soplo sistólico medio tardío en la auscultación cardíaca.

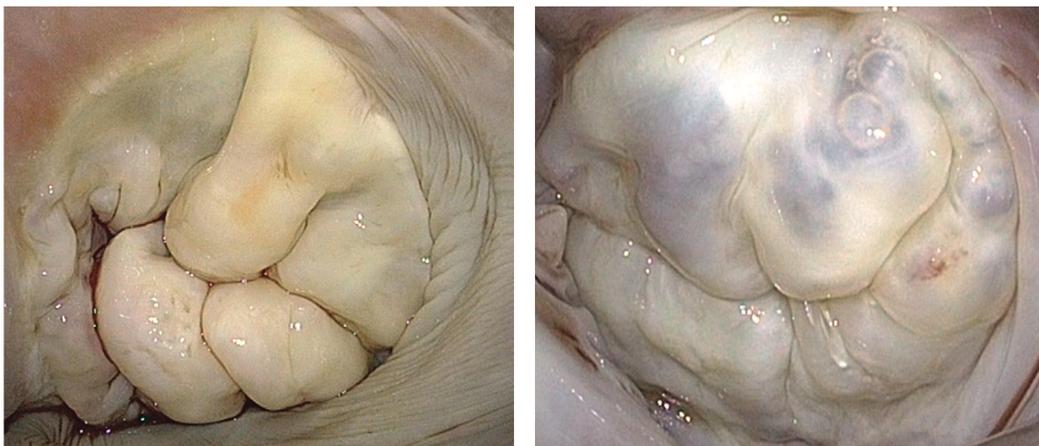
Como criterios ecocardiográficos, el más específico de ellos es el desplazamiento superior de uno o ambos velos valvulares dos milímetros o más por encima del plano del anillo, observado en el eje largo. Otros criterios ecocardiográficos son el engrosamiento difuso de los velos y la redundancia, la longitud y el movimiento excesivo de las cuerdas, así como los signos de rotura de las mismas y el prolapso de los segmentos de los velos. [2,8,10].

## Histología del prolapso mitral.

Anatómicamente las lesiones que subyacen al prolapso son un déficit de la proteína fibrilina (componente del tejido conectivo) que conduce a un debilitamiento progresivo, elongación y ruptura de las cuerdas tendinosas en la entidad conocida como enfermedad o degeneración fibroelástica. La otra entidad anatómica es la enfermedad de Barlow en la cual se produce una proliferación mixomatosa de los velos en la que el componente esponjoso de la capa media se vuelve laxa con gran contenido de mucopolisacaridos como consecuencia de una alteración en el metabolismo el colágeno. [Imágenes 6,7]. Ambas enfermedades, tanto la degeneración fibroelástica como la enfermedad de Barlow pueden ocasionar el prolapso de la válvula mitral, sin embargo, es mucho más frecuente que este se produzca en la enfermedad de Barlow. [2,3,5].



**Imagen 6: Izquierda - Degeneración fibroelástica; Derecha - Enfermedad de Barlow (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 4]).**



**Imagen 7: Imágenes quirúrgicas de válvula mitral con degeneración fibroelástica (izquierda) y Enfermedad de Barlow (derecha). (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 5C, 5D]).**

Es fundamental establecer un diagnóstico correcto entre estas entidades fisiopatológicas dado que la progresión de la enfermedad es diferente en cada una de ellas, condicionando a su vez el pronóstico del paciente. Además, es imprescindible determinar la extensión anatómica y gravedad de la afectación valvular para orientar correctamente la estrategia terapéutica de estos pacientes. [3,6].

### Tratamiento quirúrgico del prolapso mitral.

La intervención quirúrgica de reparación valvular con sus diversas técnicas, mejora significativamente la clínica y el pronóstico de los pacientes con insuficiencia mitral secundaria a prolapso valvular mitral. [5,6]. En líneas generales el tratamiento de estos pacientes depende de la gravedad de las lesiones observadas en las técnicas de imagen y de los síntomas clínicos que presenten. [11,20].

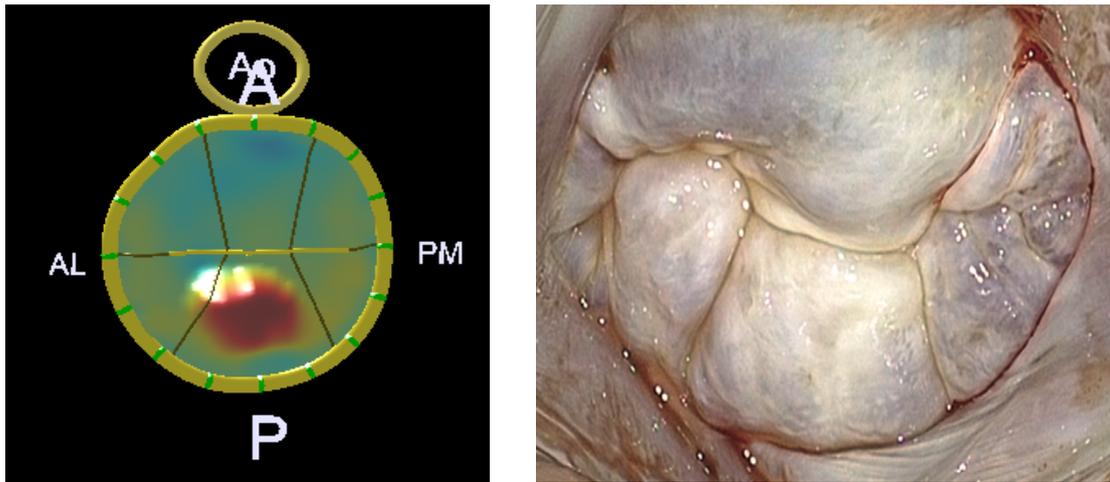
Los pacientes que tienen un prolapso valvular mitral aislado, sin datos de insuficiencia mitral asociada tienen mejor pronóstico, sin embargo, aquellos que presenten o desarrollen insuficiencia mitral a lo largo del tiempo tienen un pronóstico peor. También existe una diferencia en cuanto a pronósticos en función de la lesión anatómica subyacente dado que la enfermedad por degeneración fibroelástica, en general, tiene mejores resultados en la cirugía, con una tasa de éxito mayor que en los casos de pacientes cuya lesión subyacente es la enfermedad de Barlow. [5,6,11,12,20].

### La ecocardiografía tridimensional transesofágica en el diagnóstico del prolapso.

Para conseguir resultados quirúrgicos óptimos y una reparación mitral efectiva es necesario un estudio ecocardiográfico adecuado previo. Evaluar correctamente la complejidad y extensión de la lesión resulta complejo con la ecocardiografía transtorácica bidimensional. [8,10,11,12,13,14,15,16].

Como ya se ha comentado, el anillo mitral tiene una estructura tridimensional en forma de silla de montar, y debido a esta peculiar morfología tridimensional que tiene la válvula mitral, el estudio de la misma mediante ecocardiografía convencional bidimensional tiene sus limitaciones, puesto que se puede cometer un error al diagnosticar un prolapso debido a una falsa apariencia de desplazamiento de los velos hacia la aurícula derecha. [6,7].

El desarrollo de las técnicas ecocardiográficas transesofágicas tridimensionales ha permitido evaluar de forma más precisa y detallada la integridad de la válvula mitral y de las estructuras que la componen. Estas técnicas de imagen también han permitido la obtención de una reproducción de la configuración real de todo el aparato valvular en movimiento, aportando mayor información y más detalle a la hora de evaluar la integridad del aparato valvular mitral y de cuantificar sus lesiones, así como obtener una visión equivalente a la visión del cirujano mejorando la interpretación de la imagen y adecuándola a la realidad anatómica. [6,13,14,15,16,18]. [Imagen 8].



**Imagen 8: Izquierda - Reconstrucción tridimensional del aparato valvular mitral en la posición quirúrgica. Derecha - Posición quirúrgica real de la válvula mitral. (Solis, J. et al. (2015). Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral [Figura 1B]).**

### Reconstrucción morfológica tridimensional.

El análisis mediante software específico de los datos obtenidos permite obtener reconstrucciones morfológicas y modelos tridimensionales de la válvula mitral en telesístole y con ellas cuantificar de forma real y reproducible todas las estructuras que componen el aparato valvular. [8,14,16,18].

Con este software específico se pueden obtener medidas como la superficie valvular telesistólica en tres dimensiones, el volumen del prolapso, la altura del anillo etc. [Imagen 9]. El análisis de los datos obtenidos permite definir y clasificar con mayor precisión la afectación valvular de los pacientes y subsiguientemente optimizar su tratamiento.

### 3. Objetivos.

El objetivo de este estudio es la caracterización anatómica y la cuantificación del prolapso valvular mitral a través de diversos parámetros ecocardiográficos en una cohorte de pacientes del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla.

Para ello se utilizará la ecocardiografía transesofágica en su modalidad tridimensional, con el empleo de software de reconstrucción tridimensional y cuantificación específica, previamente validado.

Se analizarán los parámetros relativos a: el **anillo valvular mitral**, incluyéndose la cuantificación del diámetro intercomisural, el diámetro anteroposterior y la altura del anillo; los **velos valvulares** incluyendo la superficie total telesistólica del velo anterior, del posterior y la superficie valvular telesistólica total; la **cuantificación del prolapso** de cada segmento, considerando los valores del volumen del prolapso y del volumen del *tenting* de cada segmento valvular.

## 4. Material y métodos.

### Pacientes.

Se incluyeron en el estudio aquellos pacientes con diagnóstico de prolapso valvular mitral mediante ecocardiografía transesofágica tridimensional que fueron estudiados a lo largo del año 2016 en la Unidad de Ecocardiografía del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. La selección se llevó a cabo de e forma retrospectiva, recogiendo la información de la base de datos *Xcelera* (software de manejo de imagen multimodal integrado para información cardiovascular, versión R3.1L1 3.1.1.422 (2009) (*Philips Medical Systems, Andover, MA*), a partir del informe clínico realizado previamente.

### Criterios de Inclusión y exclusión.

Se incluyeron todos aquellos informados como prolapsos valvulares mitrales, degeneración fibroelástica, degeneración mixomatosa o enfermedad de Barlow.

Se excluyeron a aquellos pacientes en los que el estudio realizado no recogiese suficiente calidad para su interpretación mediante el software (tanto por falta de imágenes suficiente calidad o por la ausencia de planos adecuados).

En la base de datos se encontraron un total de 38 estudios que cumplían los criterios de inclusión, de los cuales 8 (21 %) fueron excluidos por insuficiente calidad del estudio, de modo que se analizaron un total de 30 pacientes.

### Estudio ecocardiográfico.

El examen ecocardiográfico se realizó empleando un equipo *Phillips iE33* (*Philips Medical Systems, Andover, MA*) y se empleó una sonda transesofágica X7-2t con recogida simultánea de electrocardiograma. Las imágenes se almacenaron digitalmente (formato DICOM) empleando el software de manejo de imagen multimodal integrado para información cardiovascular *Xcelera* R3.1L1 3.1.1.422 (2009), y posteriormente fueron trasladadas a un equipo que contaba con el software de cuantificación de la válvula mitral *Q-Laboratory* (*Q-Lab 10.0*) (*Philips Medical Systems, Andover, MA*).

## Reconstrucción tridimensional de la válvula mitral.

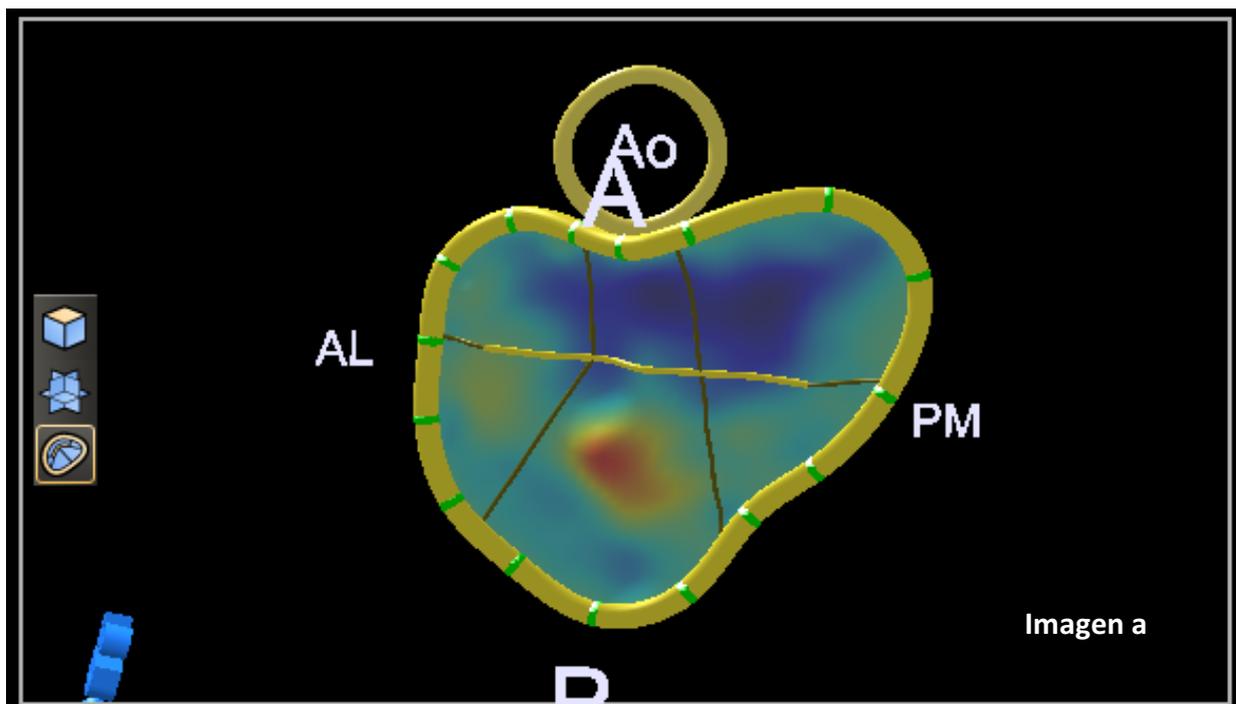
Se realizó una reconstrucción tridimensional empleando la aplicación *Mitral Valve Navigation (MVN)* del mencionado software *Q-Lab 10.0*, siguiendo los pasos automatizados de la propia herramienta *MVN*.

