



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>



Universitat Autònoma de Barcelona

FACULTAT DE MEDICINA
Departament de Cirurgia

**“UTILIDAD INTRAOPERATORIA
DE LA ECOCARDIOGRAFÍA
TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL
EN LA REPARACIÓN DE LA VÁLVULA MITRAL”**

TESIS DOCTORAL
Presentada para optar al grado
de Doctor por
Alberto Hernández Martínez

Directores:

Río Aguilar Torres

Jaume Roigé i Solé

Manuel Armengol Carrasco

Barcelona, 2015

*A mis padres,
sin su esfuerzo nunca hubiese llegado hasta aquí,
estéis donde estéis, se que cuidáis de mí, os quiero.*

Labor omnia vincit, "El trabajo todo lo vence"
"Como no sabían que era imposible, lo hicieron"

*"Believe in yourself and all that you are.
Know that there is something inside you
that is greater than any obstacle."*
Christian D. Larson

Agradecimientos

Ha sido un largo camino, no exento de complicaciones pero también de satisfacciones, Me gustaría agradecer, y para poder agradecer, necesito echar la vista atrás. Por mi mente pasa mucha gente que me ha ayudado a que pudiese seguir cuando las dificultades aparecían y poder llegar hasta aquí.

En primer lugar agradezco a mis padres, todo el esfuerzo que hicieron para que haya podido estudiar, y a ti Ana por estar siempre a mi lado incluso en la lejanía y darme siempre tu apoyo.

En segundo lugar quiero dar las gracias a los directores de esta tesis. Al Dr Río Aguilar, por inculcarme el gusanillo de la ecocardiografía, brindarme la oportunidad de aprender eco transesofágica y estimularme a realizar esta tesis. Al Dr Jaime Roigé, por enseñarme a andar en mis inicios como Anestesiista, por tu siempre apoyo y comprensión cuando te he necesitado, gracias. Al Dr Armengol, por su valiosa experiencia como director de tesis, gracias por haberme facilitado el desarrollo de esta tesis.

En tercer lugar, agradezco a mis compañeros de Londres y Mánchester, por hacerme mejor anestesiista, por sus enseñanzas en ecocardiografía tridimensional y sus valiosos consejos. A Geoff, Scott, Karim, Donna, Anita, Tim, Miguel, Ignacio... gracias a todos.

Finalmente, me gustaría también poder agradecer a otras personas que en algún momento fueron decisivas en mi vida para poder haber llegado hasta aquí y realizar esta tesis. Agradezco al maestro Pedro Guillen, el haberme brindado la oportunidad de cumplir mi primer sueño, llegar a ser Fisioterapeuta. A mi querido Gabriel, ahora en la lejanía pero siempre en mis pensamientos, ¡que hubiese hecho yo sin ti!, fuiste mi compañero de viaje durante los años de carrera, a ti no te agradezco ya que siento que estoy en deuda contigo por todo lo que me enseñaste y ayudaste durante aquellos años, así que parte de esta tesis también es tuya. A Mónica, mi portadora de apuntes, sin ti todo hubiese sido muchísimo más difícil. A mis profesores de la Universidad Complutense de Madrid y Autónoma de Barcelona, por enseñarme la base de la medicina y formarme como médico. Por último, me gustaría agradecer a mis compañeros del Hospital Vall d'Hebrón, Dexeus, Teknon, Quirón, Bellvitge, Royal Brompton, St. George's, Hammersmith y Wythenshawe porque de todos ellos aprendí cosas nuevas y de muchos me llevé su amistad, A ti Sola que siempre estabas allí cuando te necesitaba. A ti Inma que siempre estabas para apoyarme. A ti María Rosa, estés donde estés...

Gracias a todos.

Índice de tablas	15
Índice de figuras	17
Abreviaturas	21
Resumen	23
Abstract	25
1. Introducción	27
2. Marco teórico	31
2.1. Evolución histórica de la cirugía de la válvula mitral.....	33
2.2. Anatomía descriptiva de la válvula mitral	41
2.3. Relaciones anatómicas de la válvula mitral	55
2.4. Función de la válvula mitral	59
2.5. Lesiones de la válvula mitral	63
2.4.1. Introducción.....	64
2.4.2. Clasificación funcional de la disfunción de la válvula mitral.....	65
2.4.3. Causas de insuficiencia	68
2.6. Indicaciones quirúrgicas.....	75
2.7. Técnicas quirúrgicas de reparación valvular.....	83
2.7.1. Introducción.....	85
2.7.2. Vías de abordaje de exposición de la válvula mitral	86
2.7.2.1. Abordaje quirúrgico auricular.....	87
2.7.2.2. Abordaje quirúrgico transeptal	87
2.7.3. Técnicas de reparación mitral	89
2.7.3.1. Técnicas de reparación para la disfunción tipo I	89
2.7.3.2. Técnicas de reparación para la disfunción tipo II	94
2.7.3.3. Técnicas de reparación para la disfunción tipo III	99
2.7.3.4. Técnicas de reparación para las comisuras	101
2.7.4. Problemas específicos	102
2.7.4.1. Calcificación anular.....	102
2.7.4.2. SAM.....	102
2.7.4.3. Anillo de remodelación de anuloplastia	104
2.8. Ecocardiografía transesofágica tridimensional	105
2.8.1. Evolución histórica.....	107
2.8.2. Proceso y modo de adquisición de imágenes tridimensionales ..	109
2.8.2.1. Modos de imágenes tridimensionales en tiempo real	110
2.8.3. Estudio de la válvula mitral mediante Eco3D	116
2.8.4. Análisis de la válvula mitral con el software AdvanceQlab.....	122
3. Hipótesis de trabajo	129
3.1 Hipótesis	131
4. Objetivos	133
4.1 Objetivos.....	135
5. Material y métodos	137
5.1. Diseño del estudio.....	139

5.2. Población de estudio	139
5.3. Tamaño muestral	139
5.4. Criterios de inclusión	139
5.5. Criterios de exclusión	139
5.6. Aspectos éticos	140
5.7. Datos demográficos, antropométricos y clínicos.....	140
5.8. Estudio ecocardiográfico preoperatorio	142
5.9. Datos intraoperatorios	142
5.9.1. Datos de exploración	142
5.9.1.1. Inspección quirúrgica de la válvula.....	142
5.9.1.2. Estudio ecocardiográfico transesofágico.....	143
5.9.2. Datos quirúrgicos.....	146
5.10. Datos postoperatorios	146
5.11. Análisis estadístico	146
6. Resultados	149
6.1. Datos antropométricos	151
6.2. Datos clínicos	153
6.3. Datos intraoperatorios.....	158
6.3.1. Inspección quirúrgica de la válvula.....	158
6.3.2. Estudio ecocardiográfico transesofágico	160
6.3.3. Datos quirúrgicos.....	165
6.4. Datos postoperatorios	167
7. Discusión	169
7.1 Discusión	171
8. Conclusiones	181
8.1 Conclusiones	183
9. Bibliografía	185
9.1 Referencias bibliográficas	187
10. Anexos	197
10.1. Anexo 1. Comandos y sintaxis de Stata	195
10.2. Anexo 2. Permisos y Copyright	207

- Tabla 1.** Medidas de las cuerdas tendinosas.
- Tabla 2.** Enfermedades que afectan al correcto funcionamiento de la VM.
- Tabla 3.** Afecciones valvulares que afectan al funcionamiento valvular.
- Tabla 4.** Clasificación funcional de la disfunción de la VM.
- Tabla 5.** Etiología, lesión y disfunción valvular de la VM.
- Tabla 6.** Clasificación de Shah de la patología de la VM.
- Tabla 7.** Causas de insuficiencia mitral.
- Tabla 8.** Indicaciones de cirugía en la insuficiencia mitral primaria grave (fuente Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y de la Asociación Europea de Cirugía Cardiorácica (EACTS)).
- Tabla 9.** Indicaciones de cirugía en la insuficiencia mitral secundaria crónica (fuente Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y de la Asociación Europea de Cirugía Cardiorácica (EACTS)).
- Tabla 10.** Propiedades de los diferentes modos de imagen 3D.
- Tabla 11.** Estructuras y anomalías ecocardiográficas del aparato funcional.
- Tabla 12.** Parámetros de interés del aparato VM medibles mediante la Eco3D.
- Tabla 13.** Características demográficas y datos antropométricos
- Tabla 14.** Causas de insuficiencia mitral.
- Tabla 15.** Inspección quirúrgica de la VM.
- Tabla 16.** Hallazgos quirúrgicos por segmentos.
- Tabla 17.** Sensibilidad, especificidad y precisión para los diferentes segmentos velares.
- Tabla 18.** Concordancia kappa por segmentos.
- Tabla 19.** Sensibilidad, especificidad y precisión para los diferentes segmentos velares roturas cordales.
- Tabla 20.** Concordancia kappa por segmentos.
- Tabla 21.** Análisis de localización de cleft, Echo3D versus 2D e inspección quirúrgica.
- Tabla 22.** Tamaño de anillo predominante.

- Fig 1.** Válvulas del corazón en diástole. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 2.** Válvulas del corazón en sístole. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 3.** Componentes del aparato valvular mitral. *Cortesía de Medscape.*
- Fig 4.** Corte histológico a nivel de la válvula mitral. *Cortesía de Medscape.*
- Fig 5.** Anillo mitral. *Modificada de Carpentier A, Reconstructive Valve Surgery. From Valve Analysis to Valve Reconstruction. 2010 Saunders Elsevier.*
- Fig 6.** Vista ventricular de la cortina mitroaórtica. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 7.** Representación hipérbolo del anillo mitral.
- Fig 8.** Clasificación de Carpentier de los velos de la válvula mitral
- Fig 9.** Clasificación de Duran modificada de los velos de la válvula mitral.
- Fig 10.** Clasificación de Shah modificada de los velos de la válvula mitral.
- Fig 11.** Variante anatómica del velo posterior. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 12.** Corte anatómico de la superficie valvular
- Fig 13.** Corte histólogo de las diferentes capas de la VM.
- Fig 14.** Cuerdas tendinosas: clasificación. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 15.** Cuerdas tendinosas y músculos papilares. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 16.** Músculos papilares. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 17.** Músculos papilares.
- Fig 18.** Tipos de músculos papilares. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 19.** Vasculariación de los músculos papilares. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 20.** Relación de las arterias coronarias con la VM. LDA
- Fig 21.** Relaciones anatómicas de la VM. *Cortesía de American Journal.*
- Fig 22.** Fuerzas de tracción. *Cortesía de editorial Elsevier*
- Fig 23.** Válvula mixoide.
- Fig 24.** Válvula mitral normal.
- Fig 25.** Prolapso de P2.
- Fig 26.** Campo quirúrgico en la cirugía de la VM. *Cortesía de editorial Elsevier.*
- Fig 27.** Abordaje auricular de la VM. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 28.** Abordaje transeptal de la VM. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 29.** Abordaje valvular descrito por Kon. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 30.** Abordaje Abordaje “domo auricular”. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 31.** Hendidura o cleft en la VM. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 32.** Dilatación del anillo de la VM. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 33.** Implantación y sutura de un anillo mitral. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 34.** Anillo flexible St. Jude.
- Fig 35.** Anillo Myxo-ETlogix de Edwards.
- Fig 36.** Anillo Geoform de Edwards.
- Fig 37.** Valoración y colocación de un anillo de anuloplastia. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 38.** Anuloplastia semicircular. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 39.** Resultado de la reparación tras la sutura. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 40.** Reparación Wooler. *Cortesía de editorial Springer.*

- Fig 41.** Reparación Wooler. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 42.** Técnica de reparación del prolapso de P2. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 43.** Reparación simple de P2.
- Fig 44.** Plastia de deslizamiento del velo posterior. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 45.** Plicatura del velo posterior para acortar su altura. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 46.** Remodelado del velo posterior. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 47.** Resección triangular del velo anterior. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 48.** Plicatura del velo anterior. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 49.** Acortamiento cordal a nivel de los músculos papilares. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 50.** Rotura de cuerdas e implantación de neocuerdas. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 51.** Aumento del velo anterior mediante colocación de parche de pericardio. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 52.** Técnica de Alferi borde-borde. *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 53.** Reparación comisural.
- Fig 54.** Movimiento anterior sistólico (SAM). *Cortesía de editorial Springer.*
- Fig 55.** Evolución histórica de la ecocardiografía.
- Fig 56.** Sonda matricial con tecnología xMATRIX.
- Fig 57.** Representación gráfica de equilibrio.
- Fig 58.** Obtención del volumen piramidal.
- Fig 59.** Obtención de una imagen 3D mediante la aplicación zoom.
- Fig 60.** Adquisición de imagen 3D aplicando Full volumen.
- Fig 61.** Prolapso mitral visto en 2 planos ortogonales.
- Fig 62.** Doppler color en 3D.
- Fig 63.** Formación de Doppler color 3D.
- Fig 64.** Cropping ventricular en 3D.
- Fig 65.** Imagen visual de las 4 imágenes obtenidas con el software QLab.
- Fig 66.** Planos ecográficos 2D del aparato VM.
- Fig 67.** Vista quirúrgica del aparato VM.
- Fig 68.** Vista de la VM.
- Fig 69.** Vista quirúrgica de la VM.
- Fig 70.** Vista auricular de la VM.
- Fig 71.** Vista ventricular de la VM.
- Fig 72.** Visión del velo anterior y posterior tras angulación de la sonda ecográfica.
- Fig 73.** Correlación 2D versus 3D.
- Fig 74.** Calcificación de la comisura AL.
- Fig 75.** Detección de cuerda rota por la Eco3D.
- Fig 76.** Vista del anillo mitral por Eco3D.
- Fig 77.** Forma de D del anillo mitral por Eco3D.

- Fig 78.** Correlación AP de la cortina mitro-aórtica.
- Fig 79.** Zona de picos y valles de la VM
- Fig 80.** Obtención de un modelo 3D de la VM desde diferentes planos 2D.
- Fig 81.** VM en modo Zoom; vista craneal.
- Fig 82.** VM en modo Zoom; vista lateral.
- Fig 83.** Vista de las 4 cajas para el inicio del estudio.
- Fig 84.** Ajuste de planos.
- Fig 85.** Añadiendo puntos de referencia.
- Fig 86.** Visión magnificada.
- Fig 87.** Marcaje de puntos de referencia.
- Fig 88.** Marcaje de puntos.
- Fig 89.** Modelo 3D de la VM.
- Fig 90.** Modelo 3D del anillo; muestra las dimensiones del diámetro IC, AP y la altura del anillo.
- Fig 91.** Reconstrucción 3D de la zona velar.
- Fig 92.** Marcaje de los velos y la zona de coaptación
- Fig 93.** Modelo 3D mostrando la superficie de tenting.
- Fig 94.** Volumen y área de tenting.
- Fig 95.** Reconstrucción de la VM en 3D.
- Fig 96.** Informe final del análisis de la VM.
- Fig 97.** Flail detectado por Eco3D.
- Fig 98.** Edad el día de la cirugía.
- Fig 99.** Distribución de los pacientes por sexo.
- Fig 100.** Edad y género de los pacientes el día de su intervención.
- Fig 101.** Hipertensión arterial
- Fig 102.** Hipertensión arterial por edad y sexo.
- Fig 103.** Hipertensión pulmonar.
- Fig 104.** Estadío renal basado en la TFG calculada.
- Fig 105.** Enfermedad vascular asociada.
- Fig 106.** Enfermedad coronaria asociada.
- Fig 107.** Clase funcional NYHA.
- Fig 108.** Clase funcional NHYA por sexo.
- Fig 109.** Cirugía por sexo
- Fig 110.** Escalas pronósticas; Euroscore aditivo y Euroscore logístico.
- Fig 111.** Euroscore por sexo..
- Fig 112.** Causas subyacentes de la insuficiencia valvular.
- Fig 113.** Fracción de eyección ventricular.
- Fig 114.** Grado de insuficiencia valvular.
- Fig 115.** Lesiones asociadas.
- Fig 116.** Procedimientos asociados.
- Fig 117.** Tiempos de CEC y clampaje.
- Fig 118.** Tipos de cardioplejia.

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 119. Implantación de neocuerdas.

Fig 120. Estancia hospitalaria.

Fig 121. Gráfico de mortalidad.

Fig 122. Vista ecocardiográfica de ojo de pájaro.

A1; festón o segmento lateral del velo anterior (según la clasificación de Carpentier).
A2; festón o segmento medio del velo anterior (según la clasificación de Carpentier).
A3; festón o segmento medial del velo anterior (según la clasificación de Carpentier).
A2L; segmento A2 lateral del velo anterior (según la clasificación modificada de Carpentier).
A2M; segmento A2 medial del velo anterior (según la clasificación modificada de Carpentier).
ASC; área de superficie corporal.
AP; Anteroposterior.
AV; auriculo-ventricular.
CA; comisura anterior.
CEC; circulación extracorpórea.
cm; centímetro.
CP; comisura posterior.
C-sept; distancia de coaptación septal (*del inglés; coaptation–septal distance*)
Cols; colaboradores.
Cr; creatinina.
DTS; diámetro telesistólico.
EACTS; Asociación Europea de Cirugía Cardiotorácica.
Eco2D; Ecocardiograma transesofágico bidimensional en tiempo real.
Eco3D; Ecocardiograma transesofágico tridimensional en tiempo real.
EF; *del inglés; ejection fraction*.
Ej; ejemplo
EM; estenosis mitral.
Enf; enfermedad.
ESC; European Society of Cardiology.
etc; etcétera.
Fig; figura.
FE; fracción de eyección
FR; Frame rate.
°C; grados centígrados.
Hz; Hertzios.
IC; Intervalo de confianza.
IC; Intercomisural.
IM; insuficiencia mitral.
IMC; índice de masa corporal.
K; *Kappa*; índice estadístico de concordancia.
LVOT; tracto de salida del ventrículo izquierdo (*del inglés; left ventricular outflow tract*)
m; metro
ms; milisegundo
ME; *del inglés medio esophageal*, medio esófago.

ABREVIATURAS

MVQadv; *del ingles; mitral valve quantification advance.*

MVQ; *del ingles; mitral valve quantification.*

MPR; *del ingles multiplanar reconstruction.*

NYHA; New York Heart Association.

P1; festón o segmento lateral del velo posterior (según la clasificación de Carpentier).

P2; festón o segmento medio del velo posterior (según la clasificación de Carpentier).

P3; festón o segmento medial del velo posterior (según la clasificación de Carpentier).

PM; segmento posteromedio (según la clasificación de Duran).

PM1; festón o segmento posterolateral (según la clasificación de Duran).

PM2; festón o segmento posteromedial (según la clasificación de Duran).

P2L; segmento lateral del velo posterior (según la clasificación modificada de Carpentier).

P2M; segmento medial del velo posterior (según la clasificación modificada de Carpentier).

PAP; presión de arteria pulmonar.

PPS; presión pulmonar sistólica

PTFE; politetrafluoroetileno, material sintético para la elaboración de prótesis cardíacas y vasculares.

SAM; *del ingles "Systolic Anterior Motion"*. Movimiento anormal del velo anterior mitral en sístole.

SV; *del ingles; Stroke volumen.*

TFG; tasa de filtrado glomerular

TR; tiempo real.

VI; ventrículo izquierdo

VM; válvula mitral

Objetivo; Se ha utilizado la ecocardiografía transesofágica intraoperatoria en cirugía de reparación de la válvula mitral, y se han comparado los modos ecocardiográficos bidimensional (Eco2D) y tridimensional (Eco3D) con el fin de evaluar si la Eco3D es superior a la Eco2D, para la detección y localización precisa de prolapsos valvulares, rotura de cuerdas (*flail*) y detección de hendiduras (*cleft*).

Métodos; Se estudiaron de manera prospectiva 90 pacientes que se sometieron a reparación de la válvula mitral, ya fuese como procedimiento único o asociado. La válvula fue inspeccionada por el cirujano y sus hallazgos considerados como el “*gold standard*” y por tanto determinaron la precisión diagnóstica. Para cada paciente se realizó intraoperatoriamente, mediante la utilización de una sonda transesofágica 3D, un estudio ecocardiográfico completo y detallado, tanto en modo bidimensional (2D) como en modo tridimensional (3D) y se grabaron todas las imágenes.

Resultados; La inspección quirúrgica de la válvula realizada por el cirujano, detectó la presencia de prolapso en 72 de las 90 válvulas inspeccionadas. La presencia o ausencia de prolapso valvular mitral se diagnosticó correctamente en 81 de los casos con una precisión del 90% cuando se utilizó la Eco3D, y en 71 de los casos cuando se aplicó la Eco2D con una precisión diagnóstica del 78.89%. La Eco3D se asoció más intensamente con los hallazgos quirúrgicos que la Eco2D para la detección de prolapsos valvulares (diferencia de proporciones = 11,1%; IC [1,56%, 22,18%], $p=0,042$). Además, cuando se hizo un análisis por segmentos o festones valvulares, la Eco3D fue significativamente más precisa en detectar prolapsos de los segmentos A2 (diferencia de proporciones = 10.0%, IC [3.43%, 18.36%], $p = 0.012$), A3 (diferencia de proporciones = 7.78%, IC [1,59%, 16,67%], $p = 0.039$), P1 (diferencia de proporciones = 8.36%, IC [4.35%, 19.67%], $p = 0.006$), y P2 (diferencia de proporciones = 14.45%, IC [7,13%, 23,55%], $p = 0.001$). La inspección quirúrgica también reveló la presencia de ruptura cordal en 53 casos. La presencia o ausencia de rotura de cuerdas se diagnosticó correctamente en 85 de los casos con una precisión del 94,44% cuando se utilizó la Eco3D, y en 64 de los casos cuando se aplicó la Eco2D con una precisión diagnóstica del 71,11% (diferencia de proporciones = 23,33%; IC [13,85%, 33,71%], $p < 0.001$). El análisis por segmentos evidenció superioridad de la Eco3D para detectar la ruptura cordal para los segmentos A2 (diferencia de proporciones = 10.0%, IC [2,85%, 10.86%], $p = 0.004$), P1 (diferencia de proporciones = 8,8 %, IC [1,58%, 17.46%], $p = 0.039$, y P2 (diferencia de proporciones = 19,89 %, IC [10,87 %, 28.54%], $p = 0.0001$).

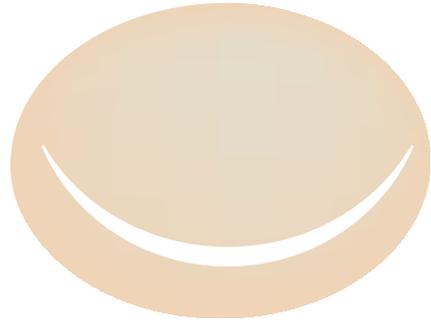
Conclusión: Aunque la Eco2D sigue siendo actualmente la herramienta estándar intraoperatoria como estudio de imagen de la válvula mitral, la Eco3D mejora la visualización de la patología valvular y aumenta la precisión diagnóstica facilitada por la orientación espacial que permite este modo tridimensional de imagen.

Objective; We used the intraoperative transesophageal echocardiography in mitral valve repair surgery, and compared both echocardiographic modes (Eco2D versus Eco3D) in order to assess whether Eco3D is superior to Eco2D, for detection and accuracy of location of valve prolapse, chordal rupture (flail) and cleft.

Methods; 90 patients have undergone repair surgery of mitral valve as a single or associated procedure were studied prospectively, The valve was inspected by surgeons and their findings were considered the “gold standard” and thus determined the accuracy. For each patient a comprehensive intraoperative transesophageal study was performed using a 3D probe, a complete and detailed, two-dimensional and three-dimensional echocardiography study were performed and all pictures were recorded.

Results; Surgical inspection detected the presence of prolapse in 72 of the 90 valves inspected. In 18 patients no presence of prolapse was found as a cause of valvular insufficiency. The presence or absence of mitral valve prolapse was diagnosed correctly in 81 cases with an accuracy of 90% when Eco3D was used and in 71 cases Eco2D when applied with an accuracy of 78.89%. The Eco3D correlated more strongly with surgical findings than Eco2D (difference of proportions = 11,1%; IC [1,56%, 22,18%], $p=0,042$). Furthermore, when the different scallops of the valve were analysed, the Eco3D was significantly better for detecting prolapses in the scallops A2 (difference in proportions = 10.0%, CI [3.43%, 18.36%], $p = 0.012$), A3 (difference in proportions = 7.78%, CI [1,59%, 16,67%], $p = 0.039$), P1 (difference in proportions = 8.36%, CI [4.35%, 19.67%], $p = 0.006$), and P2 (difference in proportions = 14.45% CI [7.12% 23.54%], $p = 0.0010$). Surgical inspection also identified 53 and 37 patients with and without chordal rupture, respectively. Eco3D correctly diagnosed the presence or absence of chordal rupture in 85 of these patients (94.44%) as opposed to 43 patients (71.11%) using Eco2D (difference in proportions = 23.33% CI [13.85%, 33.71%], $p < 0.001$). The analysis by scallop showed that the accuracy of Eco3D was significantly higher for the most frequent lesions; scallop A2 (proportion difference = 10.0% CI [2.85% 10.86%], $p = 0.004$), scallop P1 (difference in proportions = 8,8 %, CI [1,58%, 17.46%], $p = 0.039$), and scallop P2 (ddifference in proportions = 19,89 %, CI [10,87 %, 28.54%], $p = 0.0001$).

Conclusion: Although Eco2D remains the standard tool as intraoperative imaging for studying mitral valve, the Eco3D improves visualization of the valve pathology and increases the accuracy of the interpretation facilitated by the spatial orientation that allows the three-dimensional image mode.



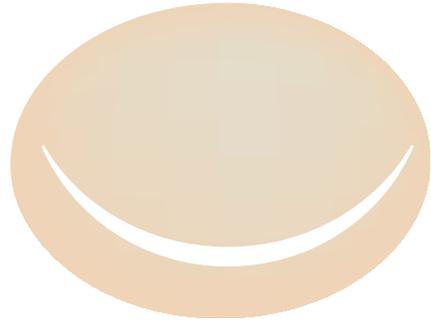
I. INTRODUCCIÓN



La cirugía de reparación de la válvula mitral es uno de los avances técnicos quirúrgicos más importantes que se han producido en cirugía cardíaca en los últimos años. Los pacientes con insuficiencia mitral que presentan síntomas o incluso asintomáticos, pero que presentan un deterioro de la función ventricular, deben ser sometidos a una cirugía valvular, a poder ser, a una cirugía de reconstrucción de la válvula, que permita que se recupere no sólo la competencia de la misma sino también la geometría de todo el aparato valvular mitral con el fin de asegurar la durabilidad de la reparación. La reparación de la válvula en lugar de su reemplazo, tiene unas ventajas muy significativas; mejora la calidad de vida de los enfermos, disminuye la aparición de complicaciones secundarias, como la hemólisis, las hemorragias, secundarias a la terapia anticoagulante que se requiere con el reemplazo, la aparición de endocarditis infecciosa, etc. y además, se ha demostrado una disminución de la mortalidad, tanto precoz como a largo plazo, cuando se compara con el recambio valvular. Sin embargo, pese a los avances tecnológicos, aún hoy en día, muchos cirujanos optan por reemplazar la válvula cuando se enfrentan a una reparación compleja de la válvula mitral. De hecho, toda enfermedad valvular degenerativa es reparable y se debe reparar, sin reemplazar la válvula. Los cirujanos expertos en la reparación mitral, insisten en la necesidad de que sus cirugías sean guiadas por Anestesiólogos, con formación acreditada en ecocardiografía transesofágica, capaces de guiarles y confirmar si la reparación ha sido exitosa o no, antes de abandonar la circulación extracorpórea.

Si bien el ecocardiograma bidimensional (Eco2D) es la herramienta más comúnmente utilizada, es oportuno decir que la técnica cuenta con algunas limitaciones en la cuantificación de una estructura tridimensional compleja como es el aparato valvular mitral. Durante la última década, la ecocardiografía ha sufrido un avance vertiginoso que ha derivado en la aparición de las sondas matriciales tridimensionales, lo que ha permitido que se puedan visualizar las estructuras del corazón de manera tridimensional en tiempo real, permitiendo así, guiar al cirujano durante todo el procedimiento quirúrgico. Desgraciadamente, a diferencia de otros países, su introducción en España está siendo demasiado lenta, posiblemente por el alto coste que conlleva la adquisición de estos equipos, y pocos centros tienen, a día de hoy, disponibles estos equipos en quirófano, por lo que ni los anestesiólogos ni los cirujanos son realmente conscientes de las ventajas que aporta, no sólo en la cirugía de reparación de la válvula mitral, sino en la mayoría de los procedimientos cardíacos.

El objetivo principal de este estudio es comparar la ecocardiografía bidimensional con la tridimensional con el fin de valorar si realmente la Eco3D es superior a la Eco2D en la detección de prolapsos, rotura de cuerdas (*flail*) y detección de hendiduras (*cleft*) presentes en la válvula mitral. El estudio se llevó a cabo en su totalidad en el Reino Unido durante mi estancia profesional.



II. MARCO TEÓRICO



II. MARCO TEÓRICO

EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA CIRUGÍA DE LA VÁLVULA MITRAL

2.1. Evolución histórica

La historia de la cirugía cardíaca no tiene unos orígenes muy lejanos, hasta bien avanzado el siglo XIX, al corazón se le consideraba un órgano no operable, y los grandes cirujanos de la época, aconsejaban a sus alumnos no tocarlo, pues explorarlo manualmente podía hacer detener su latido y causar la muerte inmediata del enfermo.