La aplicación *Mitral Valve Navigation* requiere de tres pasos esenciales para la elaboración del modelo tridimensional, en los cuales precisa la localización del aparato valvular, y sus límites laterales, superior e inferior. Con estos datos el software realiza y representa, de forma completamente automática, un modelo tridimensional de anillo y válvula, realizando, también de forma completamente automatizada, el cálculo de un total de 60 parámetros cuantitativos. [Anexo 2].

Para la elaboración de la reconstrucción automática se realizaron únicamente los tres pasos esenciales y no se realizaron modificaciones posteriores adicionales de edición, recogiéndose únicamente los datos de la reconstrucción automática inicial.

Dichos pasos esenciales consisten en: el primer paso, *ES frame confirmation*, selecciona automáticamente el fotograma óptimo para la reconstrucción en telesístole, permitiendo al usuario modificar dicho fotograma; el segundo paso, *Image Alignment* en el cual el usuario tiene que mover y rotar la imagen para encontrar el plano correcto empleando líneas de guía; y el tercer paso, *Ref Pt. Selection* en el cual hay que determinar dentro del plano establecido en el paso anterior, los límites anterolateral y posteromedial del anillo y la comisura anterior y posterior, así como el límite inferior de los velos (nadir) y la posición de los velos aórticos.

En el Anexo 1 se detallan los aspectos concretos sobre el software de reconstrucción tridimensional y de la aplicación *Mitral Valve Navigation (MVN)*.



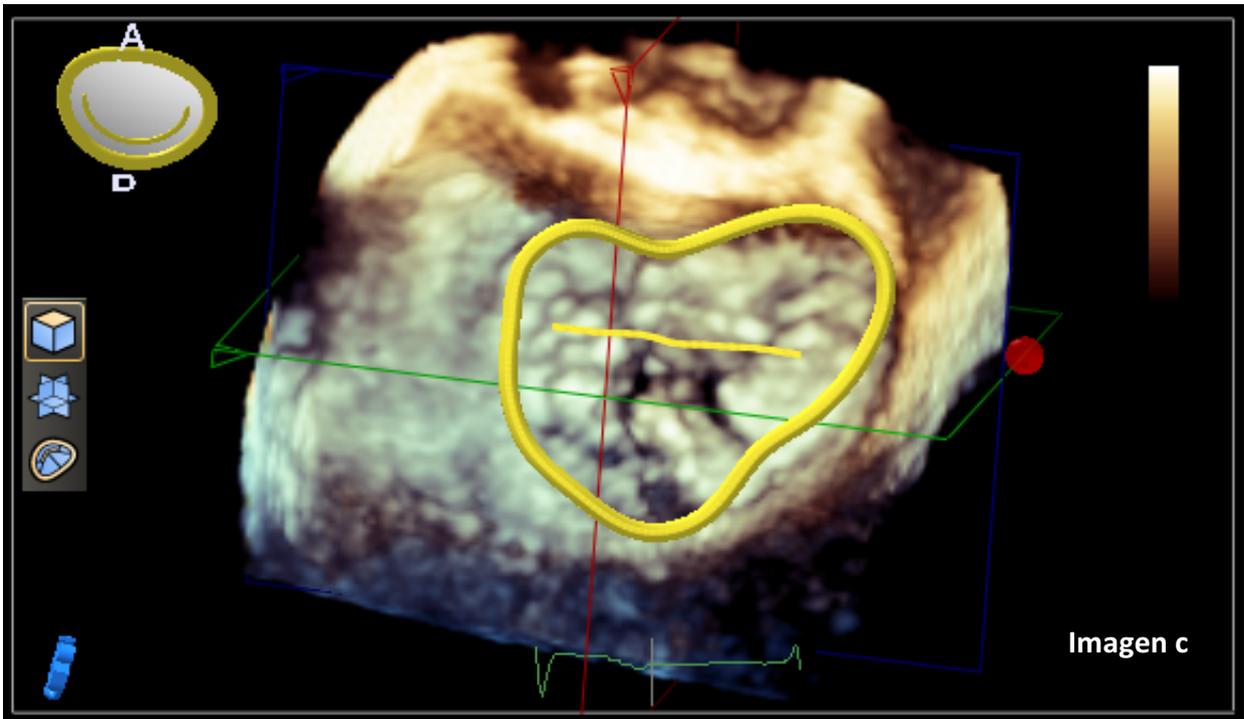
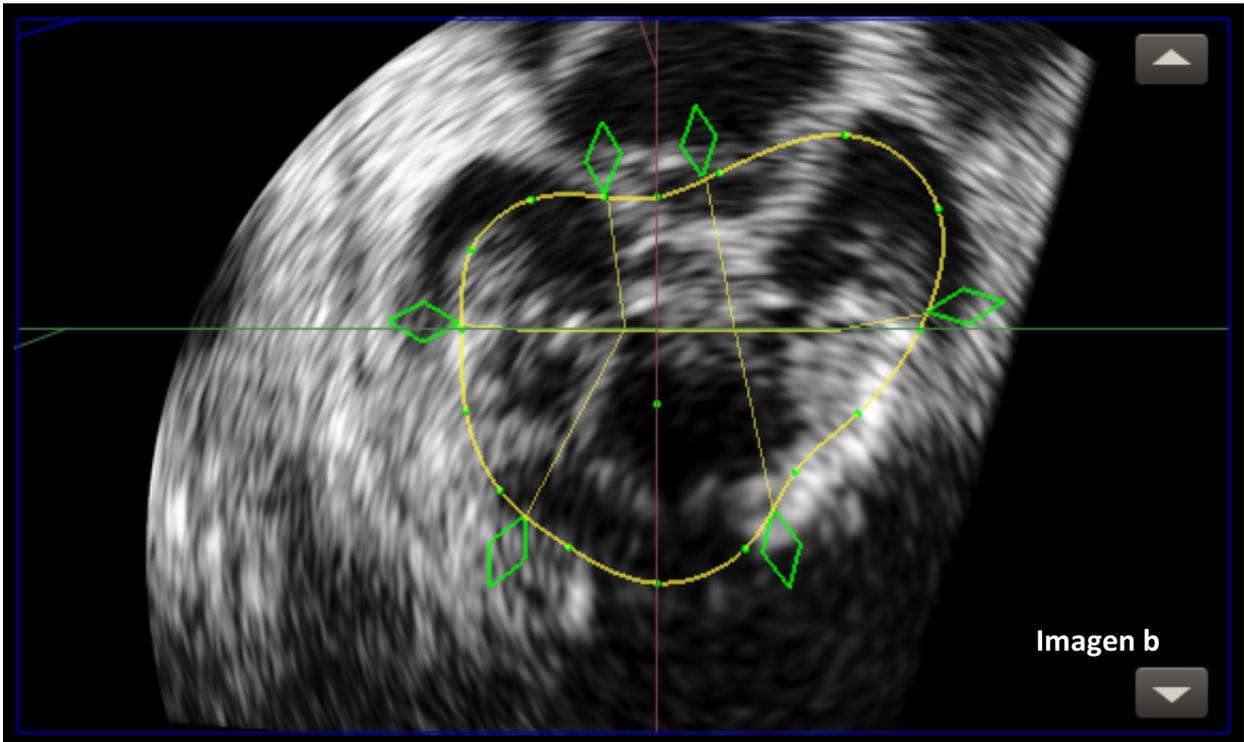


Imagen 9: Reconstrucción tridimensional (Q-Lab): Imagen a: modelo final obtenido tras la reconstrucción; imagen b: coordenadas para la reconstrucción; imagen c: reconstrucción superpuesta a la imagen tridimensional real.

## Parámetros analizados.

Una vez realizados los modelos, el software, de forma automática, cuantifica y proporciona numerosos parámetros numéricos, concretamente 60 parámetros sobre las diferentes estructuras del aparato valvular mitral, anillo, ángulo aorto-mitral, coaptación valvular, la superficie telesistólica de los velos, longitud de los velos, angulación de los velos y volumen de los velos.

De acuerdo con los objetivos de este trabajo, se seleccionaron algunos parámetros determinados, bien por ser los más útiles para la caracterización del anillo y de los velos valvulares, o bien para la cuantificación del prolapso.

### *Parámetros dependientes del anillo.*

Para la caracterización del anillo se analizaron: **1. El diámetro intercomisural** (MV CC Diam); **2. El diámetro anteroposterior** (MV AP Diam); **3. La altura del anillo** (MV Ann Height).

### *Parámetros dependientes de los velos valvulares.*

Para la caracterización de los velos valvulares se analizaron los parámetros correspondientes al área o superficie valvular de ambos velos: **1. Superficie total telesistólica del velo anterior** (MV Ant Leaflet); **2. Superficie total telesistólica del velo posterior** (MV Post Leaflet); **3. La superficie valvular telesistólica total** (MV Leaf 3D área).

## Localización anatómica y cuantificación del prolapso.

Al realizar la reconstrucción automática, el software adjudica automáticamente la localización del prolapso a los segmentos valvulares (A1, A2, A3, P1, P2, P3) siguiendo criterios puramente topográficos. Dado que, de esta manera, se obvia el frecuente fenómeno de solapamiento entre segmentos contiguos, esta adjudicación resulta bastante imprecisa. Por tanto, se realizó una readjudicación visual de los segmentos afectados por el prolapso basada en la visualización directa de dicho prolapso en la imagen tridimensional.

Por otro lado, el software empleado cuantifica de forma separada el volumen de prolapso y el volumen del *tenting*. De nuevo, esta manera de análisis automático resulta poco precisa, puesto que el software, únicamente considera como prolapso la zona que sobresale del punto más alto del anillo. De este modo se provoca una infraestimación sistemática del volumen real del prolapso.

Con el fin de solventar este problema y evaluar correctamente el grado de afectación, se estableció un nuevo parámetro que denominamos **Volumen Global del Prolapso**. Este parámetro se definió como la suma del volumen del prolapso y el volumen del *tenting* de cada segmento (A1, A2, A3, P1, P2, P3), teniendo en cuenta que la adición de estos dos parámetros refleja efectivamente el volumen real del prolapso.

El Volumen Global del Prolapso corresponde por tanto a la suma del volumen del prolapso y del *tenting* de los segmentos realmente implicados en el prolapso siguiendo los resultados obtenidos tras la readjudicación visual.

De este modo si el software detectaba un prolapso en el segmento P2 y P3, pero tras la corrección visual se objetivaba que dicho prolapso afectaba únicamente a P2, el Volumen Global del Prolapso sería la suma del volumen tanto del prolapso como del *tenting* de ambos segmentos P2 y P3.

La readjudicación fue necesaria en el 100% de los casos dado que, si no se realiza la edición posterior adicional al crear las reconstrucciones tridimensionales de la válvula, el software no localiza con precisión los límites entre los segmentos.

Si un prolapso se encuentra en el límite arbitrario que el software considera entre dos segmentos, divide el prolapso entre dichos segmentos, dando la falsa impresión de que son dos segmentos los que prolapsan, cuando en realidad lo hace solamente uno de ellos. Con la readjudicación visual de los segmentos afectados por el prolapso se corrigió este problema.

### Volumen Global del Prolapso.

Para la cuantificación del prolapso, y para medir el Volumen Global del Prolapso, se recogieron las determinaciones volumétricas del prolapso y del *tenting* en cada segmento valvular para posteriormente sumarlas según corresponda: **1. Volumen del prolapso de A1** (MV A1 Prolapse Vol); **2. Volumen del prolapso de A2** (MV A2 Prolapse Vol); **3. Volumen del prolapso de A3** (MV A3 Prolapse Vol); **4. Volumen del prolapso de P1** (MV P1 Prolapse Vol); **5. Volumen del prolapso de P2** (MV P2 Prolapse Vol); **6. Volumen del prolapso de P3** (MV P3 Prolapse Vol); **7. Volumen del *tenting* de A1** (MV A1 Tent Vol); **8. Volumen del *tenting* de A2** (MV A2 Tent Vol); **9. Volumen del *tenting* de A3** (MV A3 Tent Vol); **10. Volumen del *tenting* de P1** (MV P1 Tent Vol); **11. Volumen del *tenting* de P2** (MV P2 Tent Vol); **12. Volumen del *tenting* de P3** (MV P3 Tent Vol).