Las primeras intervenciones sobre el corazón descritas, datan del siglo XIX, y hacen referencia a la reparación de heridas punzantes; en el año 1893, el Dr. Daniel Hale Williams de Chicago, realizó una reparación con sutura del pericardio en una joven de 24 años, que había sufrido un apuñalamiento durante una pelea, sin embargo, el tejido cardíaco estaba indemne, y no fue necesario repararlo.¹ No fue, hasta el año 1896 cuando se realizó, aparentemente por primera vez en el mundo, una sutura sobre el mismo tejido cardíaco, también dañado por un apuñalamiento, la realizó el Dr. Ludwig Rehn, en Frankfurt, Alemania.² En Norteamérica, el Dr. Luther Hill, fue el primer médico en informar del éxito de la reparación de una herida cardíaca, la cirugía se realizó en un niño de 13 años de edad, que había sido víctima de múltiples heridas por arma blanca algunas de las cuales habían afectado a su corazón.³

Ya en el siglo XX, el Dr Friedrich Trendelenburg, fue pionero al intentar realizar una embolectomía pulmonar en 1907, realizando una apertura en la arteria pulmonar. Primero, lo realizó en animales,⁴ y luego lo intentó en humanos, aunque sin demasiado éxito, ya que los pacientes no sobrevivían al procedimiento y morían horas más tarde.⁵ Fue Kirschner, un estudiante suyo, quien informó del primer paciente que se recuperó completamente después de someterse a una embolectomía pulmonar, ya en el año 1924.⁶

Los inicios del tratamiento quirúrgico de la válvula mitral datan de 1902, cuando Sir Lauder Brunton, un cardiólogo escocés que ejercía en Londres, sugiere la posibilidad de una valvulotomía quirúrgica transventricular en pacientes con estenosis mitral.⁷ En 1923, el Dr. Elliott Cutler del Hospital Peter Bent Brigham, de Boston, Massachusetts llevó a cabo el primer procedimiento exitoso de cirugía valvular en el mundo, realizó una valvulotomía utilizando un cuchillo de tenotomía en una niña de 12 años que padecía una estenosis mitral severa debido a una enfermedad reumática.⁸ Desafortunadamente, la mayoría de sus pacientes posteriores fallecerían debido a que su técnica creaba demasiada insuficiencia en la válvula, por lo que la abandonó y dejó de operar. En Europa, hubo que esperar hasta el año 1925, cuando el Dr Henry Souttar, realizó la primera operación exitosa en el Hospital Royal de Londres a otra joven con estenosis mitral.⁹ Su técnica fue distinta, utilizaba su propio dedo para liberar las comisuras de la válvula, y aunque la cirugía fue

exitosa no consta que realizase más operaciones. De hecho, parece ser que no se realizaron más intentos quirúrgicos valvulares hasta 1948, cuando Charles Bailey, Dwight Harken y Russell Brock llevaron a cabo, por separado, varias valvulotomías con éxito.¹⁰

En 1931, ocurriría un hito que cambiaría la evolución de la cirugía cardíaca. El Dr John Gibbon, siendo aún residente en el Hospital General de Massachusetts en Boston, inició sus ideas sobre la creación de una “máquina oxigenadora” que le permitiera oxigenar la sangre venosa y luego devolverla al organismo ya oxigenada bombeándola, de modo que así podría ser posible detener el corazón y poder operarlo. La idea surgió una noche, en la que él, y el que fuera en aquellos tiempos su mentor, el profesor Edward Churchill, la pasaron en vilo, viendo como una joven luchaba desesperadamente por salvar su vida. Quince días antes se le había practicado una colecistectomía, y durante el posoperatorio había presentado un tromboembolismo pulmonar masivo lo que le había llevado a un estado de shock irreversible. La solución por ayudarla era fácil, extraer el coágulo que tenía a nivel de la arteria pulmonar. En Europa ya se habían practicado, una decena de operaciones llamadas “Trendelemburg” en honor a su mentor, cuyos resultados eran inciertos y aquella noche no se atrevieron a realizarla. Sólo al final cuando la paciente dio el último suspiro, abrieron el tórax y sacaron el coágulo, entonces masajearon el corazón pero ya era tarde y no hubo respuesta. De allí surgió la idea, que después se convertiría en una obsesión, por crear un aparato que permitiera mantener la circulación en el organismo y detener el corazón para poder realizar una incisión en la arteria pulmonar y así poder extraer el coágulo que permitiera salvar la vida de los pacientes. Con la ayuda del profesor Edward Churchill y sobre todo de su esposa, María Hopkinson, quien se involucraría de lleno en su proyecto, Gibbon inició sus experimentos, dando ya a conocer sus primeros resultados experimentales en el año 1937.¹¹ Pero no es hasta el año 1939, donde comunica en el Congreso de la “American Association for Thoracic Surgery”, que había utilizado con éxito la máquina oxigenadora en cuatro animales de laboratorio. Y por fin, en el año 1953, Gibbon, abrió el camino para que se iniciase un nuevo mundo en el campo de la cirugía cardíaca, al realizar en un bebe, el primer cierre de una comunicación interauricular con la ayuda de la máquina oxigenadora que el mismo había inventado, sin embargo el bebe no sobrevivió a la cirugía. En mayo de 1954, Gibbon, lleva a cabo un segundo intento, esta vez con más éxito, ya que el paciente sobrevive a la cirugía. Sin embargo, los éxitos no se consolidaron, y sus próximos cuatro pacientes fallecieron, lo que derivó en que Gibbon decidiese abandonar la técnica, dejando la iniciativa a sus discípulos, lo cual fue criticado por algunos y creó un verdadero desánimo entre sus seguidores, y un estado de desconcierto en la comunidad médica que temporalmente dejó de utilizar la máquina corazón-pulmón.

Durante este período, el Dr C. Walton Lillehei y sus colegas de la Universi-

dad de Minnesota estudiaron una técnica que llamaron circulación cruzada controlada. Para ello se requería que un familiar del niño con el mismo grupo sanguíneo, generalmente el padre o la madre, se ofrecieran para que su cuerpo, principalmente sus pulmones y corazón, sirvieran para mantener la perfusión en los órganos vitales del niño. El procedimiento era sencillo, se colocaba una cánula venosa en la vena yugular interna derecha del paciente dirigida hacia las venas cavas del niño, la arteria subclavia izquierda se disecaba y se seccionaba y se introducía una cánula para recibir la sangre desde la arteria femoral del padre o la madre. Con esta técnica Lillehei, en 1954, operó con éxito, por primera vez en el mundo, el cierre de una comunicación interventricular a un niño de 15 meses de edad, aunque el niño falleció días más tarde debido a una neumonía. Sin embargo, seis de los siguientes siete pacientes sobrevivieron.¹² A pesar del éxito obtenido, la técnica de la circulación cruzada no se consolidó.

En 1955, John W. Kirklin y sus colegas de la Clínica Mayo, en Róchester, Minnesota, utilizaron una máquina corazón-pulmón basada en la máquina que había desarrollado Gibbon, pero con sus propias modificaciones y realizaron con éxito el cierre de un defecto ventricular en un paciente de 5 años de edad. No obstante su labor diaria se veía frustrada cuando constataron que la mitad de los niños que operaron, de una serie de ocho, solo el 50% sobrevivió, y en el resto, tras ser operados, el corazón latía débilmente y finalmente dejaba de latir.¹³ Esta fue la primera serie exitosa de pacientes reportada en el mundo, es decir, más de un paciente, que se sometieron a una cirugía del corazón utilizando una máquina corazón-pulmón. A partir de entonces, se buscaba remediar esta grave situación y se intenta inventar un aparato que supla al corazón desfalleció. Finalmente es el eminente Dr Michael E. DeBakey, pionero nato de la cirugía cardiovascular, quién a sus 23 años, y siendo todavía residente, inventó la bomba centrífuga (del inglés; “Roller Pump”), que al final sirvió para consumir el gran invento de Gibbon.

La hipotermia, fue otro método que se desarrolló para detener el corazón y permitir que se pudiese abrir y operar sobre él. En 1950, el Dr Bigelow estando becado en el Hospital John Hopkins, veía a Blalock tratar infructuosamente de operar a infantes del corazón. Una noche se despertó creyendo tener la solución, “si en los animales que hibernaban, su consumo de oxígeno y energía son mínimos, seguramente si se sometiese al organismo a una situación de hipotermia, el corazón se pararía y se podría actuar sobre él”, y así es como empezó a realizar experimentos en perros llevándolos a una hipotermia de hasta de 30 °C, observando que el corazón se paralizaba lo que permitía operar con un margen de seguridad de 10 minutos. Así es como comenzó a operar a niños parando el corazón y abriéndolo para poder realizar el cierre de comunicaciones interauriculares, estenosis de la válvula pulmonar o aórtica, bajo visión directa.¹⁴ Sin embargo, fue el Dr John Lewis el primero que en 1952, logró cerrar una comunicación interauricular en una niña de

II. MARCO TEÓRICO

EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA CIRUGÍA DE LA VÁLVULA MITRAL

5 años de edad, utilizando esta técnica de hipotermia.¹⁵ La técnica se consolidaba y fue Henry Swan, de la Universidad de Colorado el que más casos operó con el auxilio de la de la hipotermia.¹⁶ En 1955 presentó en el Congreso de la Asociación Americana de Cirugía, 59 casos operados con una mortalidad aceptable, del 20%.

También ese mismo año, Melrose presentó el primer estudio experimental que describía la detención del corazón inducida por una solución de cardioplejia basada en potasio con el fin de proteger al miocardio. Sin embargo, la solución de Melrose era tóxica para el miocardio, y ello derivó en que durante varios años no se utilizase cardioplejia. No fue hasta la década de los 70 cuando varios autores como Gay, Ebert¹⁷ y Tyres¹⁸ demostraron que la solución de Melrose no era tóxica por las concentraciones de potasio sino por su alta hiperosmolaridad.

En el año 1960, Nina Braunwald, una norteamericana afincada en Bethesda, Maryland, realizó en el National Institute of Health, el primer recambio valvular mitral exitoso en el mundo.¹⁹ Para ello, utilizó un dispositivo casero que había diseñado ella misma con cuerdas artificiales de poliuretano. Durante décadas, el reemplazo de la válvula mitral ha sido la única opción quirúrgica para los pacientes con una enfermedad de la válvula mitral grave.

El Dr Albert Starr de la Escuela de Medicina de la Universidad de Oregón, en Portland, hizo una buena amistad con el Sr Lowell M. Edwards, un ingeniero electrónico retirado que había participado en la invención de una válvula de los aviones a chorro usados en la guerra de Corea. Este, le propone crear una válvula para el corazón en forma de bola, pero el Dr Starr no podía concebir realizar un reemplazo valvular con una válvula de bola como la que proponía Edwards ya que era diferente a la humana, por ello desarrollan una válvula con dos valvas de silicona, pero no funcionaba ya que se formaban trombos y en dos o tres días obstruían el orificio con la consiguiente pérdida de los animales de experimentación. Finalmente, dado el fracaso obtenido, el Dr Starr afirma “hagamos una válvula que trabaje, sin preocuparnos su apariencia”, y ambos desarrollan y crean una válvula que lleva actualmente el nombre de ambos, Starr Edwards. En 1959, se le implanta a un perro una prótesis de bola, el animal sobrevivió 13 meses con la válvula de bola en posición mitral. Y es en 1960 cuando se traslada a aplicarse a los seres humanos²⁰, marcando un hecho sin precedentes para beneficio de miles de pacientes que hasta entonces estaban condenados a morir. Su éxito y su uso fueron casi inmediatos y se estableció como el gold estándar hasta que a finales de 1960, comenzaron a aparecer las válvulas protésicas de segunda generación con el fin de reducir el número de eventos embólicos que se producían con ella.

En la década de los años 1970, una válvula surgió como el prototipo líder, la válvula de inclinación de disco Björk-Shiley, que fue desarrollada por Viking Björk de

Estocolmo y Earl Shiley de California.²¹ Esta válvula tenía mejor perfil de hemodinámica (con mayor área transversal y menos hemólisis) que la válvula de Starr-Edwards y en consecuencia tenía una menor tendencia tromboembólica, sin embargo, era muy dependiente de una correcta anticoagulación y cualquier alteración en la misma, provocaba problemas de trombosis. Se intentó desarrollar una mejora técnica con un modelo más moderno, con un disco cóncavo-convexo, sin embargo se detectaron varios casos de rotura de la prótesis y finalmente fue retirada del mercado. Más tarde en 1977 apareció la St. Jude Medical, válvula metálica con un doble velo, éstas válvulas tenían mejores perfiles hemodinámicos y hacía que aparecieran un menor número de eventos adversos relacionados con su implantación.

El desarrollo y mejora de las prótesis valvulares continuó en los siguientes años, y a finales de 1970, se desarrolló una válvula protésica de tercera generación que se convirtió en la válvula de la década de 1980; la válvula de doble velo de St. Jude Medical, que había mejorado la hemodinámica en comparación con las válvulas de más edad, con menos estancamiento de la sangre, apertura más completa de las valvas, y una reducida incidencia de episodios de tromboembolismo. Tratando de evitar el tromboembolismo, que era la complicación más grave y frecuente tras la implantación de una prótesis mecánica, y las complicaciones derivadas de la anticoagulación, se trataron de diseñar y fabricar válvulas biológicas, las primeras que aparecieron lo hicieron en 1970, fueron las de pericardio porcino, llamadas también de Medtronic-Hancock.²² En el año 1976, Carpentier y Edwards desarrollan las de pericardio bovino.²³

El desarrollo de la reparación de la válvula sin necesidad de colocar una prótesis se inicia con las ideas visionarias de Carpentier y de Duran. Ambos afirman que para poder llevar a cabo una reparación valvular es esencial la remodelación anular y para ello es preciso colocar un anillo de anuloplastia. Se inició así una nueva era en la cirugía de la válvula cardíaca con el concepto de remodelación anular mediante la implantación de anillos protésicos.^{24,25}

En el año 1997, el Dr Hugo Vanermen, cirujano cardiotorácico belga, desarrolla el concepto de cirugía cardíaca mínimamente invasiva.²⁶ Con el desarrollo de incisiones mínimamente invasivas la cirugía de la válvula mitral ha sufrido un desarrollo más. Sólo es necesaria una hemiesternotomía inferior a través de una incisión en la piel de unos 6 a 8 cm para poder llevar a cabo la cirugía sobre la válvula mitral. Desde entonces varios grupos realizan la cirugía de la válvula mitral de manera mínimamente invasiva.

Una nueva forma de cirugía cardíaca mínimamente invasiva que ha crecido en popularidad es la cirugía asistida por robot. Consiste en el uso de una máquina que realiza la cirugía siendo controlada a distancia por el cirujano cardíaco. La prin-

II. MARCO TEÓRICO

EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA CIRUGÍA DE LA VÁLVULA MITRAL

La principal ventaja es el tamaño de la incisión que se le hace al paciente. En lugar de que la incisión tenga que ser suficientemente grande como para que el cirujano introduzca sus manos en ella, basta con tres pequeños agujeros por los que introducir las “manos del robot”. Otra ventaja de esta técnica, es que reduce el tiempo de recuperación del paciente. El Dr. Alain F. Carpentier, en 1998, fue también el primer cirujano que realizó la primera reparación de la válvula mitral robótica,²⁷ usando un prototipo del sistema quirúrgico da Vinci (Inc., Sunnyvale, CA Intuitive Surgical) . Lange y cols en Munich fueron los primeros en realizar una reparación de la válvula mitral en el año 2002, totalmente de manera robótica utilizando sólo los puertos de 1 cm y el dispositivo da Vinci.²⁸ La cirugía de la válvula mitral robótica, hoy en día, se ha convertido en una realidad y algunos grupos la llevan a cabo de manera rutinaria.

En la década del año 2000 se han realizado varios ensayos de una estrategia más reciente de reparación de la válvula mitral que no requiere cirugía cardíaca mayor sino que se realiza a través de un catéter que es insertado a través de la vena femoral. Esta técnica de reparación de la válvula mitral percutánea (mitral clip) está disponible en Europa desde Marzo del año 2008, cuando la Unión Europea autorizó su utilización y se está desarrollando de manera vertiginosa para realizar las reparaciones mitrales sin necesidad de cirugía.²⁹

II. MARCO TEÓRICO

ANATOMÍA DESCRIPTIVA DE LA VÁLVULA MITRAL

2.2. Anatomía descriptiva

La válvula mitral, también conocida como bicúspide, es una de las cuatro válvulas que posee el corazón para asegurar un flujo unidireccional de la sangre durante su bombeo. Está situada entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo, y su función óptima va a permitir, que durante la fase de llenado o diástole ventricular, la válvula se abra de modo que la sangre fluya a su través para llenar el ventrículo izquierdo (Fig.1), mientras que durante la fase contráctil del ventrículo (sístole ventricular), actúe como una válvula de retención al cerrarse, impidiendo así, que la sangre refluya retrógradamente desde el ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda (Fig.2).

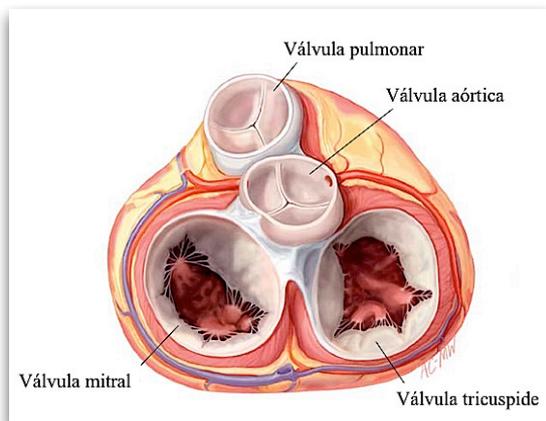


Fig 1

Diástole

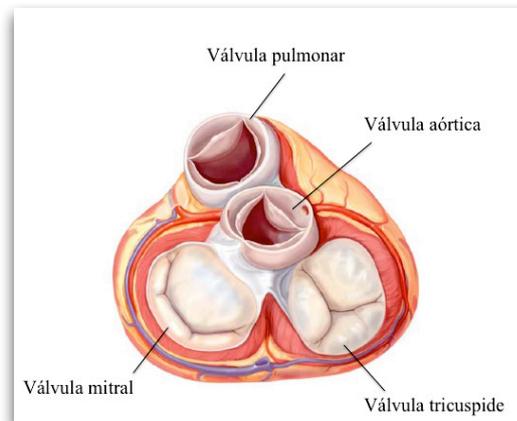


Fig 2

Sístole

La descripción anatómica descriptiva de la válvula mitral ha ido variando con el paso del tiempo, debido sobre todo a los grandes avances producidos en el desarrollo de las técnicas de imagen que han permitido estudiar la válvula con mayor detalle y realizar una descripción anatómica más precisa de la válvula mitral. Aunque las primeras descripciones anatómicas datan de la era de Galeno e Hipócrates, fue en el renacimiento, cuando Andreas Vesalius, un joven médico belga, profesor de anatomía de la universidad de Padua, en Italia, y ayudado por Leonardo Da Vinci, publicó en 1543 uno de los libros más influyentes que ha habido sobre anatomía humana, "*De humani corporis fabrica*",³⁰ en el que se plasmaban por primera vez dibujos artísticos de las distintas estructuras anatómicas del cuerpo humano basado en las propias autopsias que él realizaba, corrigiéndose muchas de las inexactitudes que habían sido descritas años atrás, por Hipócrates y Galeno y que habían perdurado durante más de un siglo.

Clásicamente, la válvula mitral se ha descrito que esta compuesta por un anillo, dos velos o valvas y un aparato subvalvular que incluye a las cuerdas tendinosas y a los músculos papilares (Fig.3). Sin embargo, su estructura es más compleja, tanto estructural como funcionalmente, y actualmente se sabe que también

forma parte el miocardio subyacente del ventrículo izquierdo y que está íntimamente asociada con la aurícula izquierda, concretamente con su pared posterior, y con el esqueleto fibroso del corazón ³¹ (Fig.4), de modo que, cualquier alteración que se produzca a nivel del músculo auricular o ventricular o del esqueleto fibroso del corazón va a contribuir a causar disfunción en la válvula mitral.

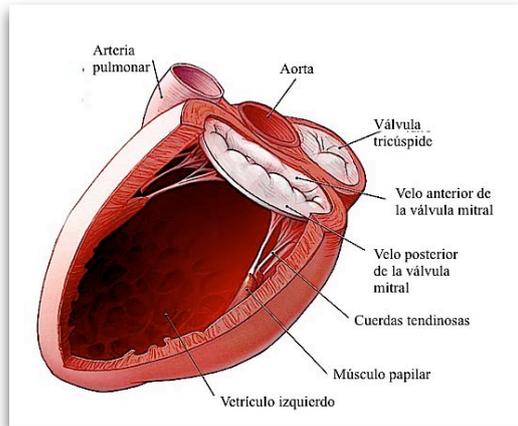


Fig 3 Componentes de la VM

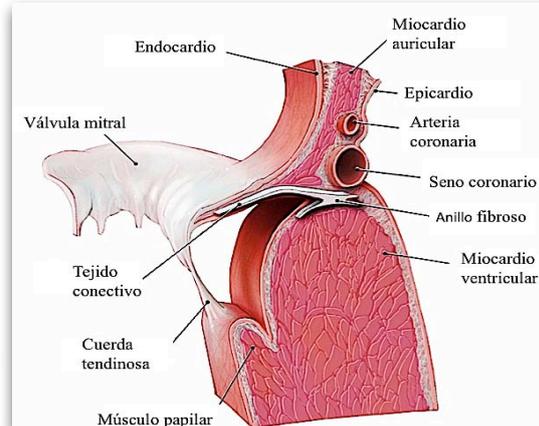


Fig 4 Corte sagital histológico de la VM

El anillo mitral:

El anillo de la válvula mitral es para los anatomistas un término más virtual que real.³² En realidad, representa una parte integral del esqueleto fibroso del corazón, y se utiliza para describir la zona de unión existente entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo, que constituye la formación de tejido conectivo más o menos denso, de ahí que, algunos autores en vez de anillo mitral, lo denominen unión auriculoventricular izquierda. A diferencia de los anatomistas, los cirujanos cardíacos consideran al anillo una “estructura real” que se demuestra por su capacidad para mantener las suturas que se posicionan durante la cirugía de la válvula mitral y lo dividen convencionalmente en una parte o anillo anterior y otra posterior (Fig.5).

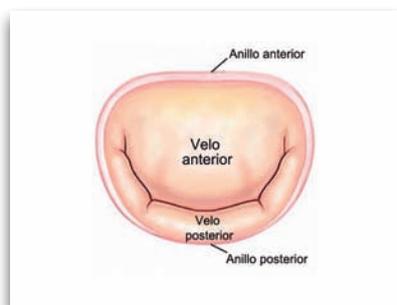


Fig 5 Anillo de la VM

El anillo anterior es la región del anillo que se extiende entre dos estructuras rígidas, (trígonos fibrosos), hacia el anillo valvular aórtico adyacente, estableciéndose así, una continuidad fibrosa entre la válvula mitral y las cúspides o velos de

II. MARCO TEÓRICO

ANATOMÍA DESCRIPTIVA DE LA VÁLVULA MITRAL

la válvula aórtica, concretamente con los velos aórticos no coronario y coronario izquierdo.³³ A esta confluencia se la conoce como “cortina mitro-aórtica” (Fig.6).

Los trígonos fibrosos, no son más que un componente más de la matriz del tejido denso fibroso perteneciente al tejido esquelético del corazón que se sitúan en cada extremo de la base del velo anterior de modo que, la unión aurículo-valvular se ve reforzada. De modo, que se distinguen, un trígono fibroso derecho o posterolateral, que da apoyo a la comisura postero-lateral de la válvula mitral, y que queda situado entre la válvula mitral, la válvula tricúspide, el seno no coronario de la válvula aórtica y el septo membranoso, y el trígono fibroso izquierdo, que esta situado en la confluencia de los bordes fibrosos de las válvulas aórtica y mitral y da soporte a la comisura anterolateral de la válvula. Existe además, un cuerpo fibroso central, que no es más que un área densa de unión formada por el trígono fibroso derecho, el septo membranoso y el nodo aurículo-ventricular que se localiza en la intersección entre la válvula mitral, la válvula tricúspide, y la válvula aórtica (Fig.6). Hasta hace pocos años, se creía que esta porción del anillo no podía deformarse debido a su relación con los trígonos, sin embargo, recientes estudios de imagen tridimensional y trabajos con series de autopsias han demostrado que esta área se dilata y puede derivar en una insuficiencia mitral.³³

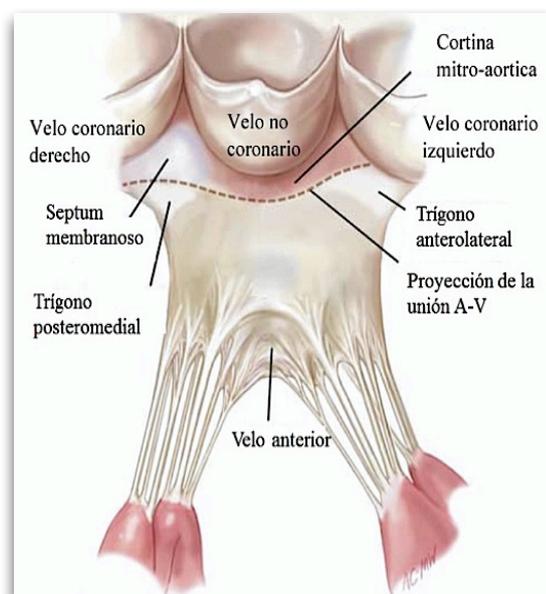


Fig 6 Vista ventricular de la cortina mitroaórtica.

El anillo posterior abarca el resto del perímetro anular y se compone de un borde discontinuo de tejido fibroso interrumpido periódicamente por grasa, de modo que a diferencia del anillo anterior, este segmento del anillo no se encuentra vinculado a ninguna estructura de naturaleza rígida, lo que lo convierte en especialmente susceptible a fenómenos de dilatación anular y calcificación.

En su conjunto, la estructura del anillo es por tanto fibrosa, pero con la peculiaridad de no ser rígida sino flexible, lo que le confiere la particularidad de ir cambiando de forma durante todo el ciclo cardíaco. No obstante, estos cambios de superficie del anillo mitral, se producen casi exclusivamente a expensas del anillo posterior, ya que como se ha descrito la parte anterior del anillo es virtualmente inmóvil.

Desde una visión bidimensional, el anillo mitral es asimétrico y tiene una forma elíptica (en forma de D) con mayor excentricidad (menos circular) durante la sístole, y en donde su diámetro lateral (o comisural) es mayor que su diámetro anteroposterior.³⁴ Sin embargo, ya se expondrá más adelante, la imagen tridimensional, ha permitido observar que tiene una forma geométrica particular asemejándose a un paraboloide hiperbólico,³⁵ adquiriendo una forma en silla de montar, con unas zonas sobre-elevadas o picos, localizadas anterior y posteriormente, y que se corresponden respectivamente con la zona más próxima a la raíz aórtica y con la región más próxima a la pared posterior del ventrículo izquierdo, y una especie de valles o zonas más bajas, que se corresponden con el nivel de las dos comisuras mitrales y que quedan medial y lateral a éstas (Fig.7).

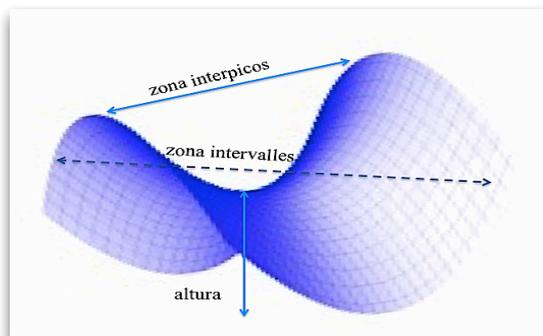


Fig 7 Representación hipérbole del anillo mitral

Las valvas o velos

La válvula mitral normal se compone de 2 velos o valvas, situadas a nivel del anillo mitral y que conforman una membrana continua que se va anclando, en su base, al tejido fibromuscular del anillo a lo largo de toda su circunferencia, y en sus bordes libres al aparato subvalvular mediante las cuerdas tendinosas.³⁶ Estas valvas están separadas entre sí sólo por sus respectivas comisuras, que no son más que segmentos triangulares independientes que establecen la continuidad entre ambas valvas, es decir, pueden ser consideradas como segmentos velares bien definidos que se unen a nivel de su inserción en el anillo. Para poder identificarlas, se debe tomar como referencia el eje vertical de los músculos papilares y sus correspondientes cuerdas tendinosas, con lo que se obtiene una comisura medial o anteromedial (CM) y una comisura lateral o posterolateral (CL). El borde libre de las comisuras se encuentra separado del anillo por un segmento milimétrico de tejido.

Morfológicamente los velos de la válvula mitral son muy diferentes; el velo anterior, también llamado aórtico, mayor, septal o antero-medial, es mucho más amplio que el velo posterior, tiene una forma trapezoidal, se extiende verticalmente y ocupa casi un tercio de la circunferencia del anillo mitral. Sus dimensiones aproximadas son 3,6 por 2,4 centímetros (cm) en el hombre y 2,9 por 2,2 cm en la mujer. Es importante enfatizar la continuidad de este velo anterior con el tracto de salida del ventrículo izquierdo gracias a su íntima relación con la cortina mitro-aórtica. Su estructura es más unitaria, y aunque carece de indentaciones a diferencia del velo posterior, está aceptada su división funcional en festones. El velo posterior también llamado mural o menor, es estrecho, tiene forma de cuadrilátero y descansa transversalmente al orificio mitral y conjuntamente con las comisuras, está fijado a dos tercios de la circunferencia anular. El tamaño promedio del velo es de 5,4 cm en el hombre y 4,3 cm en la mujer. En él, se distinguen dos indentaciones a lo largo de su borde libre que permiten su total apertura en la fase diastólica o de llenado ventricular y que a su vez delimitan claramente tres segmentos o festones. El segmento medio tiene una forma mucho más redundante y un grosor más variable debido al impacto de mayores presiones sistólicas, lo que explicaría la mayor facilidad de este segmento para prolapsarse y sufrir lesiones.

Dos clasificaciones surgieron en la década de los años 90 para definir dichos segmentos valvulares, son similares, pero varían en el enfoque. De acuerdo a la nomenclatura descrita por Alain Carpentier,³⁷ se da prioridad a la coaptación de los velos, de modo que divide al velo posterior en 3 segmentos, y los nombra como P1, al segmento más lateral, adjunto a la comisura antero-lateral, P2 al segmento central o medio, y P3, al segmento más medial, adjunto a la comisura postero-medial. Asimismo, dividió al velo anterior en otros 3 segmentos o festones, de modo que se correlacionasen con los festones posteriores del velo mural, nominándoles A1, A2 y A3 (Fig.8). Sin embargo, Gómez Durán,³⁸ da prioridad a la distribución de las cuerdas tendinosas, y concede entidad anatómica diferenciada a las comisuras, de modo que para Durán, el velo anterior tiene sólo dos festones, A1 y A2, y con respecto al velo posterior, la nomenclatura varía, de modo que hay un segmento P1 (posterolateral), un segmento central que denominó PM (postero-medio) y un segmento P2, además, Durán numera las comisuras siguiendo el mismo orden que Carpentier C1 (anterolateral) y C2 (posteromedial) (Fig.9).

Actualmente, la clasificación de Carpentier goza de una mayor aceptación y difusión, posiblemente por la sencillez de su terminología, y con el paso del tiempo se ha perdido la inicial diferenciación de las comisuras, permaneciendo sólo la división de los festones, no obstante, la clasificación de Durán al tener en cuenta no sólo a las valvas sino también al aparato subvalvular, tiene un enfoque mucho más funcional. Aunque en la actualidad esta clasificación es utilizada únicamente en algunos centros, la incorporación de la Eco 3D podría hacernos plantear su reu-

tilización ya que describe de una manera más anatómo-funcional las lesiones de la válvula.