Para indexar en cada paciente el Volumen Global del Prolapso, se utilizó como referencia la superficie valvular telesistólica total de cada paciente.

Posteriormente se calculó la relación porcentual entre la desviación estándar del valor promedio del Volumen Global del Prolapso y el valor promedio de dicho volumen, antes y después del indexado.

### Variabilidad intraobservador e interobservador.

Para analizar la variabilidad intraobservador se realizaron dos veces, en momentos separados en el tiempo, todas las reconstrucciones tridimensionales de los 30 pacientes seleccionados. Se empleó el parámetro denominado superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área) y se compararon los valores obtenidos en ambas mediciones.

Para analizar la variabilidad interobservador un segundo observador realizó de manera independiente cinco reconstrucciones tridimensionales de cinco pacientes al azar del total de 30 que componen la cohorte estudiada. Nuevamente se empleó el mismo parámetro para comparar los resultados, la superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área).

### Tiempo empleado en la elaboración de la reconstrucción tridimensional.

Se calculó el tiempo precisado en cada estudio para realizar los tres pasos (confirmación, alineación, y selección), así como para la adjudicación visual del segmento correspondiente al prolapso.

### Análisis estadístico.

Se recogieron los datos de estudio ya mencionados en una hoja de cálculo de *Excel* (*Microsoft® Excel* para *Mac*, versión 15.34). Las variables cuantitativas continuas se resumen como media  $\pm$  desviación estándar, y las variables categóricas como recuentos y porcentajes.

## 5. Resultados.

Una vez realizada la cuantificación automática mediante el software, se realizó la ya mencionada readjudicación visual y se obtuvieron los datos que se muestran a continuación.

### Anillo valvular.

Para el análisis del anillo se recogieron los parámetros correspondientes a los diámetros intercomisural y anteroposterior, así como la altura del anillo. [Tabla 2].

En cuanto al diámetro intercomisural (MV CC Diam) se obtuvo una longitud media de 22,71 mm, con una desviación estándar de  $\pm 4,05$  mm.

El diámetro anteroposterior (MV AP Diam) mostró una longitud media de 33,75 mm, con una desviación estándar de  $\pm 6,55$  mm.

La altura del anillo (MV Ann Height) tuvo una longitud media de 6,53 mm, con una desviación estándar de  $\pm 2,29$  mm.

	Valor medio (mm)	Desviación estándar (mm)
<b>Diámetro intercomisural</b>	22,71	4,05
<b>Diámetro anteroposterior</b>	33,75	6,55
<b>Altura del anillo</b>	6,53	2,29

Tabla 2: Valores relativos al análisis del anillo valvular.

### Velos valvulares.

Para la caracterización de los velos valvulares se recogieron los parámetros correspondientes al área total o superficie total del velo anterior (MV Ant Leaflet), del velo posterior (MV Post Leaflet), y la superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área). [Tabla 3].

El área o superficie media correspondiente al velo anterior (MV Ant Leaflet) fue de 747,61 mm<sup>2</sup>, con una desviación estándar de  $\pm 315,33$  mm<sup>2</sup>.

El área o superficie media correspondiente al velo posterior (MV Post Leaflet) fue de 637,85 mm<sup>2</sup>, con una desviación estándar de  $\pm 268,45$  mm<sup>2</sup>.

La superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área) media obtenida fue de 12,37 cm<sup>2</sup>, con una desviación estándar de +/- 4,39 cm<sup>2</sup>.

	Valor medio	Desviación estándar
<b>Superficie total del velo anterior</b>	747,61 mm <sup>2</sup>	315,33 mm <sup>2</sup>
<b>Superficie total del velo posterior</b>	637,85 mm <sup>2</sup>	268,45 mm <sup>2</sup>
<b>Superficie valvular telesistólica total</b>	12,37 cm <sup>2</sup>	4,39 cm <sup>2</sup>

**Tabla 3: Valores relativos al análisis de la superficie de los velos valvulares.**

### Prolapso valvular.

#### *Volumen Global del Prolapso.*

La media del Volumen Global del Prolapso obtenida fue de 1,63 mL, con una desviación estándar de +/- 0,98 mL.

El velo anterior y sus segmentos, uno, dos o los tres, mostraron afectación en forma de prolapso en 11 de los 30 pacientes de nuestra cohorte, lo cual supone que un 36,67 % de los pacientes estudiados, tenían prolapso en alguno o varios de los segmentos del velo anterior.

De esos 11 pacientes con prolapso en el velo anterior, 4 tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento A1 (36,36 %); 7 pacientes tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento A2 (63,64 %); y 7 pacientes tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento A3 (63,64 %).

De los 11 pacientes con afectación del velo anterior, solamente tenían afectado un único segmento de dicho velo, 5 de ellos (45,45 %); 5 mostraron afectación de dos segmentos del velo anterior (45,45 %) y tan solamente 1 mostro afectación de la totalidad del velo anterior, con los tres segmentos prolapsados (9,09 %).

Los volúmenes medios de los prolapsos de cada segmento individual del velo anterior (A1, A2 y A3) se recogen en la Tabla 4.

El volumen medio del prolapso del segmento A1, en los 4 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 0,85 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,62$  mL.

El volumen medio del prolapso del segmento A2, en los 7 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 0,61 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,25$  mL.

El volumen medio del prolapso del segmento A3, en los 7 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 0,76 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,63$  mL.

	Valor medio (mL)	Desviación estándar (mL)
<b>Volumen medio del prolapso A1</b>	0,85	0,62
<b>Volumen medio del prolapso A2</b>	0,61	0,25
<b>Volumen medio del prolapso A3</b>	0,76	0,63

**Tabla 4: Volúmenes medios del prolapso de cada segmento del velo anterior.**

El velo posterior y sus segmentos, uno, dos o los tres, mostraron afectación en forma de prolapso en 24 de los 30 pacientes de nuestra cohorte, lo cual supone que un 80% de los pacientes estudiados, tenían prolapso en alguno o varios de los segmentos del velo posterior.

De esos 24 pacientes con prolapso en el velo posterior, 5 tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento P1 (20,83 %); 21 pacientes tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento P2 (87,50 %); y 12 pacientes tenían afectado, de forma aislada o junto con otros segmentos, el segmento P3 (50 %).

De los 24 pacientes con afectación del velo posterior, tenían afectado un único segmento de dicho velo, 13 de ellos (54,17 %); 8 mostraron afectación de dos segmentos del velo posterior (33,33 %) y solamente 3 de ellos mostraron afectación de la totalidad del velo posterior, con los tres segmentos prolapsados (12,50 %).

Los volúmenes medios de los prolapsos de cada segmento individual del velo posterior (P1, P2 y P3) se recogen en la Tabla 5.

El volumen medio del prolapso del segmento P1, en los 5 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 1,01 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,88$  mL.

El volumen medio del prolapso del segmento P2, en los 21 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 1,14 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,74$  mL.

El volumen medio del prolapso del segmento P3, en los 12 pacientes que tenían afectación en dicho segmento, fue de 0,57 mL, con una desviación estándar de  $\pm 0,74$  mL.

	Valor medio (mL)	Desviación estándar (mL)
<b>Volumen medio del prolapso P1</b>	1,01	0,88
<b>Volumen medio del prolapso P2</b>	1,14	0,74
<b>Volumen medio del prolapso P3</b>	0,57	0,74

Tabla 5: Volúmenes medios del prolapso de cada segmento del velo posterior.

### Resultados indexados.

Los resultados obtenidos para el Volumen Global del Prolapso se indexaron de acuerdo con los valores de la superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área) de los propios pacientes.

La desviación estándar del Volumen Global del Prolapso fue de  $\pm 0,98$  mL y el valor promedio de dicho volumen fue de 1,63 mL. La relación porcentual entre ambos valores es del 60,12%.

La desviación estándar del Volumen Global del Prolapso indexado fue de  $\pm 0,05$  mL/cm<sup>2</sup> y el valor promedio de dicho volumen, también indexado, fue de 0,13 mL/cm<sup>2</sup>. La relación porcentual entre ambos valores es del 38,46%.

## Variabilidad.

### *Variabilidad intraobservador.*

La variabilidad intraobservador obtenida comparando los valores de la superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área) determinada en dos mediciones diferentes, en momentos separados, por el mismo observador, fue del 0,44 %.

### *Variabilidad interobservador.*

La variabilidad interobservador obtenida comparando los valores de la superficie valvular telesistólica total (MV Leaf 3D área) obtenida por el observador uno y por el observador 2, fue del 3,99 %.

## Tiempo empleado en la elaboración de la reconstrucción tridimensional.

Una vez completado el proceso de aprendizaje de la elaboración de la reconstrucción tridimensional, el tiempo empleado en realizar dichas reconstrucciones osciló entre 3 y 5 minutos por paciente.

## 6. Discusión.

En el presente estudio se han analizado, mediante un software especializado específico, las imágenes obtenidas mediante ecocardiografía transesofágica tridimensional de una cohorte homogénea de 30 pacientes consecutivos estudiados a lo largo del año 2016 en el Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, un centro de referencia de tercer nivel.

El software empleado nos ofrece una gran cantidad de parámetros tras la realización de la reconstrucción tridimensional. De todos esos parámetros, se han seleccionado algunos de ellos para simplificar el estudio y permitir obtener una aplicación clínica. Sin embargo, durante su análisis, como se comentará a continuación, se han encontrado ciertas limitaciones en la precisión de los datos obtenidos, que han requerido de correcciones posteriores con el fin de garantizar su utilidad.

### Reconstrucción tridimensional.

Como ya se ha mencionado, la aplicación *Mitral Valve Navigation (MVN)* consta de varios pasos para la elaboración de la reconstrucción tridimensional de la válvula mitral.

De todos estos pasos, solamente son imprescindibles para recrear el modelo automático, los tres primeros, el resto de opciones permiten adaptar con mayor precisión los límites y contornos, del modelo construido, a la realidad, mediante corrección visual, pero son más operador dependiente y por lo tanto su modificación aumenta la variabilidad inter-observador y disminuye la reproducibilidad del modelo obtenido significativamente.

Por esta razón, para la reconstrucción de los modelos, se emplearon únicamente los tres primeros pasos por ser estos imprescindibles y automatizados, requiriendo de una intervención modificadora del operador mínima, lo cual, a su vez, permite obtener modelos más estandarizados, reproducibles y sin tanta variabilidad inter-observador.

Analizando las reconstrucciones o modelos tridimensionales obtenidos de la forma descrita observamos que, si se realizan adecuadamente los pasos del uno al tres, el modelo obtenido automáticamente, sin realizar correcciones posteriores, se ajustaba con gran precisión a la imagen tridimensional real, sin necesidad de hacer ediciones posteriores laboriosas y complejas.

## Subdivisión de los velos en segmentos.

A pesar de que la reconstrucción tridimensional obtenida realizando simplemente los tres pasos imprescindibles, se ajusta con gran precisión a la realidad, tiene ciertas limitaciones.

Si no se realiza la edición posterior a los tres pasos imprescindibles, con los datos y parámetros facilitados, el software posiciona los límites de los segmentos de cada velo (A1, A2, A3, P1, P2, P3) siguiendo un patrón puramente topográfico que no se ajusta a la realidad anatómica ni funcional de la válvula. Esto se comprobó al visualizar simultáneamente el modelo obtenido con la reconstrucción tridimensional, junto con la imagen en movimiento del Eco-3DTE.

## Localización y cuantificación del prolapso valvular.

El problema para subdividir los segmentos de cada velo afecta también a la clasificación de la localización del prolapso que hace el software.

El software cuantifica con gran precisión el volumen tanto de prolapso como del *tenting*, entendiéndose por volumen del *tenting* a aquel volumen comprendido entre los velos desplazados hacia la región inferior de la válvula durante el proceso de tracción valvular, y el plano anular mitral. [8].

Dada la distribución, poco correlacionada con la realidad, como ya se ha comentado, de los límites entre los segmentos de los velos, si el software detecta un volumen de prolapso o del *tenting*, adjudica automáticamente esa medición volumétrica al segmento en el que considera que se encuentra tal alteración según la errónea división topográfica por segmentos. De este modo la distribución por segmentos del volumen, tanto de prolapso como del *tenting*, no se ajusta a la realidad.

Este error en la distribución por segmentos del prolapso ocurre especialmente cuando el prolapso se localiza en las regiones centrales de los velos, en los límites entre segmentos o en los vértices.

Para rectificar este error se procedió a realizar una corrección visual de los segmentos que realmente prolapsaban visualizando simultáneamente la imagen en movimiento del Eco-3DTE y el modelo tridimensional reconstruido, readjudicando los valores volumétricos del prolapso al segmento que realmente se hallaba afectado.

Por otro lado, durante la evaluación de los resultados, objetivamos que el programa tiende a reducir el valor volumétrico de los prolapsos en favor del volumen del *tenting* dado que solo considera volumen de prolapso a aquel volumen que sobrepasa el límite superior del anillo valvular, considerando como volumen del *tenting* a todo el volumen que se haya por debajo del límite superior del anillo valvular.