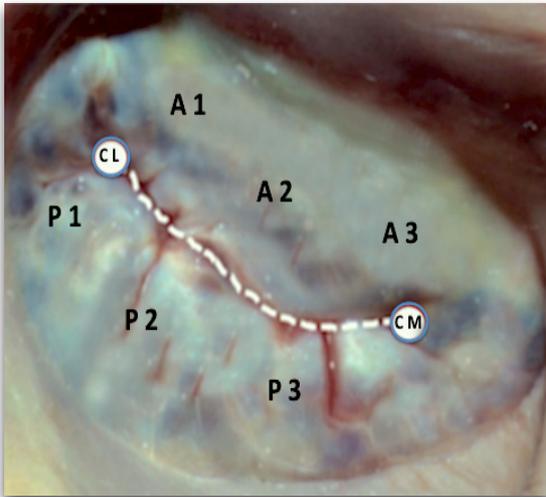


Fig 8 Clasificación de Carpentier

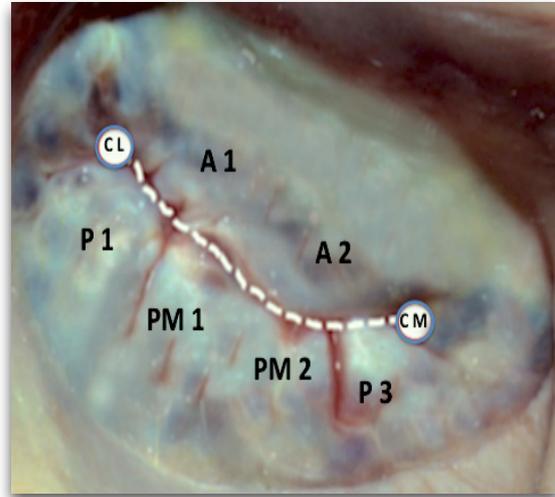


Fig 9 Clasificación de Durán

Dada la masiva difusión que tiene la clasificación de Carpentier, y conocedores de las ventajas que tiene la de Duran, algunos autores, como Shah ³⁹, han presentado recientemente una adaptación de la clasificación de Carpentier que incluyera las ventajas que tiene la de Duran. Shah divide a los dos grandes segmentos velares (A2, P2) en dos, lateral y medial, los laterales, A2L y P2L, reciben cuerdas tendinosas del músculo papilar anterolateral, y los mediales, A2M y P2M, del músculo papilar posteromedial. A1 y P1, también reciben cuerdas tendinosas del músculo papilar anterolateral, y A3 y P3, lo hacen del músculo papilar posteromedial (Fig.10). Este enfoque mantiene la simplicidad de la clasificación de Carpentier sin ignorar las conexiones anatómicas tan importantes que describe Duran.

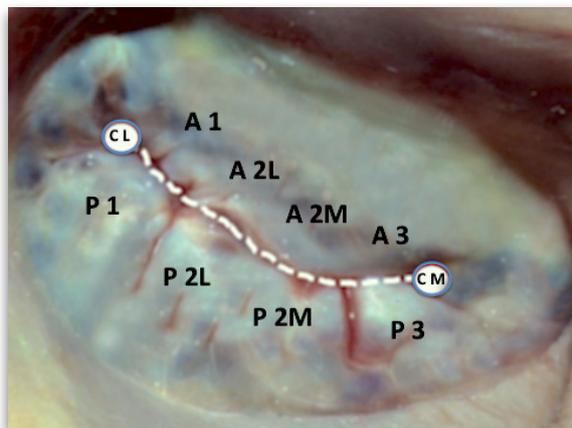


Fig 10 Shah; segmentos velares (Carpentier modificado)

Ocasionalmente, es posible encontrarse variaciones anatómicas, que pueden llevar a la confusión, y en donde el número de segmentos velares es varia-

II. MARCO TEÓRICO

ANATOMÍA DESCRIPTIVA DE LA VÁLVULA MITRAL

ble. Se deben tener siempre presente las posibles variaciones anatómicas. En la (Fig.11) se observa un velo posterior en el que se aprecian hasta 7 festones.

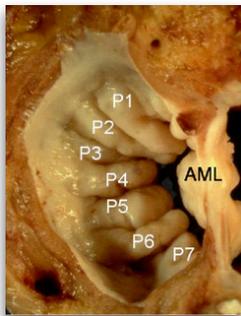


Fig 11 Anomalias anatómicas

Desde un punto de vista macroscópico, se puede apreciar en cada valva tres zonas bien diferenciadas desde su base (zona de unión de cada velo en el anillo) hasta su borde libre ⁴⁰; una zona basal correspondiente al área en la que la valva se conecta a la unión auriculoventricular; una zona intermedia más lisa y translúcida, que ocupa un área central; y una zona más gruesa, rugosa y abrupta que está situada en el borde libre del velo, que se corresponde con el área de coaptación de los velos y que es la principal zona de unión de las cuerdas tendinosas (Fig.12). Esta zona o área de coaptación valvular es considerada crítica para la competencia de la válvula, y su profundidad y longitud están consideradas actualmente como una medida muy importante para el correcto funcionamiento de la válvula.



Fig 12 Corte anatómico de la superficie valvular

Desde un punto de vista histopatológico, en los velos de la válvula mitral, se encuentran varias capas histológicas bien diferenciadas (Fig.13). Una capa de tejido esponjoso (*pars Spongiosa*) constituida por fibras de colágeno bien organizadas, proteoglicanos, elastina y otras células del tejido conectivo, una capa fibrosa (*pars Fibrosa*) continuación de las cuerdas tendinosas, y una capa fibroelástica de elastina y colágeno que recubre la mayoría de la superficie de las valvas.

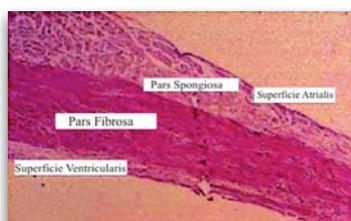


Fig 13 Corte histológico de la VM

Cuerdas tendinosas:

Las cuerdas tendinosas forman junto a los músculos papilares el llamado aparato subvalvular o submitral.⁴¹ El sistema de cuerdas es muy complejo, pero el estudio y el conocimiento de las cuerdas tendinosas es fundamental para poder entender los patrones de insuficiencia valvular secundarios por ejemplo, a una elongación o a una rotura de las cuerdas. Histológicamente son estructuras filamentosas de tejido conectivo fibroso que se extienden desde el área más apical de los músculos papilares situados en la superficie ventricular, hasta el borde libre de los velos, de modo que funcionalmente transmiten la fuerza ventricular desde dichos músculos papilares hasta los velos valvulares con el fin de mantener la competencia valvular e impedir el prolapso de los velos.⁴² Además, participan en el mantenimiento de la geometría ventricular para evitar la distorsión de la arquitectura ventricular que pudiera derivar en una incompetencia de la válvula. Tradicionalmente las cuerdas se clasifican en tres categorías diferentes en función de su lugar de inserción en el velo ⁴³ (Fig.14):

Cuerdas primarias; Se unen directamente a los márgenes de los velos, de ahí que también se las llame cuerdas marginales o principales. El espacio existente entre dos cuerdas marginales no excede de 3 mm y su unión a la valva está con frecuencia bifurcada o trifurcada, por lo que juegan un papel fundamental en la alineación de la correcta coaptación de los velos para prevenir así, la aparición de un prolapso.

Cuerdas secundarias; Se extienden desde los músculos papilares y se adhieren a la superficie ventricular de las valvas en su zona más central, de ahí que también se las conozca como cuerdas intermedias; su función principal es aliviar y reducir el exceso de tensión que pueda existir en el tejido valvular.

Cuerdas terciarias; También conocidas como basales, se extienden, bien desde el músculo papilar, o bien directamente desde la propia pared ventricular, para unirse directamente al anillo, a las comisuras o a la base del velo posterior.

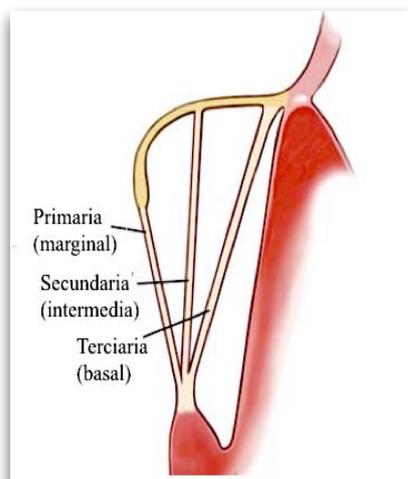


Fig 14 Cuerdas tendinosas de la VM

II. MARCO TEÓRICO

ANATOMÍA DESCRIPTIVA DE LA VÁLVULA MITRAL

También es posible describir a las cuerdas tendinosas, atendiendo a su relación de inserción en los diferentes segmentos de la válvula (Fig.15). De modo que, desde la línea media de la valva anterior hacia la comisura, es posible encontrar las siguientes cuerdas:

- Una o dos cuerdas paramediales, de aspecto fino, que se unen en los márgenes del velo.
- Una cuerda principal gruesa y resistente que se une a la superficie ventricular del velo, la cual con la cuerda principal opuesta, forma una arcada de apoyo a la parte central del velo.
- Dos o tres cuerdas paracomisurales más finas, algunas de ellas marginales y otras intermediarias.
- Una o dos cuerdas comisurales unidas al tejido comisural, en las cuales los extremos se encuentran trifurcados adquiriendo una apariencia característica en forma de abanico.

Las variaciones son frecuentes, tanto en el número de cuerdas, como en sus patrones de ramificación y en su sujeción a los músculos papilares. El área de la línea media de las valvas (A2 o P2) puede verse apoyada por cuerdas mediales unidas a un músculo papilar intermediario o por cuerdas paramedianas que cruzan la línea media para fijar el borde libre de la región opuesta paramedial. Cada segmento del velo posterior recibe dos o tres cuerdas con una disposición en forma de abanico similar a las comisuras. Las longitudes de las cuerdas varían de acuerdo con las longitudes de los músculos papilares y el nivel de su implantación. En la [tabla 1](#) se recogen las medidas cordales aproximadas en un corazón normal.

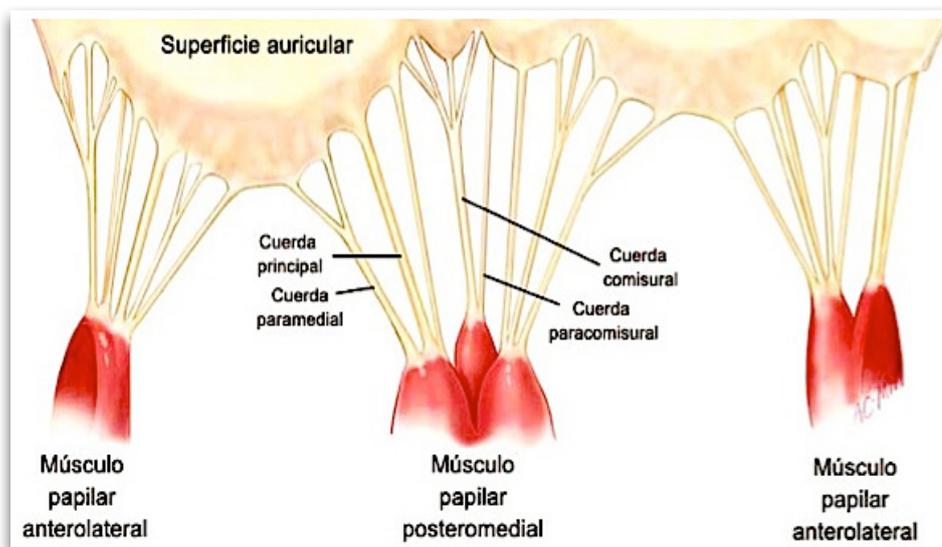


Fig 15 Cuerdas tendinosas de la VM

Velo anterior	Velo posterior (P2)	Comisuras
cuerda paramedial 15 ± 0.5 mm	cuerda marginal 14 ± 2.9 mm	anterolateral 13 ± 0.2 mm
cuerda principal posteromedial 17 ± 0.2 mm	cuerda intermedia 14 a 8 mm	posteromedial 15 ± 0.1 mm
cuerda principal anterolateral 19 ± 0.4 mm	cuerda basal 8 ± 1.7 mm	
cuerda paracomisual 17 ± 0.5 mm		

Tabla 1 Adaptada de Carpentier et al. *Reconstructive Valve Surgery. From Valve Analysis to Valve Reconstruction*. 2010 Saunders Elsevier.

Músculos Papilares:

Los músculos papilares no son más que protrusiones carnosas del miocardio ventricular repartidas por las tres paredes en las que se divide anatómicamente el ventrículo izquierdo y cuya función es dar apoyo a las cuerdas tendinosas. Lo verdaderamente importante de los músculos papilares es la relación que guardan con los velos de la válvula mitral, aunque pueden existir variaciones anatómicas, generalmente se organizan en 2 grupos, a los que tradicionalmente se les nomina dependiendo de su posición anatómica, basándose en los ejes ortogonales anatómicos y en su relación con las cuerdas tendinosas. De modo que hay un grupo o músculo papilar anterior, también nombrado antero-lateral que queda situado debajo de la comisura anterolateral, y un grupo o músculo papilar posterior (o postero-medial) situado debajo de la comisura posteromedial. Estos músculos, emiten cuerdas a la izquierda del segmento central valvular en el caso del músculo antero-lateral y a la derecha en el caso del músculo posteromedial. Ambos músculos, tienen además músculos papilares intermediarios implantados entre ellos, que proporcionan cuerdas a los segmentos centrales (A2 o P2) (Fig.16).

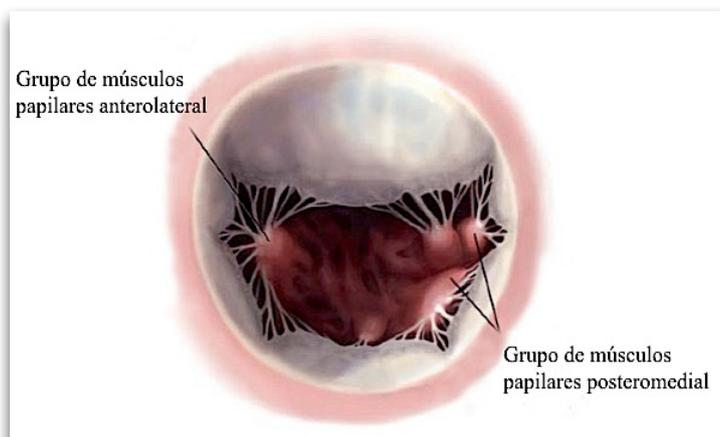


Fig 16 Músculos papilares unidos a sus cuerdas tendinosas

Tradicionalmente, a aquellos que presentan cuerdas tendinosas hacia los

II. MARCO TEÓRICO

ANATOMÍA DESCRIPTIVA DE LA VÁLVULA MITRAL

velos se les denomina de primer orden, mientras que los que no presentan cuerdas tendinosas son de segundo orden, o de tercer orden cuando simplemente son engrosamientos del miocardio. La llegada de las nuevas tecnologías, ha permitido observar que esta descripción no es del todo exacta ya que se ha observado que el músculo papilar anterior está en realidad situado en sentido craneal y posterior en relación al papilar posterior, y éste último estaría situado caudal y anterior (Fig.17).