Dada la morfología tridimensional del anillo, existe un espacio real entre los límites superior e inferior del anillo, entre los cuales puede existir un prolapso sin que este

llegue a sobrepasar el punto más alto del anillo. Esto es especialmente frecuente cuando el prolapso se localiza en el velo posterior, por ser este el localizado en la parte más inferior de la válvula mitral como se puede ver en la imagen 2.

De hecho, al valorar los datos, la mayor parte de los prolapso analizados se encuentra dentro de esos límites superior e inferior del anillo, por lo que el software considera el volumen de esos prolapso como volumen del *tenting*.

Para subsanar este error y calcular, lo que hemos denominado el Volumen Global del Prolapso, es necesario sumar el volumen que el software detecta como prolapso y el volumen que detecta del *tenting*.

Como ejemplo, imaginemos un paciente con un prolapso localizado y circunscrito al segmento P2. Analizando una reconstrucción tridimensional de la válvula mitral de nuestro hipotético paciente, el software puede detectar un prolapso en el velo posterior, pero, debido al ya mencionado error a la hora de dividir cada velo en segmentos, el software, de forma errónea puede considerar que el prolapso se encuentra en dos segmentos, P2 y P3, en lugar de en uno, y por lo tanto el volumen que calcule para dicho prolapso lo repartirá entre ambos segmentos, y a su vez lo distribuirá entre dos valores, volumen del *tenting* y volumen del prolapso.

Si solamente analizamos el Volumen Global del Prolapso (volumen del prolapso + volumen del *tenting*) que el software haya calculado para el segmento P2, obtendremos una medida volumétrica infraestimada con respecto al prolapso real, dado que, si el prolapso tenía, por ejemplo, un volumen real de 2 mililitros, el software habría distribuido esos dos mililitros entre los volúmenes de prolapso y del *tenting* de los segmentos P2 y P3.

Por lo tanto, para obtener el volumen real del prolapso hay que readjudicar la localización por segmentos del prolapso y sumar los valores volumétricos tanto del prolapso como del *tenting*, que el programa haya obtenido para los segmentos que considera afectados.

En este caso, para obtener el Volumen Global del Prolapso habría que sumar el volumen que detecte de prolapso de P2 + el volumen que detecte del *tenting* de P2 + el volumen que detecte de prolapso de P3 + el volumen que detecte del *tenting* de P3.

$$\text{Volumen Global del Prolapso} = (\sum \text{Volúmenes de Prolapso de los segmentos afectados}) + (\sum \text{Volumen del Tenting de los segmentos afectados}).$$

Siguiendo con el ejemplo antes mencionado, si el programa estimaba un volumen de prolapso de P2 de 0,3 mL, volumen del tenting de P2 de 0,7 mL y volumen de prolapso de P3 de 0,6 mL, volumen del tenting de P3 de 0,4 mL, el Volumen Global del Prolapso sería: 0,3 mL (prolapso P2) + 0,7 mL (*tenting* P2) + 0,6 mL (prolapso P3) + 0,4 mL (*tenting* P3) = 2 mL.

## Indexado.

Tradicionalmente, como parámetro para indexar los resultados relativos a características valvulares cardíacas, se emplea la superficie corporal dado que este es un parámetro que permite correlacionar el tamaño valvular con el tamaño corporal del individuo.

Sin embargo, como es bien sabido, la superficie corporal total es un parámetro poco preciso para caracterizar la función y anatomía cardíaca, especialmente cuando consideramos sujetos con valores extremos de talla y peso.

Por este motivo, consideramos que la superficie corporal total no es el mejor parámetro para indexar los resultados obtenidos del Volumen Global del Prolapso.

Dado que, el análisis tridimensional realizado nos ofrece, con gran exactitud, la superficie valvular telesistólica total, hemos empleado este parámetro para indexar los resultados individuales obtenidos en cada paciente, puesto que este dato ajusta de forma mucho más precisa a las características anatómicas del corazón del paciente estudiado.

## Resultados.

En base a los resultados obtenidos en este trabajo, se pueden comentar varios aspectos al respecto.

En primer lugar, tal y como se describe en la literatura, de los dos velos valvulares mitrales, aquel que se afecta con mayor frecuencia en el prolapso valvular, es el velo posterior. Además, dentro de los segmentos de los velos, a su vez, el más afectado es el segmento P2, especialmente cuando la etiología del prolapso es la enfermedad degenerativa de la válvula. [2,5].

Los resultados obtenidos en este trabajo confirman los hallazgos descritos tradicionalmente en la literatura dado que el velo más afectado en la cohorte de pacientes estudiada, fue el velo posterior, el cual estaba afectado, bien de forma aislada o bien junto con el velo anterior, en 24 de los 30 pacientes (80%); en contraposición con los pacientes que mostraban afectación del velo anterior, bien de forma aislada o bien junto con el velo posterior, que fueron 11 de 30 pacientes (36,36%).

Con respecto al segmento más frecuentemente afectado, el segmento P2 mostro datos de prolapso en 21 de los 30 pacientes, lo cual, nuevamente confirma los datos descritos en la literatura.

Por otro lado, los datos obtenidos en cuanto a la variabilidad intra-observador (0,44%) e inter-observador (3,99%) en la elaboración de la reconstrucción tridimensional, revelaron que el proceso de creación de dichas reconstrucciones es muy reproducible.

Además, una vez adquiridos los conocimientos necesarios para manejar correctamente el software, el tiempo empleado en elaborar las reconstrucciones es bastante reducido, no más de 5 minutos por paciente.

Por ello, y dado que su manejo no requiere de mucho tiempo, esta herramienta podría incluirse dentro de la práctica clínica habitual para aumentar la cantidad y precisión de la información obtenida en la evaluación de pacientes con prolapso valvular mitral a través de ecocardiografía transesofágica tridimensional.

Tras indexar los resultados relativos al parámetro Volumen Global del Prolapso con los valores de cada paciente de la superficie valvular telesistólica total, se compararon los porcentajes que la desviación estándar suponía con respecto al valor promedio antes y después del indexado, con el fin de evaluar si el proceso de indexado reducía esta diferencia porcentual.

El porcentaje que suponía la desviación estándar con respecto del promedio antes del indexado era del 60,12% y después del indexado del 38,46%. Esto supone una disminución de la desviación estándar con el indexado del 36,03%.

Por ello el indexar los datos obtenidos en cuanto al Volumen Global del Prolapso con la superficie valvular telesistólica total disminuye la dispersión de los datos al reducir la desviación estándar y permite una interpretación más acertada de los resultados obtenidos.

Con esta disminución de la desviación estándar podemos confirmar que la superficie valvular telesistólica total es un parámetro preciso y fiable para indexar los resultados volumétricos obtenidos en la cuantificación del prolapso valvular mitral.

## Limitaciones

En el desarrollo de este trabajo se han encontrado algunos aspectos que han limitado, bien el desarrollo del mismo o bien la elaboración de conclusiones en base a los resultados obtenidos.

En primer lugar, hay que mencionar que la muestra de pacientes incluidos en el estudio es limitada, con un total de 30 pacientes, por lo que los datos obtenidos no permiten obtener conclusiones categóricas.

Además, como ya se ha comentado, la creación de la reconstrucción tridimensional con el software requiere de estudios ecocardiográficos detallados y precisos, con una calidad suficiente para poder analizar los elementos que componen el aparato valvular mitral con detalle.

Debido a esta necesidad, y dado que la selección de pacientes se realizó de manera retrospectiva, empleando los archivos almacenados de pacientes ya estudiados, un elevado porcentaje de pacientes, inicialmente seleccionados, tuvieron que descartarse por insuficiente calidad de las imágenes para la elaboración de la reconstrucción tridimensional, concretamente un 21,05%.

El software analiza con gran precisión multitud de parámetros relativos al aparato valvular mitral, pero estos datos no pueden ser interpretados de manera aislada puesto que, la elaboración del modelo de forma automática requiere de cierta corrección visual posterior para algunos aspectos ya comentados, como la localización real del prolapso en segmentos o la cuantificación del Volumen Global del Prolapso.

No se han analizado la totalidad de los datos que provee el software, pero es presumible afirmar que, si en gran parte de ellos es necesaria una reinterpretación de los resultados, también sea necesaria, de una manera u otra, en el resto de datos.

Otra de las limitaciones encontradas a la hora de interpretar los resultados obtenidos, es que no existen en la literatura estudios previos que analicen, mediante este software específico y con una muestra representativa, los parámetros relativos al aparato valvular mitral, ni en situación de ausencia de patología ni en el caso del prolapso valvular mitral, por lo que no disponemos de otras referencias con las cuales comparar los resultados obtenidos.

## 7. Conclusiones.

La reconstrucción tridimensional del prolapso valvular mitral, a través de imágenes obtenidas por vía transesofágica, con un software de cuantificación automática es una técnica precisa, rápida y reproducible. Esta técnica puede ser de gran utilidad para la evaluación clínica y orientación terapéutica del prolapso valvular mitral

Nuestros hallazgos confirman los datos descritos tradicionalmente en la literatura, con una afectación mucho más frecuente del velo posterior, y especialmente de su segmento central (P2).

La reconstrucción y cuantificación automática presenta algunas limitaciones inherentes a la compleja morfología tridimensional del aparato valvular mitral, fundamentalmente a la hora de precisar la localización topográfica exacta y la extensión del segmento afectado. Estas limitaciones pueden ser solventadas combinando los resultados obtenidos automáticamente con una sencilla corrección visual.

Los datos obtenidos en el presente trabajo podrían servir como base para futuros estudios, dada la ausencia en la literatura científica de valores de referencia, tanto en condiciones de normalidad como en caso de patología.

## 8. Bibliografía.

- [1]. Lax, J., Hershson, A., Berman, A., Santos, D., Casabé, H., Favaloro, R. et al. Consenso de Valvulopatías. Insuficiencia Mitral. *Rev Argent Cardiol.* 2014: 38(10).
- [2]. Braunwald, E. (comp). *Tratado de Cardiología, Texto de Medicina Cardiovascular.* 10ª ed. Barcelona: Elsevier; 2016, p. 1479-1498.
- [3]. Rosas-munive, E., Valenzuela-flores, A. G., Abigail Valenzuela-Flores, A. Prolapso Valvular Mitral. Revisión de la literatura. *Cir Ciruj.* 2004: 72(5), 415-420.
- [4]. Sorin, P., Maurice, E. Definition and diagnosis of mitral valve prolapse. [Monografía en Internet]. UpToDate: Catherine, M.; 2017 [acceso 23/02/2017].
- [5]. Castillo, J. G., Solís, J., González-Pinto, A., Adams, D. H. Ecocardiografía quirúrgica de la válvula mitral. *Rev Esp Cardiol.* 2011: 64(12), 1169-1181.
- [6]. Munin, M. A., Thierer, J., Goerner, M. S., Raggio, I. M., Godia, J., Ortega, J. et al. Eco tridimensional en la evaluación de la enfermedad degenerativa de la válvula mitral. *Rev Argent Cardiol.* 2016: 84(4), 329-334.
- [7]. Solis, J., Sitges, M., Levine, R. A., Hung, J. Ecocardiografía tridimensional. Nuevas perspectivas sobre la caracterización de la válvula mitral. *Rev Esp Cardiol,* 2009: 62(2), 188-211.
- [8]. Salcedo, E. E., Quaife, R. A., Seres, T., Carroll, J. D. A Framework for Systematic Characterization of the Mitral Valve by Real-Time Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2009: 22(10), 1088-1099.
- [9]. Solis, J., Fernandez-Friera, L., Traveset, C., Quijano, G., Levine, R. A. Prolapso valvular mitral: ¿conocemos el problema al que nos enfrentamos? *Rev Fed Arg Cardiol.* 2011: 40 (1), 5-12.
- [10]. Garbi, M., Monaghan, M. J. Quantitative mitral valve anatomy and pathology. *Echo Resp Pract.* 2015: 2(3), 63-72.
- [11]. Biaggi, P., Jedrzkiewicz, S., Gruner, C., Meineri, M., Karski, J., Vegas, A. et al. Quantification of Mitral Valve Anatomy by Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography in Mitral Valve Prolapso Predicts Surgical Anatomy and the Complexity of Mitral Valve Repair. *J Am Soc Echocardiogr.* 2012: 25(7), 758-765.
- [12]. Solis, J., Sitges, M., Levine, R. A., Hung, J. Three-dimensional echocardiography. New possibilities in mitral valve assessment. *Rev Esp Cardiol,* 2009: 62(2), 98-188.
- [13]. Clavel, M., Mantovani, F., Malouf, J., Michelena, H. I., Vatury, O., Jain, M. S. et al. Dynamic Phenotypes of Degenerative Myxomatous Mitral Valve Disease. Quantitative 3-Dimensional Echocardiographic Study. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2015: 8(5).

- [14]. Pui-Wai, A., Hsiung, M. C., Salgo, I. S., Fang, F., Xie, J., Zhang, Y. Quantitative Analysis of Mitral Valve Morphology in Mitral Valve Prolapse With Real-Time 3-Dimensional Echocardiography. Importance of Annular Saddle Shape in the Pathogenesis of Mitral Regurgitation. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2013: 127(5), 832-841.
- [15]. Pouch, A., Vergnat, M., McGarvey, J. R., Ferrari, G., Jackson, B. M., Sehgal, C. M. Statistical Assessment of Normal Mitral Annular Geometry Using Automated Three-Dimensional Echocardiographic Analysis. *Ann Thorac Surg*. 2014: 97(1), 71-77.
- [16]. Jin, C., Salgo, I. S., Schneider, R. J., Feng, W., Meng, F., Kam, K. K. et al. Three-Dimensional Echocardiographic Anatomical Intelligence for Mitral Valve Quantification. *Int J Cardiol*. 2015: 199(1), 232-238.
- [17]. Hagège, A., Carpentier, A., Levine, R. A. Dynamic Changes of the Mitral Valve Annulus. New Look at Mitral Valve Diseases. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2016: 8(5).
- [18]. Grewal, J., Suri, R., Mankad, S., Tanaka, A., Mahoney, D. W., Schaff, H. V. et al. Mitral Annular Dynamics in Myxomatous Valve Disease. New Insights With Real-Time 3-Dimensional Echocardiography. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2009: 121(12), 1423-1431.
- [19]. Jensen, M. O., Hagège, A., Otsuji, Y., Levine, R. A. The Unsaddled Annulus. Biomechanical Culprit in Mitral Valve Prolapse? *Circ Cardiovasc Imaging*. 2013: 127(7), 766-768.
- [20]. Hidalgo, F., Mesa, D., Ruiz, M., Delgado M., Rodríguez, S., Pardo, P. et al. Effects of Mitral Annulus Remodeling Following MitraClip Procedure on Reduction of Functional Mitral Regurgitation. *Rev Esp Cardiol*, 2016: 69(11), 1020-1025.

## 9. Agradecimientos.

Me gustaría expresar mi agradecimiento a todas aquellas personas que, gracias a su colaboración de una u otra manera, han contribuido a la realización de este Trabajo Fin de Grado:

En primer lugar, mi sincero agradecimiento al Dr. Vázquez de Prada, tutor de este trabajo, por su tutela, su ayuda y su dedicación durante el desarrollo de este proyecto.

Un agradecimiento especial a la Unidad de Imagen del Servicio de Cardiología del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla por su colaboración, su ayuda y orientación en el desarrollo de este trabajo.

## 10. Anexos.

### Anexo 1.

En el presente anexo se detalla brevemente cómo se realizó la reconstrucción automática con el software *Q-Laboratory (Q-Lab 10.0)* (Philips Medical Systems, Andover, MA) y concretamente con la aplicación *Mitral Valve Navigation (MVN)* del mencionado software.

Como ya se ha comentado, para el presente trabajo se realizaron los tres pasos imprescindibles de la aplicación *MVN*.

El primer paso, una vez seleccionado el estudio del cual se va a realizar la reconstrucción, es seleccionar el fotograma más óptimo de la telediástole. El programa automáticamente selecciona un fotograma y el software selecciona con gran precisión dicho fotograma, pero es posible editarlo manualmente. [Imagen 1].

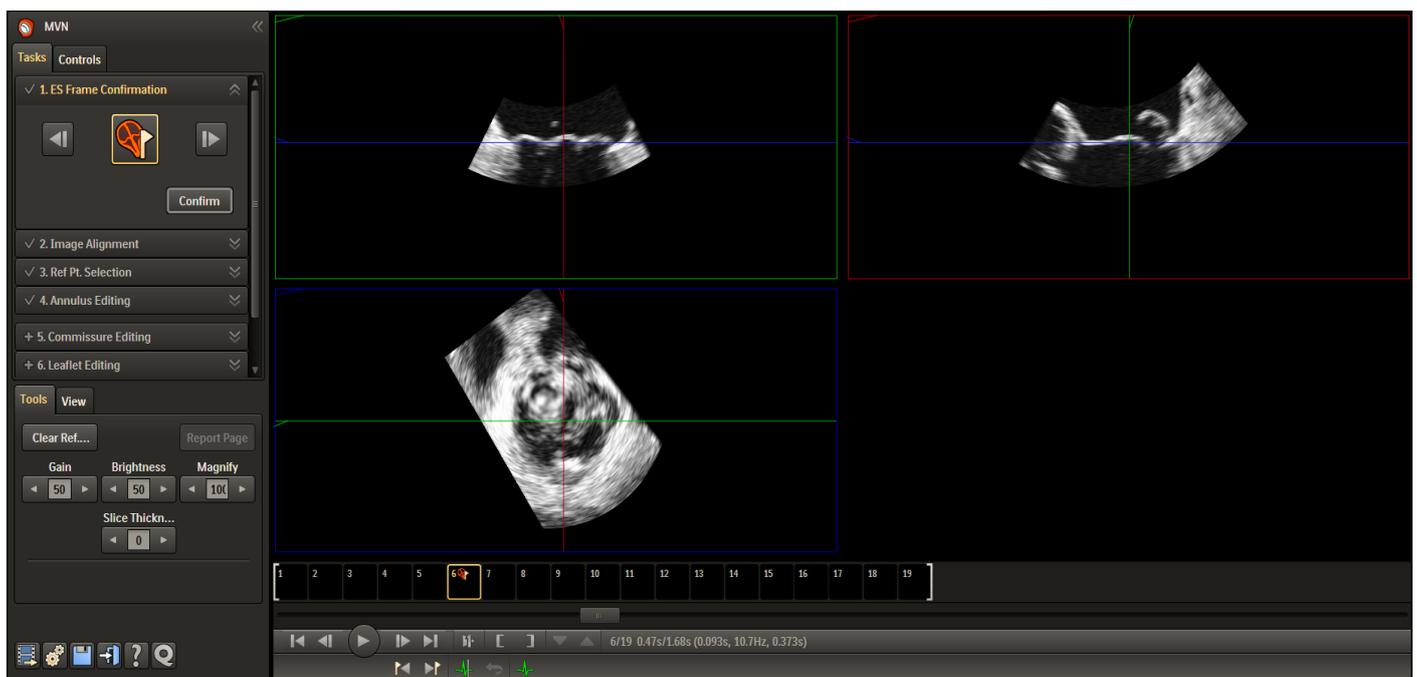


Imagen 1: Primer paso aplicación MVN (Q-Lab).

El segundo paso de la aplicación consiste en orientar, siguiendo las guías del software, el mejor plano valvular en cada orientación. En esta parte el usuario tiene que reorientar la imagen para conseguir el plano adecuado en cada caso. La imagen puede valorarse en movimiento lo cual facilita en gran medida la localización del plano valvular, de la válvula aórtica, entre otros. [Imagen 2].

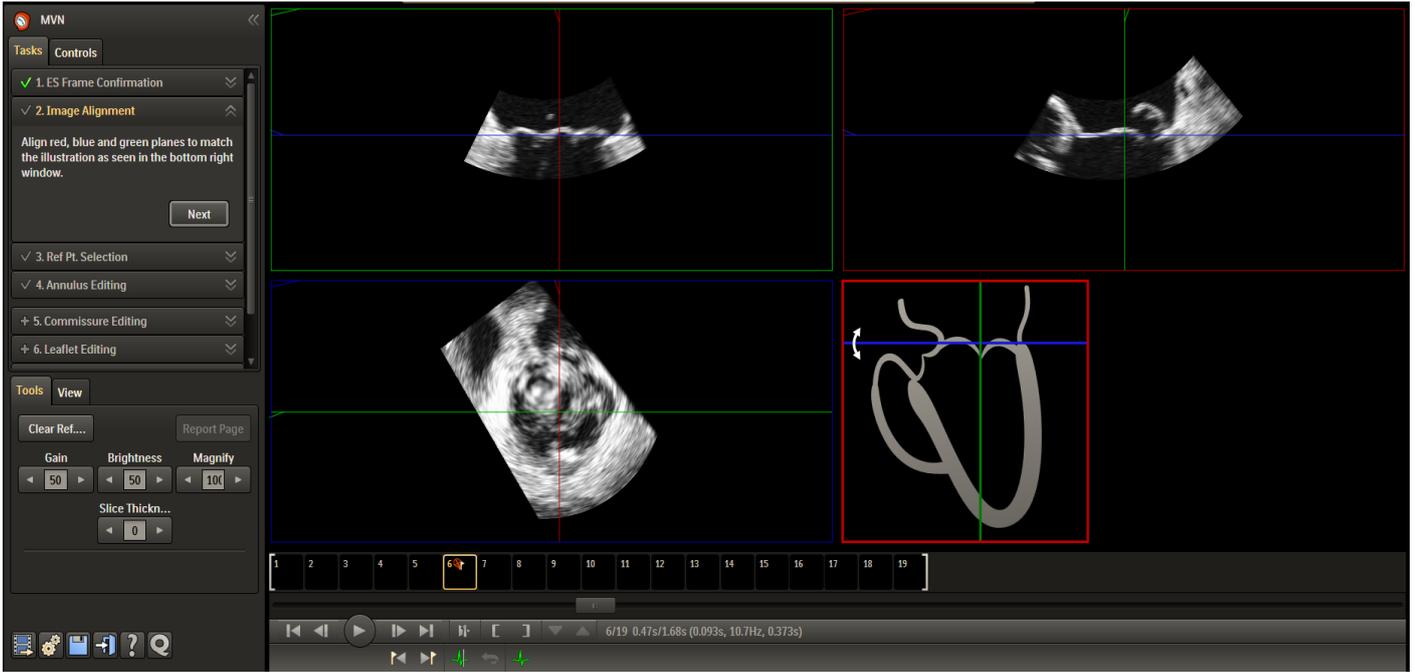


Imagen 2: Segundo paso aplicación MVN (Q-Lab).

El tercer paso consiste seleccionar, en los planos previamente seleccionados en el paso dos, los puntos de referencia para la reconstrucción. Estos puntos son los límites valvulares y las comisuras, el punto nadir y la válvula aórtica. [Imagen 3].

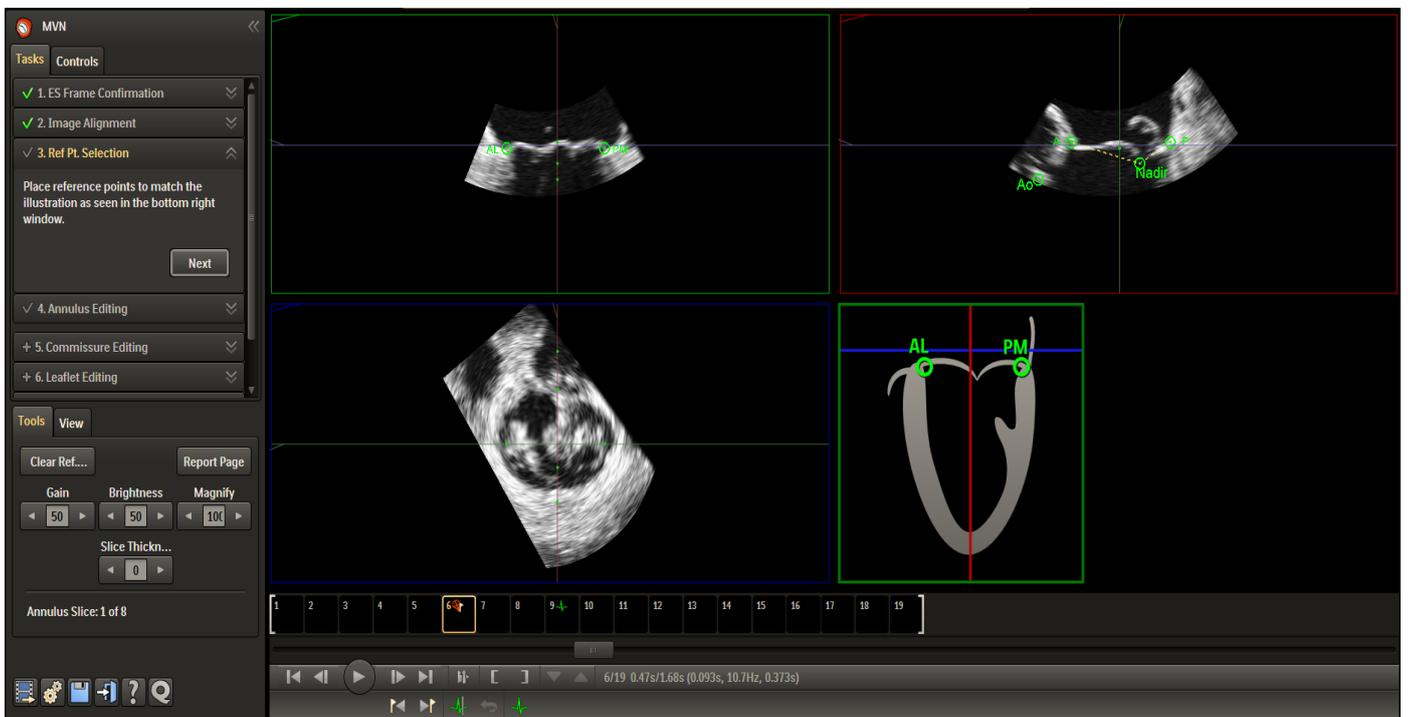


Imagen 3: Tercer paso aplicación MVN (Q-Lab).

Una vez realizados los tres pasos se obtiene la reconstrucción automática tridimensional y además una gran cantidad de medidas de diferentes parámetros. [Anexo 2]. [Imagen 4].

Con la imagen obtenida se puede movilizar la reconstrucción para valorarla en diferentes orientaciones, superponerla a la imagen real tridimensional e incluso valorarlo en movimiento.