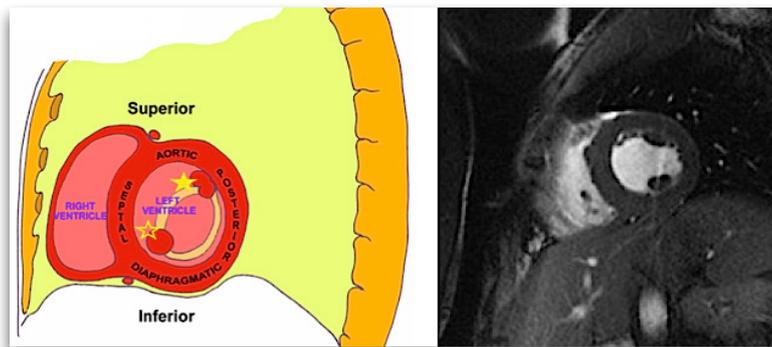


Fig 17 Corte coronal de los músculos papilares

Como se ha comentado previamente, la importancia de los músculos papilares, radica en la relación que mantienen con los velos de la válvula mitral a través de las cuerdas tendinosas, de modo que permiten ajustar la tensión y estabilizar la válvula durante todo el ciclo cardíaco. Cada grupo de músculos papilares comprende ya sea un músculo papilar voluminoso con múltiples cabezas o varios músculos papilares más delgados de los que surgen las numerosas cuerdas a unir a los velos. En función de su morfología es posible describir cinco tipos de músculos papilares ⁴⁴ (Fig.18):

- I grande y macizo, con una sola cabeza generando numerosas cuerdas.
- II grande y macizo, con múltiples cabezas que unen numerosas cuerdas.
- III estrecho y con pocas cuerdas.
- IV con forma de arco de la que surgen varias cuerdas; el arco puede formar una arcada con varias trabeculaciones adheridas al miocardio.
- V adherente a la pared ventricular y generando múltiples cuerdas.

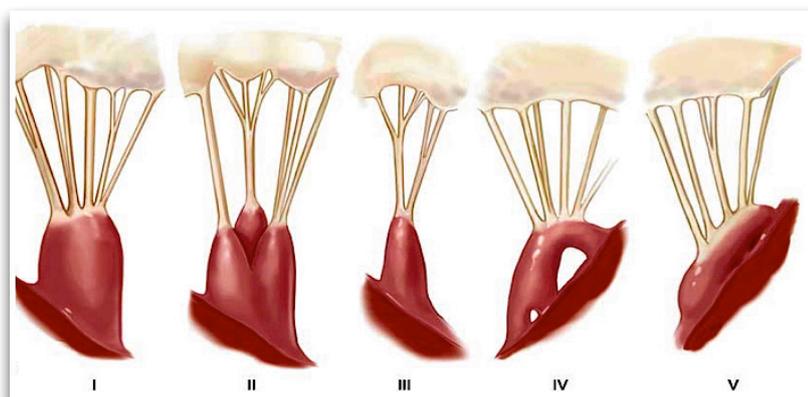


Fig 18 Músculos papilares

El músculo papilar anterior suele tener una configuración tipo I, es decir se compone generalmente de un único vientre muscular, de forma redondeada y convexa con una fuerte unión a la pared miocárdica concretamente en la unión entre el septo y la pared posterior del ventrículo. Ocasionalmente, se le adhiere un músculo papilar adyacente de tipo III que está unido a las cuerdas comisurales.

El músculo papilar posterior por lo general es de menor tamaño que el anterior, y normalmente tiene una configuración tipo II con una cabeza o vientre muscular para dar las cuerdas de la valva anterior, un vientre muscular para las cuerdas comisurales, y un tercer vientre muscular para las cuerdas del velo posterior. Es más vulnerable, debido sobre todo a su unión a la pared lateral ventricular por múltiples y a menudo pequeños dígitos musculares.

El músculo papilar anterolateral está vascularizado por dos redes ricas vasculares que surgen de la arteria descendente anterior (primera diagonal) o de los vasos marginales de la arteria circunfleja (primera obtusa marginal).⁴⁵ Sin embargo, el músculo papilar posteromedial se encuentra irrigado sólo por una sola red vascular que depende principalmente de la arteria coronaria derecha (arteria descendente posterior) en un 90% o de ramas terminales de la arteria circunfleja, en un 10% (Fig. 19). Ello explica, el porqué el músculo postero-medial es más propenso a la necrosis y a la disfunción que el músculo papilar anterolateral.

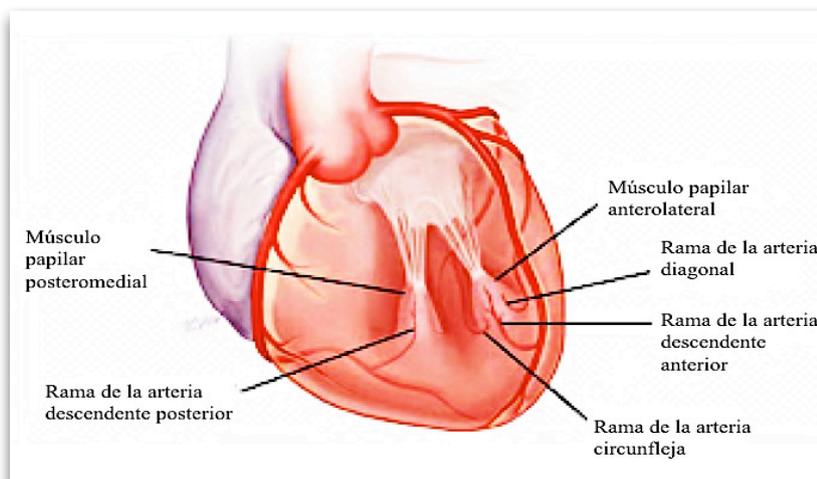


Fig 19 Vascularización de los músculos papilares

Con la excepción de los músculos papilares tipo IV y V, que muestran una distribución segmentaria de vasos conectados a los vasos intramiocárdicos a través de uniones trabeculares, las ramas vasculares tienen una posición central dentro de los músculos papilares. Uno o dos arterias centrales son largas y terminales, dividiéndose para formar una rica red de anastomosis. Esta disposición tiene implicaciones importantes en las técnicas de reparación que implican los músculos papilares.

El miocardio auricular:

Aunque tradicionalmente no se le consideraba parte del complejo valvular mitral, las alteraciones producidas a nivel de la aurícula izquierda pueden afectar al correcto funcionamiento de la válvula mitral. El miocardio de la aurícula izquierda está formado por una capa muscular superficial y una capa profunda, se ha demostrado que las fibras musculares profundas de la aurícula izquierda, sobre todo las de la zona mural, pueden extenderse incluso mezclarse con el tejido del velo posterior mitral. Por tanto, cuando la aurícula izquierda se dilata puede resultar en la aparición de insuficiencia en la válvula mitral. Sin embargo, la valva anterior no se ve afectada, debido a su acoplamiento a la raíz de la aorta.

Ventrículo izquierdo:

Como se ha expuesto anteriormente, los músculos papilares se encuentran íntimamente adheridos a la pared del ventrículo izquierdo, lo que hace que éste juegue un papel determinante en el control del movimiento de los velos mitrales, particularmente en los casos de enfermedad isquémica, de modo que cualquier grado de dilatación patológica que se produzca en el ventrículo, sea o no de origen isquémico, va a repercutir en el correcto funcionamiento de la válvula mitral.

II. MARCO TEÓRICO

RELACIONES ANATÓMICAS DE LA VÁLVULA MITRAL

2.3. Relaciones anatómicas de la válvula mitral

La válvula mitral tiene relaciones anatómicas muy importantes que deben conocerse en detalle,⁴⁶ sobre todo cuando se va a llevar a cabo una cirugía de reparación valvular (Fig.21). Como se ha expuesto anteriormente, la válvula mitral, en concreto su velo aórtico o anterior, guarda una relación muy íntima y directa con la válvula aórtica mediante la cortina mitro-aórtica. Las cúspides aórticas coronárica izquierda y no coronárica, se encuentran en estrecha relación con la base del velo mitral anterior. Aunque existen ligeras variaciones, el nadir de estas cúspides se encuentra de 6 a 10 mm de distancia del anillo anterior de la válvula mitral, una distancia que representa una zona de seguridad para la colocación de las suturas quirúrgicas. Ya se ha descrito también, que el velo mural o posterior forma parte del anillo, pero a su vez es parte integral de la unión aurículo-ventricular izquierda, por lo tanto, la válvula mitral, guarda una relación estrecha con la aurícula y el ventrículo izquierdo, el séptum auricular, los vasos coronarios, y el eje del tejido de conducción especializado AV. A diferencia de la válvula tricúspide, los velos de la válvula mitral no tienen inserciones directas en el séptum ventricular, una característica bien observada en la visión ecocardiográfica de cuatro cámaras, en donde se puede observar que la unión AV derecha posee un velo septal.

La relación de la válvula mitral con el sistema de conducción eléctrico a nivel del haz de His, que se encuentra próximo al triángulo posteromedial, es íntima. El haz de His penetra en el tabique fibroso aurículo-ventricular a nivel del séptum membranoso, pasando por el tracto de salida subaórtico, donde se bifurca en sus ramas derecha e izquierda a nivel de la cresta del séptum muscular interventricular. Desde la posición de la válvula mitral, este área crucial se relaciona con la zona final de aposición derecha entre los dos velos de la válvula mitral.

Las relaciones precisas de la válvula mitral con las arterias coronaria derecha y circunfleja (Fig.20), van a depender de qué arteria sea la dominante, es decir, va a depender de qué arteria de lugar a la arteria interventricular inferior (o descendente posterior). En aproximadamente el 80% de los individuos, la arteria interventricular inferior va a ser rama de la arteria coronaria derecha por lo que la dominancia del corazón va a ser derecha. En estos casos, la arteria circunfleja se extiende entre la base de la orejuela auricular izquierda y la comisura anterior, de 3 a 4 mm desde la unión del velo, y luego se desplaza del resto del anillo posterior, llegando sólo al margen obtuso de la musculatura del ventrículo izquierdo, y las ramas de las arterias son relativamente distantes de los velos de la válvula mitral. Sin embargo, cuando la arteria circunfleja da lugar a la arteria interventricular inferior (dominancia izquierda), la arteria circunfleja en sí está mucho más estrechamente relacionada con los velos de la válvula mitral, rodea la unión AV izquierda y queda más expuesta a ser lesionada de manera iatrogénica durante la cirugía valvular, sobre todo a nivel

II. MARCO TEÓRICO

RELACIONES ANATÓMICAS DE LA VÁLVULA MITRAL

de la comisura anterior. El tercio proximal de la rama circunfleja, asociado a una mayor proximidad al anillo mitral, constituye el área de mayor predisposición a una lesión iatrogénica durante una plastia o reemplazo de la válvula.

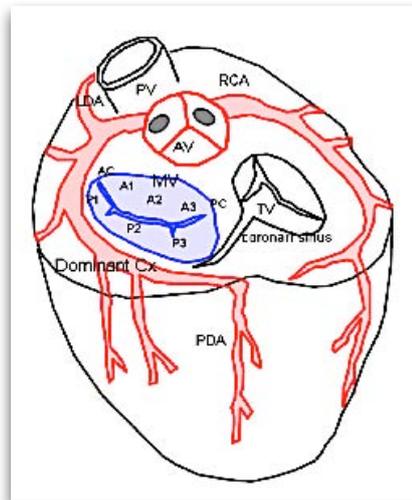


Fig 20 Relación de las arterias coronarias con la VM

Otra estructura que se debe mencionar, y que guarda una relación cercana con la válvula mitral, es el sistema de drenaje venoso principal o seno coronario. La relación del seno coronario y el anillo mitral no es fija, sino variable.⁴⁷ El seno coronario bordea la fijación del velo posterior, inicialmente se encuentra en una posición lateral, y luego cruza la arteria y se convierte en medial, más cerca de la unión del velo posterior pero a unos 5 mm por encima del anillo. En 2/3 de los pacientes, la arteria coronaria circunfleja puede discurrir entre el seno coronario y el anillo mitral y ser vulnerable a la compresión, lo que limita la viabilidad del abordaje del seno coronario en algunos pacientes. Es importante conocer, que el seno coronario, en casos de dominancia izquierda, se va a encontrar más próximo a la arteria circunfleja.

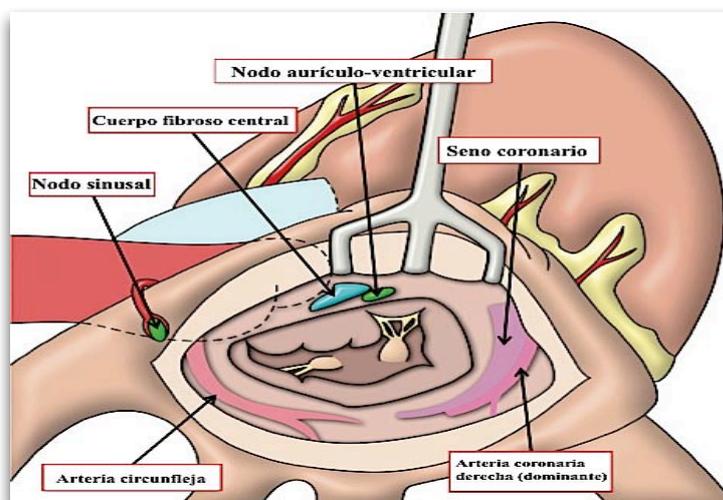


Fig 21 Relaciones anatómicas de la VM

II. MARCO TEÓRICO

FUNCIÓN DE LA VÁLVULA MITRAL

2.3. Función de la válvula mitral

Como ya se ha mencionado anteriormente, la función crítica de la válvula mitral es controlar el flujo de sangre entre el ventrículo y la aurícula izquierda. Para ello, la válvula debe abrirse cuando el corazón se relaja durante la diástole ventricular, permitiendo así que la sangre fluya desde la aurícula hacia el ventrículo, y debe cerrarse cuando el corazón se contrae, durante la sístole ventricular, para impedir que la sangre refluya hacia la aurícula.

Antiguamente, se creía que el movimiento de apertura y cierre de la válvula mitral era un movimiento pasivo que guardaba relación con las presiones que se generaban en el interior de las cavidades del corazón. Hoy en día se sabe, que tanto la apertura como el cierre de la válvula, son movimientos activos y no pasivos, de modo que para que la válvula mitral funcione correctamente, todas sus estructuras han de mantener su integridad y sus dimensiones, y deben moverse de manera coordinada con la aurícula y el ventrículo izquierdo.

Durante el llenado o diástole ventricular, el anillo se dilata, y lo hace sobre todo a expensas del anillo posterior, los velos inician su movimiento perdiendo su configuración cóncava o en silla de montar hacia el ventrículo, se aplanan y comienzan a separarse desde el centro hacia las comisuras facilitando así que la sangre empiece a pasar a su través hacia el ventrículo izquierdo, que se hará máxima con la máxima dilatación del anillo mitral que deriva en una apertura completa de la válvula.

Por el contrario, durante la sístole ventricular, el cierre completo de la válvula mitral está determinada por un delicado equilibrio de fuerzas de presión transmitral en el que intervienen los cuatro componentes de la válvula, el anillo, los velos, las cuerdas tendinosas y los músculos papilares. Con la sístole ventricular, el desplazamiento tiene lugar ahora en dirección hacia la válvula mitral, las comisuras se desplazan apicalmente mientras que la contracción anular contribuye al estrechamiento del diámetro circunferencial valvular y el anillo mitral vuelve a adquirir la configuración cóncava o en silla de montar. El equilibrio de estas fuerzas de tracción funcionando en armonía evita que se produzca una insuficiencia valvular al provocar que los velos de la válvula se aproximen para causar así el cierre de la válvula. La anomalía de alguno de los componentes valvulares puede resultar en el cierre incompleto de la válvula mitral y causar regurgitación

Por tanto, el correcto funcionamiento valvular es multidependiente, y para lograr un correcto funcionamiento, es necesario que las estructuras que la componen funcionen de un modo sincrónico y adecuado.⁴⁸ El anillo valvular debe conservarse íntegro con respecto a su tamaño y geometría, los músculos papilares deben

funcionar sincrónicamente con las cuerdas tendinosas que se unen a las valvas, y las fuerzas de cierre generadas por los músculos papilares tras la contracción del ventrículo deben permanecer estáticas para evitar su insuficiencia (Fig.22). Pero además, es necesario no sólo tener en cuenta a las estructuras valvulares, sino que las estructuras adyacentes con las que se relaciona la válvula, como el nódulo auriculoventricular, el eje de la conducción, la válvula aórtica, el seno coronario, y la arteria coronaria circunfleja deben mantenerse íntegros para no afectar al funcionamiento normal de la válvula mitral.