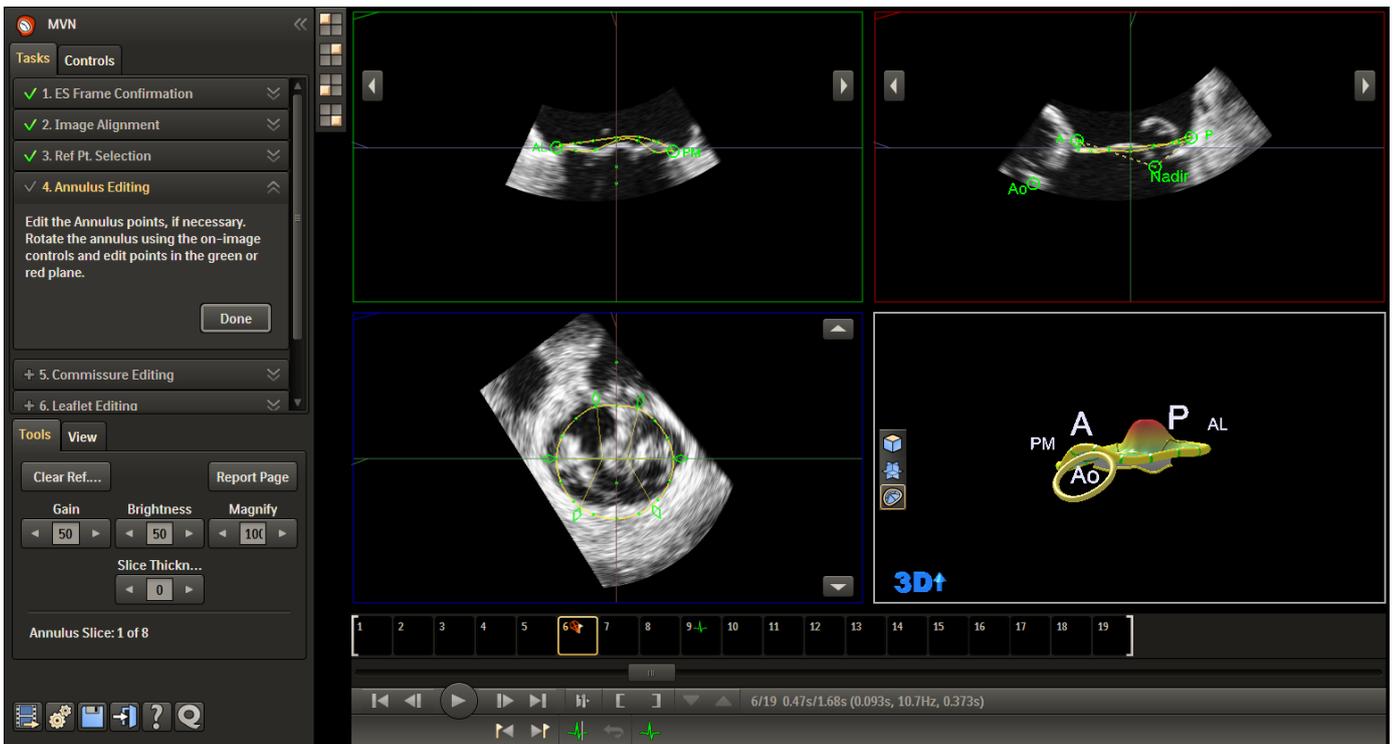


Imagen 4: Resultado tras realizar los tres pasos imprescindibles de la aplicación MVN (Q-Lab).

Aparte de la cuantificación automática, existe la posibilidad de editar la reconstrucción de forma manual a distintos niveles. Cabe recalcar que dicha edición no se realizó en este estudio.

Como ya se ha comentado, la aplicación *MVN* consta de cinco opciones de edición adicionales. Dichas opciones son: *Annulus Editing* que permite ajustar y editar, si fuese necesario, la posición del anillo mediante corrección manual; *Commissure Editing* que permite editar, si fuese necesario, la posición de las comisuras; *Leaflet Editing* que permite editar, si fuese necesario, la posición de los velos; *Border Editing* que permite editar, si fuese necesario, el borde del contorno de la válvula; y por último, *Papillary Tip Selection* que permite añadir los puntos de inserción de los músculos papilares si estos se visualizasen. [Imágenes 5,6,7,8,9].

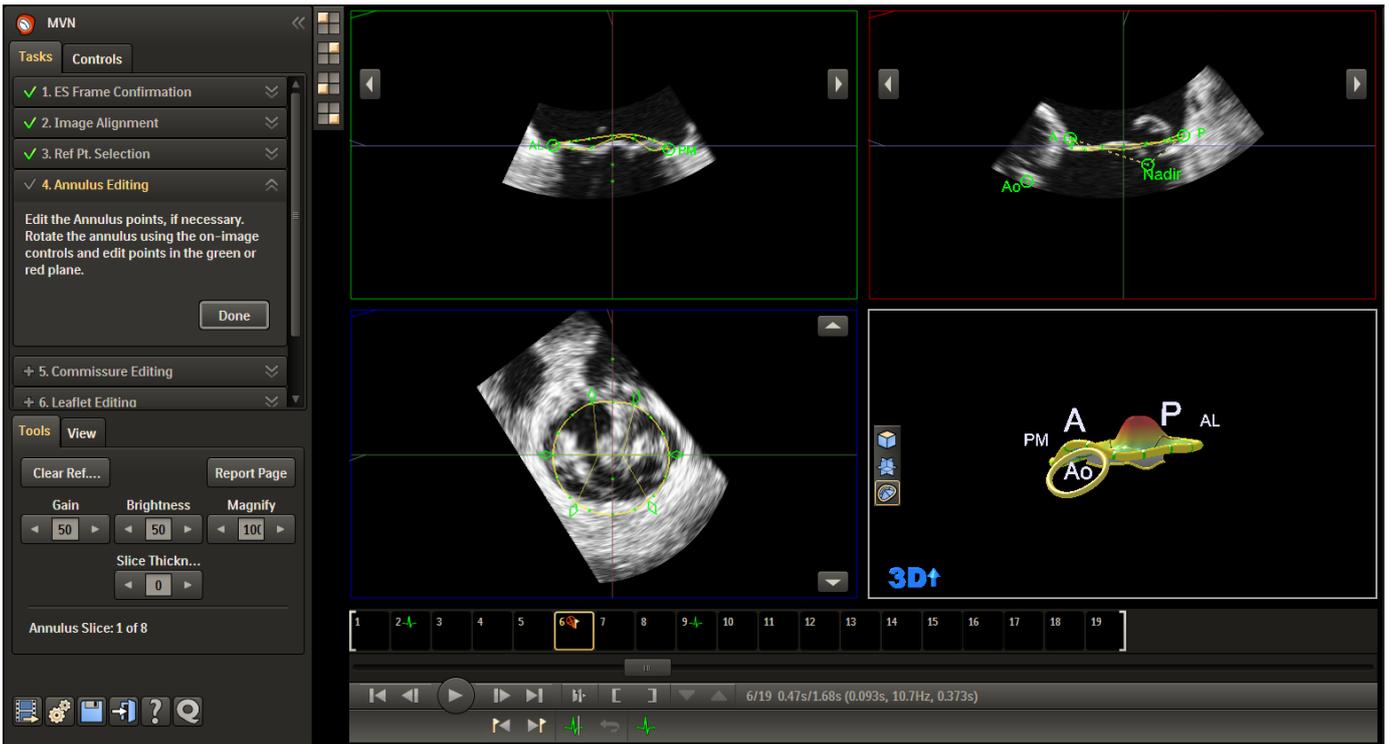


Imagen 5: Edición del anillo de la aplicación MVN (Q-Lab).

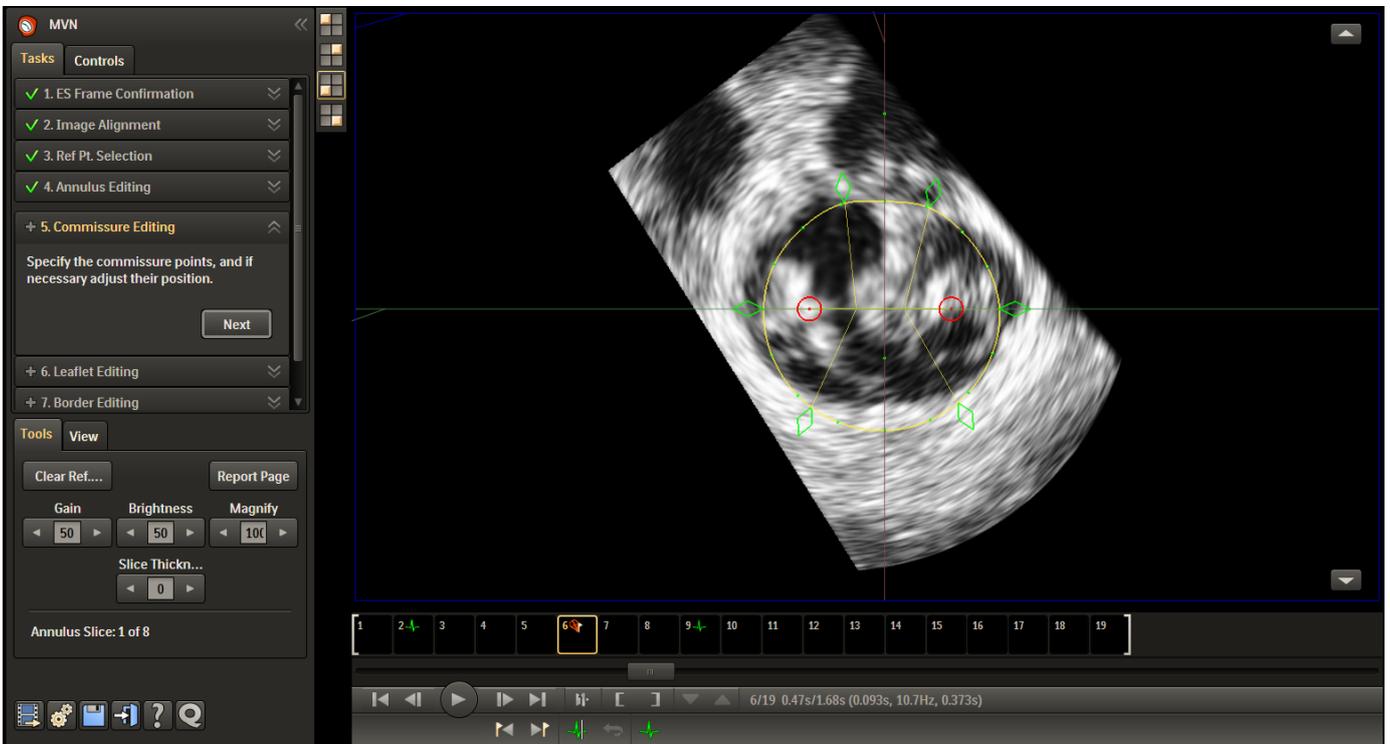


Imagen 6: Edición de las comisuras de la aplicación MVN (Q-Lab).

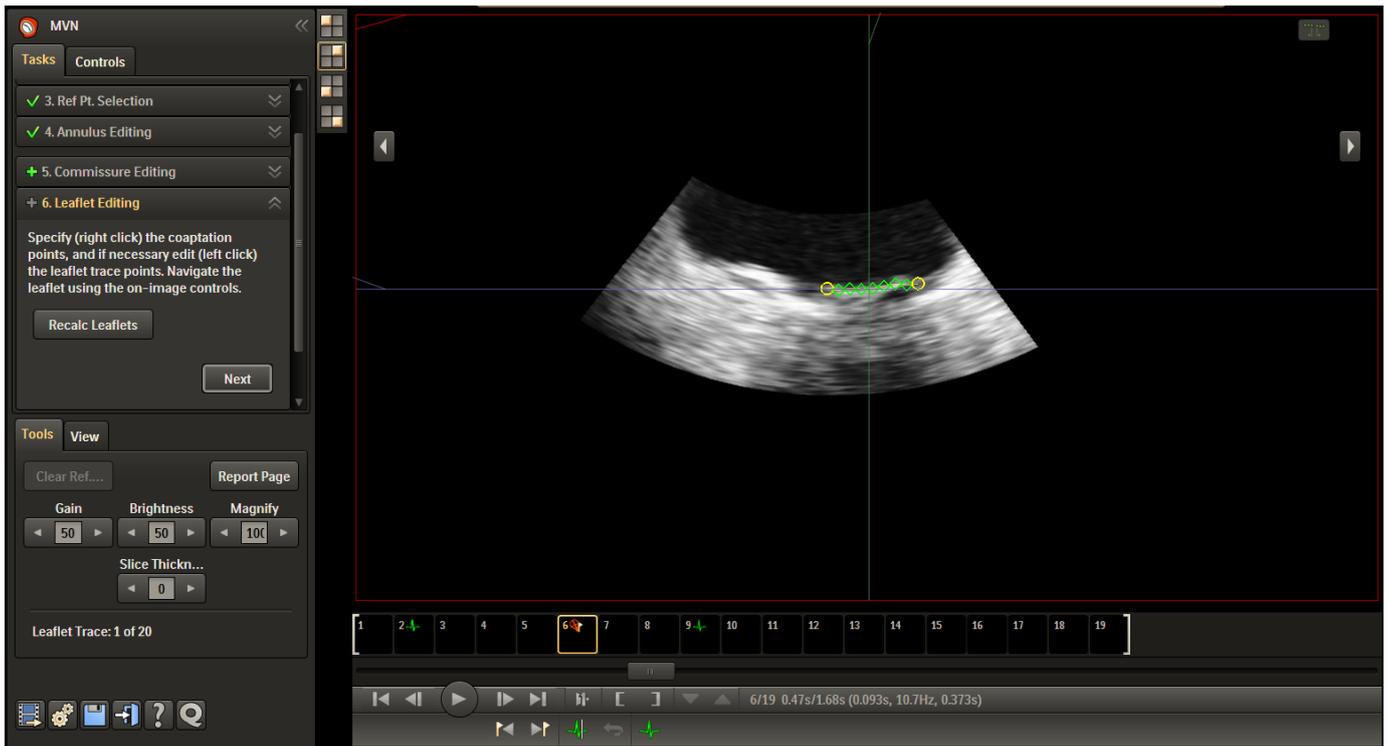


Imagen 7: Edición de los velos de la aplicación MVN (Q-Lab).