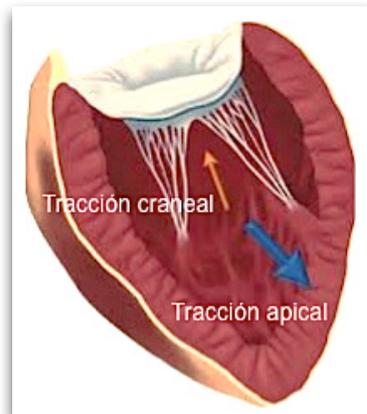


Fig 22 Fuerzas de tracción

II. MARCO TEÓRICO

LESIONES DE LA VÁLVULA MITRAL

2.4.1. Introducción:

La lesión de la válvula mitral es considerada uno de los trastornos cardiacos actuales más frecuentes.⁴⁹ Durante años, la estenosis mitral, fue la patología estandar de la válvula mitral, debido sobre todo a la presencia de la fiebre reumática, enfermedad infecciosa muy prevalente en el pasado, que causaba por lo general una estenosis en la válvula. De hecho, como se ha mencionado anteriormente, las primeras cirugías sobre la válvula mitral descritas, fueron realizadas en pacientes con estenosis mitral.⁷⁻⁹

Sin embargo, la patología más prevalente actualmente de la válvula mitral es la insuficiencia. La insuficiencia mitral es una afección cardíaca en la cual la válvula mitral no se cierra adecuadamente cuando el ventrículo izquierdo se contrae, lo que causa que parte de la sangre oxigenada regurgite retrogradamente desde el ventrículo izquierdo hacia a aurícula izquierda, provocando una disminución en la cantidad de sangre eyectada por el ventrículo izquierdo.⁵⁰

Se han descrito multitud de causas de insuficiencia y mecanismos causantes diferentes capaces de afectar a la válvula mitral y provocar una disfunción valvular en mayor o menor grado (tabla 2). De un modo genérico, las causas de insuficiencia mitral se pueden estratificar como no isquémicas e isquémicas, y los mecanismos causantes, como orgánicos, en presencia de enfermedad degenerativa, y funcionales, cuando la válvula mitral estructuralmente está indenne. Actualmente, la causa más común de insuficiencia mitral es degenerativa, seguida aún de la enfermedad reumática, y de la insuficiencia funcional.

Tabla 2 Enfermedades que afectan al correcto funcionamiento de la VM

Enfermedad Valvular Primaria	Enfermedad Valvular Secundaria
Enfermedades inflamatorias <i>Reumáticas</i> <i>Lupus</i> <i>Esclerosis valvular</i>	Cardiomiopatía isquémica
Enfermedades degenerativas <i>Enfermedad de Barlow</i> <i>Enfermedad de Marfan</i> <i>Deficiencia fibroelástica</i>	Miocardopatía dilatada
Endocarditis infecciosa	Miocardopatía hipertrófica obstructiva
Calcificación anular o valvular	Sarcoidosis miocárdica
Tumores valvulares	Fibrosis endomiocárdica
Traumatismos	Tumores miocárdicos
Malformaciones congénitas	

La insuficiencia mitral degenerativa se asocia con alteraciones estructurales de los velos o del aparato subvalvular, siendo el prolapso velar la causa más común de insuficiencia mitral no isquémica,⁵¹ lo que significa que una o ambas valvas prolapsa hacia la aurícula izquierda cuando el corazón se contrae. Por el contrario, en los casos de insuficiencia funcional, la válvula en sí sigue siendo estructuralmente normal y la insuficiencia se debe a un fallo en la coaptación de los velos valvulares, que puede venir causado por anomalías en el movimiento segmentario de la pared del ventrículo izquierdo, por presencia de dilatación anular y/o ventricular, o secundaria a un desplazamiento del músculo papilar y/o disfunción del mismo. En la **tabla 3** se recogen diferentes afecciones que afectan al correcto funcionamiento de la válvula mitral.

Tabla 3 Afecciones valvulares que afectan al funcionamiento valvular

Anillo	Velos	Comisuras	Músculos papilares	Ventrículo
Dilatación Absceso Calcificación	Exceso de tejido Engrosamiento Vegetaciones Absceso Perforación Calcificación	Fusión Engrosamiento Calcificación	Ruptura Elongación Calcificación	Infección Fibrosis Dilatación Aneurisma Miocarditis Calcificación

Cualquiera de las enfermedades mencionadas en la **tabla 2**, pueden causar una o varias lesiones en la válvula, pudiendo afectar de algún modo, a uno o a varios de los componentes del aparato valvular; el anillo, los velos, las comisuras, los músculos papilares, las cuerdas, y/o la pared ventricular (**tabla 3**). Dichas lesiones pueden ser simples o también múltiples o complejas, y a menudo se encuentran asociadas. Por ejemplo, la dilatación anular se asocia generalmente con otras lesiones valvulares o subvalvulares. Algunas de estas lesiones son fáciles de identificar, mientras que la lesión predominante puede enmascarar otras: por ejemplo, una ruptura de cuerdas detectada por ecocardiografía se asocia con frecuencia con una elongación de cuerdas no detectada que también debe corregirse.

2.4.2. Clasificación funcional de la disfunción de la válvula mitral

Los mecanismos lesionales causantes de la insuficiencia mitral, pueden ser mejor explicados atendiendo al movimiento de los velos. Previo al desarrollo de la ecocardiografía, Carpentier, al inicio de los años 70, desarrolló una clasificación de la insuficiencia valvular basada en el movimiento de los velos (**tabla 4**), de modo que, simplificase significativamente la complejidad de las lesiones valvular mitrales para poder proceder a su reparación anatómica, ello sirvió para dar un empuje al desarrollo de las reparaciones valvulares.

Tabla 4

Clasificación de Carpentier de la disfunción valvular mitral	
Tipo I	Movimiento normal de los velos
Tipo II	Movimiento excesivo de los velos (prolapso)
Tipo III	Movimiento restringido de los velos
IIIa	Apertura restringida (<i>con frecuencia asociada a algún grado de estenosis</i>)
IIIb	Cierre restringido

Pero gracias al desarrollo de la ecocardiografía, hoy en día es posible reconocer con mucha mayor precisión las alteraciones que provocan la disfunción valvular. Carpentier, en 1978, perfeccionó la clasificación basándose en la que denominó la triada fisiopatológica; que consistía en definir la etiología, el tipo de lesión y la disfunción que se causaba en la válvula, esto hizo que le diese así un abordaje funcional. Esta clasificación es muy útil, ya que el objetivo del cirujano en una cirugía reparadora es poder restaurar la función normal de la válvula en lugar de querer lograr una anatomía normal de la válvula, es decir, esta clasificación le ha permitido a los cirujanos realizar un “abordaje funcional” para la reconstrucción de la válvula mitral.⁵² Si se toma por ejemplo, un prolapso del velo causado por una rotura de cuerdas, una técnica anatómica basada en el reconocimiento de la lesión más visible sería guiar al cirujano para reparar sólo la rotura de cuerdas con el riesgo de ignorar una lesión asociada adyacente que se da con frecuencia, la elongación de cuerdas; por el contrario, el abordaje funcional conduce al cirujano a enfocar su atención en el prolapso y por lo tanto a identificar no sólo la ruptura de cuerdas sino también la elongación de cuerdas asociadas que causan dicho prolapso. La etiología y los mecanismos de insuficiencia valvular se muestran en la [tabla 5](#).

En los últimos años, la introducción de la ecocardiografía tridimensional, no sólo ha permitido una mejora en el abordaje de las técnicas quirúrgicas, sino que poder visualizar la válvula mitral de manera tridimensional ha facilitado un mejor entendimiento de las lesiones que acontecen en el aparato valvular mitral. Con la Eco3D, es posible detectar no sólo la lesión que causa la insuficiencia, sino también con precisión diagnóstica, el mecanismo causal. De esta manera cada patología tiene unas características especiales que definen la manera en la cual se debe reparar la válvula.

Tipos de disfunción valvular	Lesión valvular	Etiología frecuente
<p>Tipo I</p> <p>Movimiento normal de los velos</p> 	<p>Dilatación anular Deformación anular Perforación del velo Desgarro del velo Vegetaciones</p>	<p>Miocardopatía dilatada Cardiopatía Isquémica Endocarditis Congénita (cleft)</p>
<p>Tipo II</p> <p>Movimiento excesivo</p> 	<p>Degeneración mixomatosa Ruptura de cuerdas Elongación de cuerdas Rotura del músculo papilar Elongación del músculo papilar</p>	<p>Enfermedad degenerativa <i>Barlow</i> <i>Forma fruste</i> <i>Marfan</i> <i>Enf fibroelástica</i> Endocarditis Isquémica (infarto)</p>
<p>Tipo III</p> <p>Movimiento restringido del velo</p> <p>IIIa Apertura restringida</p> 	<p>Engrosamiento del velo Retracción velar Engrosamiento cordal Retracción de las cuerdas Fusión de las cuerdas Calcificación Fusión comisural Fibrosis ventricular</p>	<p>Enfermedad reumática Síndrome carcinoide Síndrome hiperesoinófilo Mucopolisacaridosis</p>
<p>IIIb Cierre restringido</p> 	<p>Calcificación anular Tethering velar Engrosamiento subvalvular Desplazamiento papilar Dilatación ventricular Aneurisma ventricular Fibrosis ventricular</p>	<p>Miocardopatía dilatada Miocardopatía Isquémica</p>

Tabla 5 Etiología, lesión y disfunción valvular de la VM. Adaptada de J.G. Castillo et al ¹¹¹

II. MARCO TEÓRICO

LESIONES DE LA VÁLVULA MITRAL

Shah y cols ⁵³, han modificado la clasificación inicial de Carpentier, y han dividido las lesiones de la válvula mitral en 5 tipos (tabla 6).

Clasificación de Shah de la patología de la valvular mitral	
Tipo I	Movimiento normal de los velos A. Perforación B. Cleft o hendidura C. Dilatación anular (sin presencia de tethering)
Tipo II	Movimiento excesivo de los velos A. Prolapso Billowing B. Flail (limitado a un sólo segmento) C. Prolapso de ambos velos con flail de un segmento
Tipo III	Movimiento restringido velar A. Restricción en sístole y en diástole (por ej. enf. reumática) B. Restricción simétrica en sístole (por ej. miocardiopatía dilatada o isquémica; anillo dilatado con presencia de tethering) C. Restricción asimétrica en sístole (por ej. disfunción isquémica segmentaria derivando en tethering focal)
Tipo IV	Movimiento sistólico anterior (SAM) de algún velo A. Miocardiopatía hipertrófica B. Post reparación mitral C. Inducido por hemodinámica (hipovolemia, presencia de inotrópico, taquicardia)
Tipo V	Condiciones híbridas Prolapso del velo anterior con restricción del velo posterior Prolapso del velo posterior con SAM del velo anterior Patología intrínseca con adicción de lesión causada por endocarditis infecciosa

Tabla 6 Clasificación de Shah de la patología de la VM. Adaptada de P. Shah et al ⁵³

2.4.3. Causas de insuficiencia

Enfermedad degenerativa:

Como se ha comentado previamente, la enfermedad degenerativa de la válvula mitral, es la causa más frecuente de insuficiencia valvular. Incluye la degeneración mixomatosa de la válvula mitral con prolapso de la válvula mitral resultante (movimiento anormal de tejido velar más allá del plano del anillo hacia la aurícula izquierda durante la sístole) con o sin rotura de las cuerdas, la esclerosis o calcificación de los velos, y la calcificación del anillo mitral. Las lesiones que se presentan en la enfermedad degenerativa son muy variadas, pueden ir desde una simple rotura de cuerdas tendinosas con prolapso de un solo segmento, en una válvula, por lo demás totalmente normal, al prolapso de múltiples segmentos en ambas velos, acompañado de un exceso de tejido y una marcada dilatación anular.⁵⁴

La gran variedad de lesiones encontradas en la enfermedad degenerativa va a dar lugar a la diferenciación de varias entidades, entre ellas dos entidades clíni-

camente opuestas, la enfermedad de Barlow ⁵⁵ y la enfermedad fibroelástica ⁵⁶. La afectación valvular en la enfermedad de Marfan y en el síndrome de Ehlers-Danlos, también forman parte del espectro de la enfermedad degenerativa. La regurgitación mitral causada por etiología degenerativa es en la mayoría de los casos susceptible de reparación de la válvula ⁵⁷.

Enfermedad de Barlow

En la enfermedad de Barlow, la degeneración mixomatosa que afecta al tejido de la válvula se produce de una manera mucho más difusa y compleja que en la enfermedad fibroelástica ⁵⁸. Se caracteriza por un importante engrosamiento y distensión de los velos y gran dilatación de anillo, con afectación de las cuerdas tendinosas (elongación, engrosamiento y/o rotura de múltiples cuerdas tendinosas). Por lo general, se producen prolapsos valvulares ⁵⁹ de múltiples segmentos en uno o ambos velos. Notesé la diferencia con la válvula normal (Fig.23 y 24).



Fig 23 Válvula mixoide

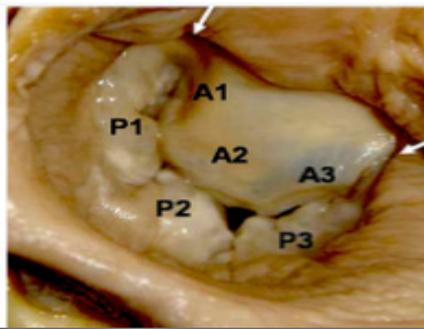


Fig 24 Válvula normal

El tamaño anular en este tipo de pacientes es ≥ 36 mm. Además, no es infrecuente encontrar varios grados de calcificación tanto anular como del aparato subvalvular, en particular en la cara posterior del anillo y en el músculo papilar anteromedial. Una forma atípica es la forma *fruste*, en la que por lo general se ve más afectado el velo posterior.

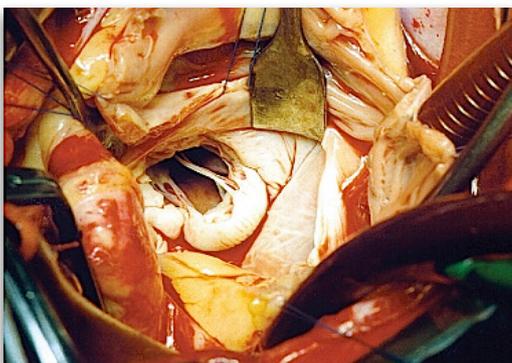


Fig 25 Prolapso de P2

Algunos autores, entre ellos Carpentier, engloban en esta enfermedad diversas entidades como son la válvula mixoide, la válvula mixomatosa, la válvula billowing, la válvula floppy y la válvula flail. Técnicamente se habla de válvula billowing cuando una parte del cuerpo velar protruye en la aurícula, pero la coaptación valvular está preservada y la insuficiencia valvular suele ser ligera. La válvula floppy es descrita cuando el tejido velar es excesivo, y el grosor de los velos es mayor de 5 mm. La válvula flail es cuando el extremo libre del velo protuye hacia la aurícula izquierda, debido generalmente a una ruptura de una cuerda bien por causa degenerativa o endocarditis. Algunos autores que no engloban todas las entidades bajo el mismo nombre, sugieren que cuando la afectación mixomatosa de la válvula es difusa, y en presencia de manifestaciones clínicas, es cuando ha de referirse a ella como síndrome de Barlow.