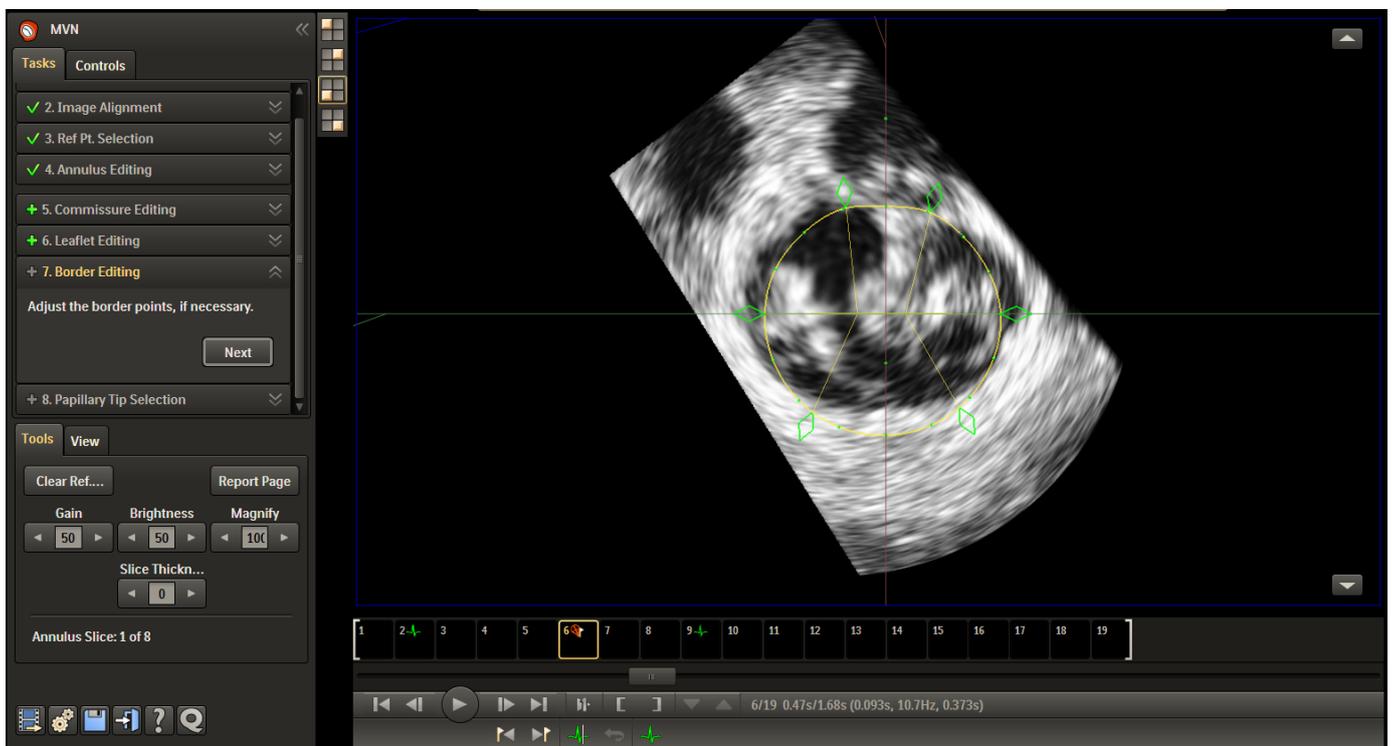


Imagen 8: Edición de los bordes valvulares de la aplicación MVN (Q-Lab).

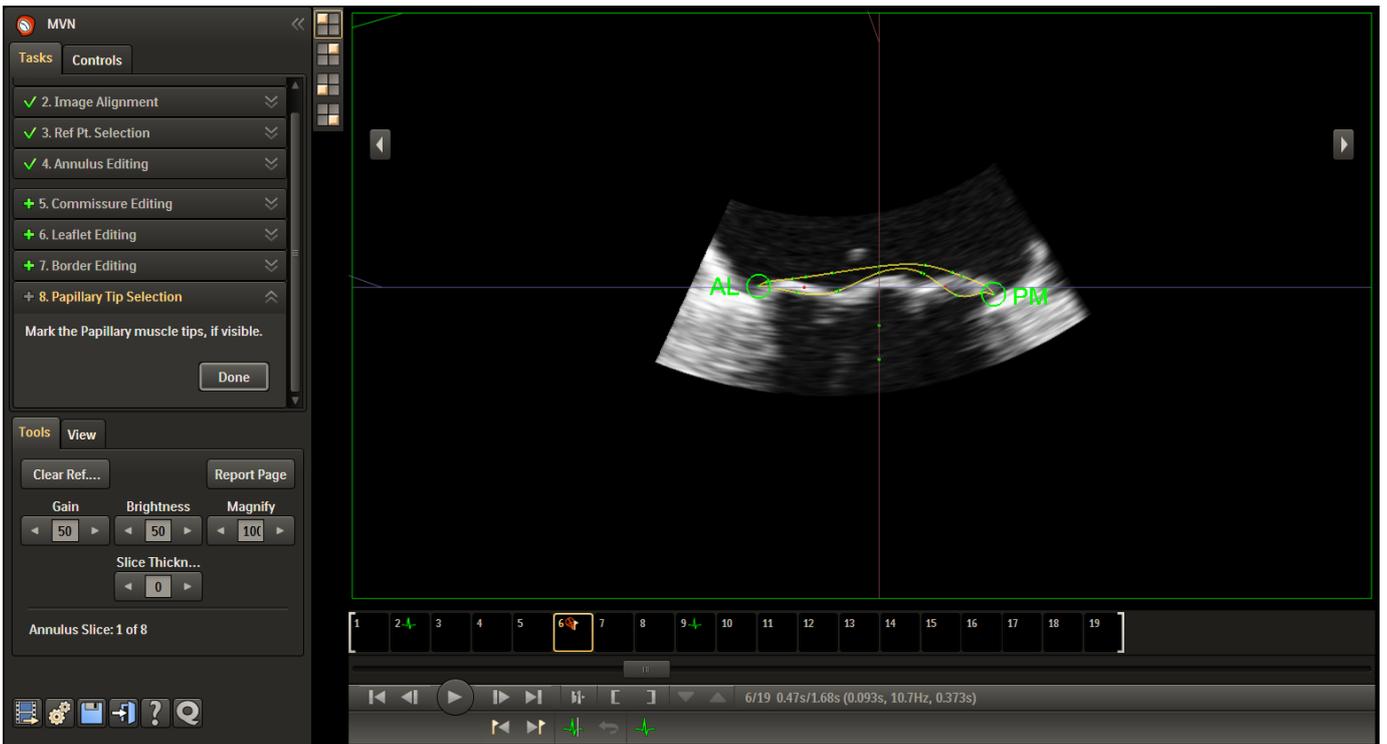


Imagen 9: Localización de los músculos papilares en la aplicación MVN (Q-Lab).

Una vez realizada esta edición adicional, el software vuelve a mostrar una imagen con la reconstrucción final, similar a la que se genera con los tres pasos obligatorios, pero con los cambios de edición realizados. [Imagen 10].

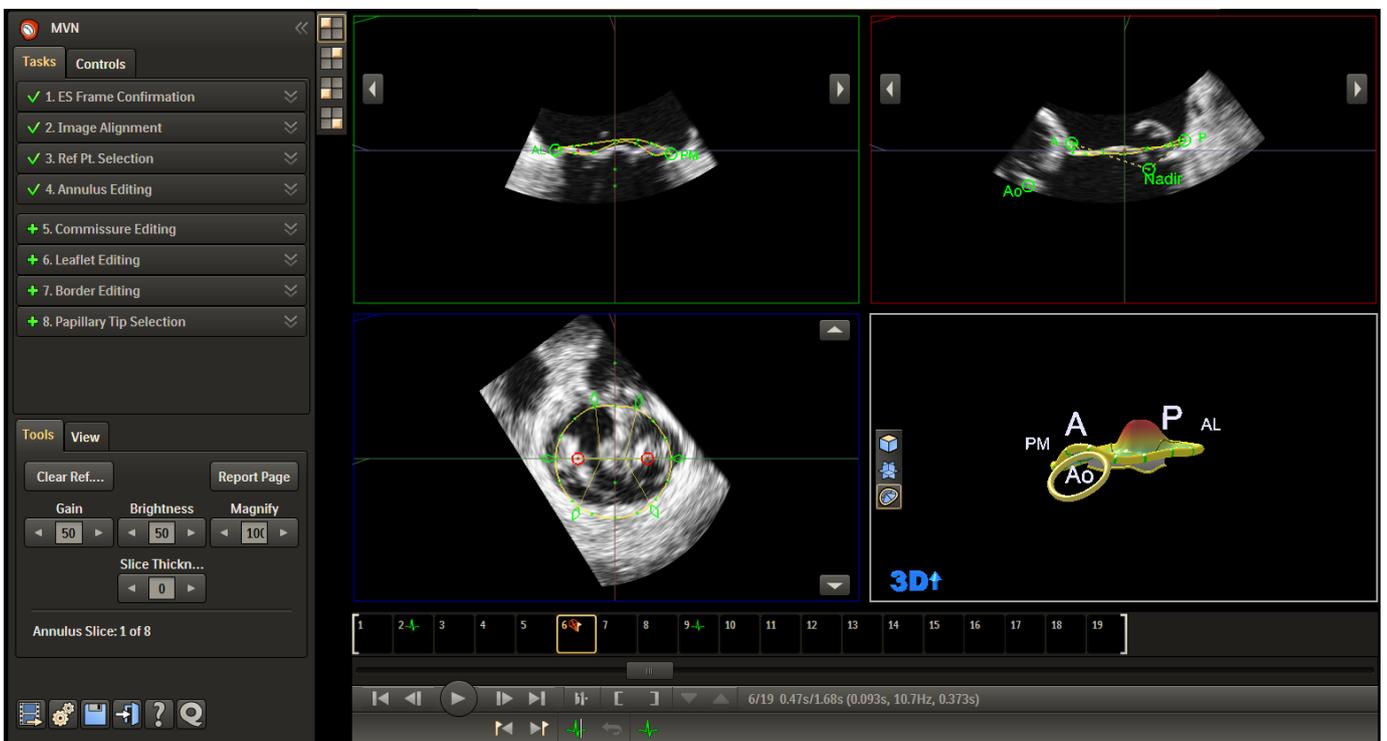


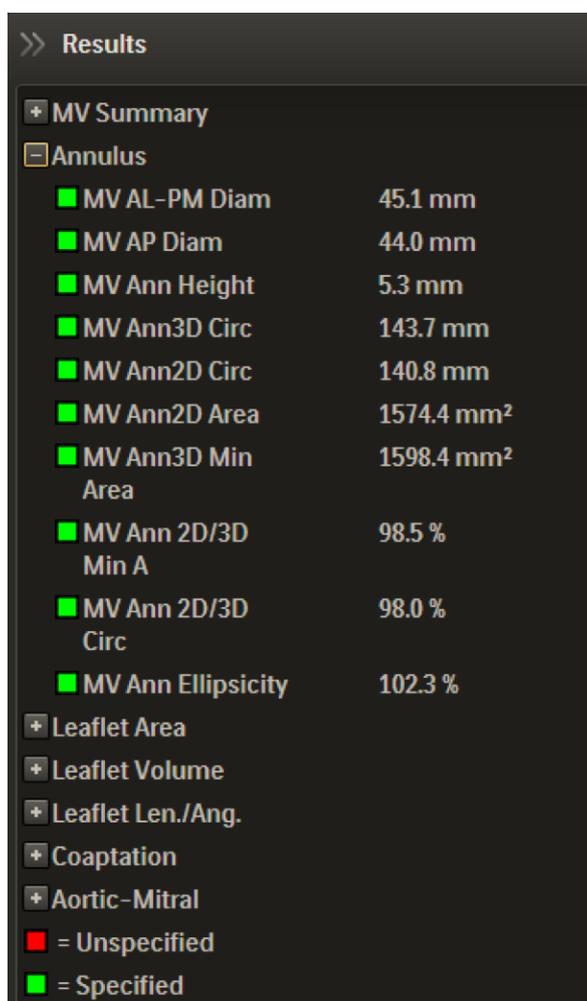
Imagen 10: Resultado final de la reconstrucción tras la edición adicional en la aplicación MVN (Q-Lab).

## Anexo 2.

En el presente anexo se recogen y detallan todas las variables que el software *Q-Laboratory (Q-Lab 10.0) (Philips Medical Systems, Andover, MA)* y concretamente la aplicación *Mitral Valve Navigation (MVN)* proporcionan al crear la reconstrucción tridimensional de la válvula mitral.

Al realizarse la reconstrucción el software genera automáticamente una serie de parámetros y medidas numéricas sobre diferentes elementos del aparato valvular mitral. Algunos de estos datos se muestran directamente en la aplicación en la pantalla final en la cual aparece la reconstrucción, otros es necesario exportarlos a una hoja de cálculo para poder visualizarlos dado que dichos valores en la aplicación aparecen como asteriscos (\*\*\*)).

Los parámetros que el software cuantifica, un total de 60, aportan información sobre el anillo valvular, la superficie valvular telesistólica, el volumen valvular, el plano de coaptación valvular y el ángulo aorto-mitral. [Imágenes 11,12,13,14].



Results	
+ MV Summary	
- Annulus	
■ MV AL-PM Diam	45.1 mm
■ MV AP Diam	44.0 mm
■ MV Ann Height	5.3 mm
■ MV Ann3D Circ	143.7 mm
■ MV Ann2D Circ	140.8 mm
■ MV Ann2D Area	1574.4 mm <sup>2</sup>
■ MV Ann3D Min Area	1598.4 mm <sup>2</sup>
■ MV Ann 2D/3D Min A	98.5 %
■ MV Ann 2D/3D Circ	98.0 %
■ MV Ann Ellipsicity	102.3 %
+ Leaflet Area	
+ Leaflet Volume	
+ Leaflet Len./Ang.	
+ Coaptation	
+ Aortic-Mitral	
■ = Unspecified	
■ = Specified	

Imagen 11: Resultados finales obtenidos tras la reconstrucción en la aplicación MVN (Q-Lab).

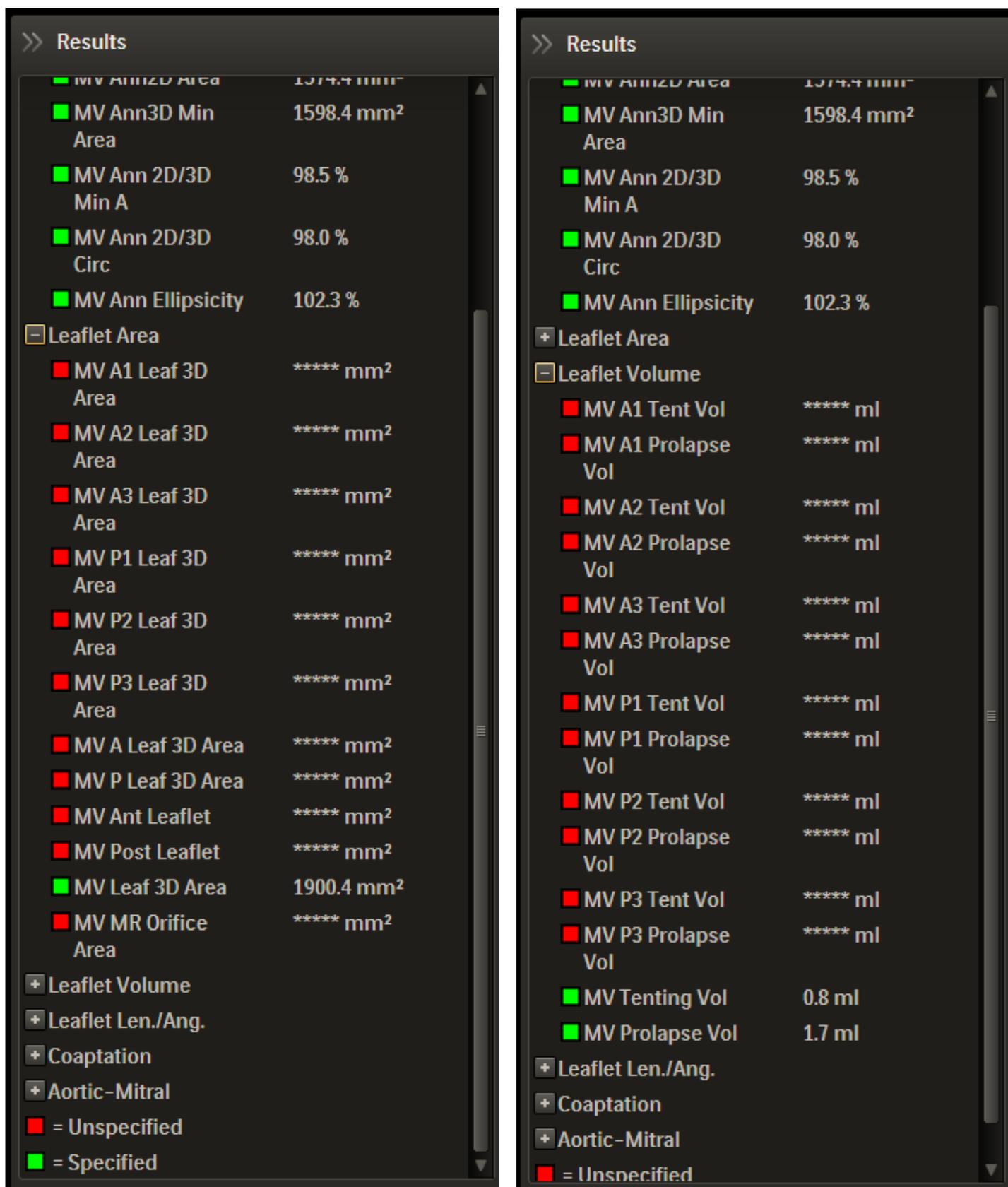


Imagen 12: Resultados finales desglosados I obtenidos tras la reconstrucción en la aplicación MVN (Q-Lab).

>> Results

MV Ann2D Area	1574.4 mm <sup>2</sup>
MV Ann3D Min Area	1598.4 mm <sup>2</sup>
MV Ann 2D/3D Min A	98.5 %
MV Ann 2D/3D Circ	98.0 %
MV Ann Ellipsicity	102.3 %
Leaflet Area	
Leaflet Volume	
Leaflet Len./Ang.	
MV A1	***** mm
MV A2	***** mm
MV A3	***** mm
MV P1	***** mm
MV P2	***** mm
MV P3	***** mm
MV A2 Total	***** mm
MV P2 Total	***** mm
MV Ant Leaf Angle	20.3 °
MV Post Leaf Angle	37.7 °
MV Nonplanar Angle	122.0 °
MV A2 2D Direct	***** mm
MV P2 2D Direct	***** mm
MV Tenting Height	3.0 mm
MV Prolapse Height	9.7 mm
Coaptation	
Aortic-Mitral	

>> Results

MV Summary

Annulus	
MV AL-PM Diam	45.1 mm
MV AP Diam	44.0 mm
MV Ann Height	5.3 mm
MV Ann3D Circ	143.7 mm
MV Ann2D Circ	140.8 mm
MV Ann2D Area	1574.4 mm <sup>2</sup>
MV Ann3D Min Area	1598.4 mm <sup>2</sup>
MV Ann 2D/3D Min A	98.5 %
MV Ann 2D/3D Circ	98.0 %
MV Ann Ellipsicity	102.3 %
Leaflet Area	
Leaflet Volume	
Leaflet Len./Ang.	
Coaptation	
MV CC Diam	***** mm
MV Ann H/CC Diam	***** %
MV Coapt 2D	***** mm
MV Coapt Leaflet	***** mm
MV Ant Coapt	***** mm
MV Post Coapt	***** mm
MV Ant Coapt H2D	4.4 mm
MV Post Coapt H2D	4.4 mm
Aortic-Mitral	
= Unspecified	
= Specified	

Imagen 13: Resultados finales desglosados II obtenidos tras la reconstrucción en la aplicación MVN (Q-Lab).

>> Results

+ MV Summary

- Annulus

■ MV AL-PM Diam	45.1 mm
■ MV AP Diam	44.0 mm
■ MV Ann Height	5.3 mm
■ MV Ann3D Circ	143.7 mm
■ MV Ann2D Circ	140.8 mm
■ MV Ann2D Area	1574.4 mm <sup>2</sup>
■ MV Ann3D Min Area	1598.4 mm <sup>2</sup>
■ MV Ann 2D/3D Min A	98.5 %
■ MV Ann 2D/3D Circ	98.0 %
■ MV Ann Ellipsicity	102.3 %

+ Leaflet Area

+ Leaflet Volume

+ Leaflet Len./Ang.

+ Coaptation

- Aortic-Mitral

■ MV Ao-Mitral Ang	136.8 °
--------------------	---------

■ = Unspecified

■ = Specified

Imagen 14: Resultados finales desglosados III obtenidos tras la reconstrucción en la aplicación MVN (Q-Lab).

El software muestra los parámetros representados con una abreviatura. A continuación, se expone la relación entre la abreviatura y el parámetro analizado.

### Parámetros del anillo.

- MV AL-PM Diam: diámetro desde anterolateral a posteromedial.
- MV AP Diam: diámetro anteroposterior.
- MV Ann Height: altura del anillo.
- MV Ann3D Circ: perímetro del anillo.
- MV Ann2D Circ: circunferencia del anillo por proyección sobre plano bidimensional.
- MV Ann2D Area: área del anillo por proyección sobre plano bidimensional.
- MV Ann3D Min Area: área mínima de superficie del anillo tridimensional.
- MV Ann 2D/3D Min A: ratio entre el área del anillo por proyección sobre plano bidimensional y el área mínima de superficie del anillo tridimensional.
- MV Ann 2D/3D Circ: ratio entre la circunferencia del anillo por proyección sobre plano bidimensional y el perímetro del anillo.
- MV Ann Ellipsicity: elipsicidad del anillo.

### Ángulo aorto-mitral.

- MV Ao-Mitral Ang: ángulo aorto-mitral.

### Coaptación valvular.

- MV CC Diam: diámetro intercomisural.
- MV Ann H/CC Diam: ratio entre la altura del anillo y el diámetro intercomisural.
- MV Coapt 2D: longitud de la coaptación en el plano de proyección.
- MV Coapt Leaflet: longitud de la coaptación proyectado sobre la superficie de los velos.
- MV Ant Coapt: longitud de la coaptación anterior.
- MV Post Coapt: longitud de la coaptación posterior.
- MV Ant Coapt H2D: altura de la coaptación de A2.
- MV Post Coapt H2D: altura de la coaptación de P2.

### Área o superficie valvular.

- MV A1 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de A1.
- MV A2 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de A2.
- MV A3 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de A3.
- MV P1 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de P1.
- MV P2 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de P2.
- MV P3 Leaf 3D Area: superficie valvular tridimensional de P3.
- MV A Leaf 3D Area: superficie valvular expuesta del velo anterior.
- MV P Leaf 3D Area: superficie valvular expuesta total del velo posterior.
- MV Ant Leaflet: superficie valvular total del velo anterior.
- MV Post Leaflet: superficie valvular total del velo posterior.
- MV Leaf 3D Area: superficie valvular total.
- MV MR Orifice Area: área de los orificios regurgitantes.

### Longitud y ángulos de los velos.

- MV A1: longitud expuesta A1.
- MV A2: longitud expuesta A2.
- MV A3: longitud expuesta A3.
- MV P1: longitud expuesta P1.
- MV P2: longitud expuesta P2.
- MV P3: longitud expuesta P3.
- MV A2 Total: longitud total A2.
- MV P2 Total: longitud total P2.
- MV Ant Leaf Angle: ángulo del velo anterior.
- MV Post Leaf Angle: ángulo del velo posterior.
- MV Nonplanar Angle: ángulo no planar de los velos.
- MV A2 2D Direct: longitud directa de A2.
- MV P2 2D Direct: longitud directa de P2.
- MV Tenting Height: altura máxima del *tenting*.
- MV Prolapse Height: altura máxima del prolapso.

### Volúmenes de los velos y sus segmentos.

- MV A1 Tent Vol: volumen del *tenting* de A1.
- MV A1 Prolapse Vol: volumen del prolapso de A1.
- MV A2 Tent Vol: volumen del *tenting* de A2.
- MV A2 Prolapse Vol: volumen del prolapso de A2.
- MV A3 Tent Vol: volumen del *tenting* de A3.
- MV A3 Prolapse Vol: volumen del prolapso de A3.
- MV P1 Tent Vol: volumen del *tenting* de P1.
- MV P1 Prolapse Vol: volumen del prolapso de P1.

- MV P2 Tent Vol: volumen del *tenting* de P2.
- MV P2 Prolapse Vol: volumen del prolapso de P2.
- MV P3 Tent Vol: volumen del *tenting* de P3.
- MV P3 Prolapse Vol: volumen del prolapso de P3.
- MV Tenting Vol: volumen total del *tenting*.
- MV Prolapse Vol: volumen total de prolapso.