Enfermedad de Marfan

Es una enfermedad autosómica dominante causada por una alteración en el cromosoma 15q-21.1 por mutaciones del gen de la fibrilina 1 (FBN1), causando alteraciones en las proteínas que forman parte del tejido conectivo.⁶⁰ En una minoría de pacientes, se ha identificado mutaciones en los genes TGFRB1 y TGFRB2 (receptor del factor de crecimiento transformante β 1 y 2).⁶¹

Por lo general, la válvula mitral se ve afectada, es característica la tendencia a la calcificación temprana del anillo. Las alteraciones del tejido conectivo mitral conducen a un crecimiento con aspecto mixoide, con elevado contenido aéreo en su interior, si bien la histología y la morfología de la válvula, en estos pacientes difieren de la afectación valvular mixoide clásica. Los velos, aunque más gruesos de lo normal, son más largos y delgados que los mixoides y presentan una menor celularidad. Por lo general, se comprometen ambos velos o en su defecto, el velo anterior, la laxitud del aparato valvular, hace que el velo prolapse causando insuficiencia en la válvula.

Enfermedad fibroelástica

La degeneración fibroelástica consiste en una afectación de los velos, generalmente localizada, que suele afectar con mayor frecuencia al segmento medio de la valva posterior (P2) causando su prolapso a consecuencia de un progresivo debilitamiento de las cuerdas tendinosas que causa una elongación o con mayor frecuencia una rotura en ellas.⁶² Se ha asociado al déficit de una proteína, la fibrilina.

Para poder distinguir bien la enfermedad fibroelástica, el cirujano debe realizar un examen completo y detallado de los segmentos contiguos al segmento

prolapsado. En la enfermedad fibroelástica, los segmentos contiguos suelen ser totalmente normales, sin que se observen variaciones en su tamaño, altura, o en sus propiedades histológicas.

Enfermedad isquémica:

La etiología isquémica es la segunda causa más común de insuficiencia mitral. En este caso, la válvula en sí misma no se altera morfológicamente sino que la insuficiencia se produce debido a una afección ventricular primaria, secundaria a una isquemia causada por una enfermedad coronaria.

Puede presentarse de manera aguda (insuficiencia mitral isquémica orgánica) en el periodo inmediato posinfarto, debido a una necrosis en uno o más músculos papilares (normalmente el posteromedial) lo que puede causar la ruptura completa de todo el músculo o mucho más frecuentemente la ruptura parcial de una porción de la “punta” del músculo papilar.⁶³ Ello va a derivar en inestabilidad hemodinámica grave⁶⁴ por lo que estos pacientes suelen requerir cirugía urgente.

Si se produce a consecuencia del remodelado del ventrículo izquierdo en el contexto de una isquemia crónica, por lo general se debe al desplazamiento apical e inferior de los músculos papilares⁶⁵ (insuficiencia mitral isquémica funcional), los cuales tiran de las valvas mitrales y debido a que las cuerdas tendinosas no son extendibles, causan el tethering de estas impidiendo la coaptación de los velos⁶⁶ durante la sístole ventricular. El área de los velos puede aumentar, para evitar la regurgitación mitral, pero no logra compensar adecuadamente la inmovilización producida. En este caso, por lo general suele solucionarse mediante la implantación de un anillo.

La identificación ecocardiográfica de este tipo de lesiones es de suma importancia, ya que la supervivencia a largo plazo tras sufrir una insuficiencia mitral isquémica, incluso con lesiones isquémicas leves, se ve notablemente reducida.⁶⁷ Cuando la restricción en el movimiento de los velos se produce esencialmente en fase sistólica,⁶⁸ da lugar a un patrón restrictivo asimétrico, principalmente observado en pacientes con infartos posteriores y restricción de la valva posterior.⁶⁹ Por el contrario, en pacientes con miocardiopatía dilatada o infartos anteriores y posteriores, ambas valvas presentan un déficit restrictivo que da lugar a un patrón simétrico.

Enfermedad funcional:

En tercer lugar por orden de incidencia, estaría la insuficiencia valvular funcional (no orgánica). En este caso, tampoco existe una afectación propia de la

válvula, sino que la insuficiencia se debe a la aparición de una dilatación anular y al remodelado ventricular izquierdo con desplazamiento de los músculos papilares que se produce en patologías en las que se produce una dilatación del ventrículo izquierdo como ocurre en la miocardiopatía dilatada, o en la enfermedad valvular aórtica principalmente en la insuficiencia aórtica.⁷⁰ En la insuficiencia mitral funcional, la función sistólica del ventrículo izquierdo se utiliza para valorar la afectación de la válvula mitral. La mayoría de estas regurgitaciones funcionales puede ser tratadas mediante la implantación de un anillo de anuloplastia.

Endocarditis infecciosa:

La endocarditis infecciosa, ya sea en su fase activa o crónica, pueden derivar en insuficiencia mitral debido a la destrucción infecciosa de la válvula. Defectos en los velos, absceso perianular, ruptura de cuerdas son algunas de las lesiones que puede causar esta enfermedad infecciosa.

La regurgitación mitral infecciosa en la endocarditis aguda fulminante y en aquellas que no responden a tratamiento, destruyen las valvas de la válvula y requieren el reemplazo de la válvula. Si la infección está restringida, por ejemplo, a una parte de la valva posterior solamente, o ha causado una perforación en algún velo, la reparación de la válvula puede ser considerada. Suele consistir en la resección parcial del velo posterior y cierre de la perforación de la valva con un parche pericárdico. La regurgitación mitral tras una endocarditis curada puede en ocasiones tratarse con un procedimiento de preservación de la válvula.

Enfermedad reumática:

La insuficiencia mitral reumática es rara ya en los países desarrollados y suele encontrarse solamente en la población anciana. Sin embargo, en los países en desarrollo sigue siendo muy prevalente, sobre todo en las niñas y las mujeres jóvenes. Generalmente, la regurgitación es causada principalmente por el prolapso del velo anterior o posterior de la válvula mitral. En la regurgitación mitral reumática no suele ser muy adecuada la reparación de la válvula, porque se asocia principalmente con estenosis valvular reumática y distrofia avanzada de las valvas, las comisuras, y las cuerdas tendinosas.

Enfermedad congénita

Insuficiencia mitral de origen congénito; El tipo más común de regurgitación mitral congénita es la presencia de una hendidura o cleft en el velo anterior. Por lo general forma parte de un espectro de anomalías secundarias a un defecto parcial del tabique auriculoventricular. La presencia de cleft puro sin un defecto asociado

es raro, pero se han descrito varios casos.⁷¹ El tratamiento más fácil es la sutura de la hendidura o cleft. Sin embargo, en la edad adulta no suelen ser causa quirúrgica primaria, aunque en ocasiones sí que son causa de reintervención quirúrgica debido a la aparición de estenosis o incompetencia de la válvula mitral, y por lo general los hallazgos quirúrgicos hallados suelen acabar con el reemplazo de la válvula mitral.

Enfermedad iatrogénica:

Son causas raras de insuficiencia valvular, pero están descritas y pueden ocurrir, sobre todo tras la realización de una valvuloplastia con balón. Los nuevos procedimientos mediante dispositivos de *mitral clip* pueden también causar una lesión en la válvula que requiera cirugía.

II. MARCO TEÓRICO

INDICACIONES QUIRÚRGICAS

2.4.1. Indicaciones quirúrgicas de reparación de la válvula mitral

Estenosis mitral

La mayoría de los pacientes con estenosis mitral severa con una anatomía de la válvula favorable se someten como terapéutica de elección a una comisurotomía mitral percutánea. En algunos casos, se realiza cirugía abierta, y lo más habitual es que la gravedad de la lesión haga obligada una sustitución valvular, y sólo en casos muy seleccionados se pueda realizar una reparación de la válvula mitral, realizando una comisurotomía valvular.

El tratamiento quirúrgico de la estenosis mitral está indicada en aquellos pacientes sintomáticos cuya válvula mitral no cumple con los criterios ecocardiográficos para valvuloplastia transluminal percutánea (debido a calcificación excesiva, calcificación comisural, regurgitación mitral concomitante, o la presencia de trombos en la aurícula izquierda).

Las guías actuales recomiendan cirugía, en pacientes severamente sintomáticos con una clase funcional NYHA en estadio III-IV, si el área de la válvula mitral es inferior a $1,5 \text{ cm}^2$ ($< 0,8 \text{ cm}^2/\text{m}^2$) y su gradiente diastólico superior a 8 mmHg. En pacientes menos sintomáticos (NYHA estadio II) se indica cirugía solo si el área valvular mitral es menor de 1 cm^2 o si su presión arterial sistólica pulmonar (PAPs) es mayor de 50 mmHg en reposo o mayor de 60 mmHg durante el ejercicio. El inicio de la fibrilación auricular, la presencia de trombos en la aurícula izquierda o la presencia de insuficiencia mitral moderada o severa contraindican la valvuloplastia percutánea, y aceleran la indicación para la cirugía. Actualmente, las guías no recomiendan cirugía en los pacientes asintomáticos.

Insuficiencia mitral

La insuficiencia mitral tiene un pronóstico muy variable dependiendo de su etiología y del grado de insuficiencia valvular. Como se ha descrito anteriormente, la insuficiencia puede ser primaria (orgánica) o secundaria (funcional), atendiendo al mecanismo causal (tabla 5,7), y por tanto, éste hecho va a marcar el abordaje terapéutico que se deba llevar a cabo. En los casos en que ambos mecanismos estén presentes, generalmente uno de ellos predomina y es el que determina la indicación de tratamiento.

Insuficiencia mitral primaria

Ya se ha mencionado, que la aparición de insuficiencia mitral primaria puede aparecer de forma aguda en el contexto de la rotura de un músculo papilar en un

II. MARCO TEÓRICO

INDICACIONES QUIRÚRGICAS

infarto agudo de miocardio, en un traumatismo torácico y en un cuadro de endocarditis infecciosa. Se tolera muy mal clínicamente y es indicación de cirugía urgente ya que comporta muy mal pronóstico si no se interviene.

Por el contrario, la insuficiencia mitral primaria crónica como su propio nombre indica es una enfermedad progresiva que va aumentando gradualmente el volumen de regurgitación, con un aumento promedio de 5-8 mL del volumen regurgitante y de 4-6 mm² del área del orificio regurgitante efectivo por año. Los cambios anatómicos son los factores determinantes de la progresión, siendo más rápida en pacientes con prolapso de válvula mitral, en particular con ruptura cordal (hasta 20 mL por año), y en los pacientes con dilatación del anillo mitral.

El momento de cuando se debe intervenir quirúrgicamente una insuficiencia mitral crónica es motivo de controversia, y ello se debe sobre todo a que la progresión no es uniforme: se observa progresión importante en la mitad de los pacientes, pero hasta en un 11% se produce regresión espontánea de la insuficiencia, relacionada con la mejoría en las condiciones de precarga.

Actualmente existen dos vertientes en relación a cual es el mejor momento quirúrgico; una vertiente recomienda “esperar atentamente” hasta la aparición de disfunción subclínica del VI en pacientes asintomáticos haciendo un seguimiento semestral o anual. Dicha espera debe ser guiada por parámetros ecocardiográficos; los más prácticos y predictivos son la fracción de eyección (FE) y el diámetro telesistólico del VI (DTS del VI). Una FE < 60%, o un DTS del VI > 45 mm son indicativos de cirugía. La otra vertiente recomienda considerar la “reparación mitral temprana” sin esperar a la aparición de los síntomas y sin que se alcancen indicadores de disfunción subclínica del VI, siempre y cuando exista certeza de la severidad de la insuficiencia mitral con cuantificación ecocardiográfica apropiada. Ello es debido a que es bien sabido que el mejor resultado se observa en pacientes con una FE > 60% y que en el postoperatorio la FE cae al menos un 10%; La decisión de sustituir o reparar la válvula va a depender fundamentalmente de la anatomía valvular, de la capacidad del cirujano y del estado físico del paciente.

Tabla 7 Causas de insuficiencia mitral

Primaria	Secundaria
Prolapso mitral Endocarditis infecciosa Enfermedad del tejido conectivo Enfermedad cardiaca reumática Válvula mitral hendida (clfet) Enfermedad cardiaca por radiación	Enfermedad coronaria (isquemia crónica) Enfermedad cardiaca no isquémica

En la [tabla 8](#), se recogen las indicaciones de cirugía en la insuficiencia mitral primaria grave (fuente Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y de la Asociación Europea de Cirugía Cardiorádica (EACTS) ⁷².

Tabla 8 Indicaciones de cirugía en la IM primaria grave (ESC/ EACTS)

Recomendación	Clase	Nivel de evidencia
La reparación valvular mitral es la técnica preferida cuando se espera que sea duradera	I	C
La cirugía está indicada para pacientes sintomáticos con FEVI > 30% y DTSVI < 55 mm	I	B
La cirugía está indicada para pacientes asintomáticos con disfunción del VI (DTSVI ≥ 45 mm y/o FEVI ≤ 60%)	I	C
Se debe considerar la cirugía para pacientes asintomáticos con función del VI conservada y fibrilación auricular de nueva aparición o hipertensión pulmonar (presión pulmonar sistólica en reposo > 50 mmHg)	Ila	C
Se debe considerar la cirugía para pacientes asintomáticos con función del VI conservada, alta probabilidad de reparación duradera, bajo riesgo quirúrgico, rotura de valvas (flail) y DTSVI ≥ 40 mm	Ila	C
Se debe considerar la cirugía para pacientes con disfunción del VI grave (FEVI < 30% y/o DTSVI > 55 mm), refractarios a tratamiento farmacológico, con alta probabilidad de reparación duradera y comorbilidad baja	Ila	C
Se puede considerar la cirugía para pacientes con disfunción del VI grave (FEVI < 30% y/o DTSVI > 55 mm), refractarios a tratamiento farmacológico y con probabilidad baja de reparación duradera y comorbilidad baja	IIb	C
Se puede considerar la cirugía para pacientes asintomáticos con función del VI conservada, alta probabilidad de reparación duradera, riesgo quirúrgico bajo y: Dilatación auricular izquierda (índice de volumen ≥ 60 mL/m ² de ASC) y ritmo sinusal, o Hipertensión pulmonar durante el ejercicio (PPS ≥ 60 mmHg durante el ejercicio)	IIb	C

DTSVI: diámetro telesistólico del ventrículo izquierdo;

FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo;

PPS: presión pulmonar sistólica; SC: superficie corporal; VI: ventrículo izquierdo.

a Clase de recomendación.

b Nivel de evidencia Referencias que respaldan las recomendaciones de clase I (A + B) y IIa + IIb (A + B).

c Referencias que respaldan las recomendaciones de clase I (A + B) y IIa + IIb (A + B)

Las guías Americanas son más recientes, ⁷³ publicadas en el año 2014, son muy similares a las europeas del año 2012, y al igual que en éstas, se insiste en la necesidad de adelantar la indicación quirúrgica en el paciente asintomático con función ventricular preservada con el fin de reparar la válvula, por lo que es imprescindible contar con cirujanos expertos y centros de excelencia para llevar a cabo estas intervenciones precoces. Por otra parte, a diferencia de la guías europeas,

las guías americanas son más cautas a la hora de la indicación de cirugía en pacientes sintomáticos con fracción de eyección < 30% (indicación IIb).

Insuficiencia mitral secundaria

En la insuficiencia mitral secundaria, los velos y las cuerdas de la válvula están estructuralmente normales y la insuficiencia valvular es consecuencia de la distorsión geométrica que se produce en el aparato subvalvular, secundaria al aumento y al remodelado del ventrículo izquierdo, producido bien por una enfermedad coronaria que ha causado un área isquémica en el ventrículo y que deriva en una alteración en su morfología o bien debido a una miocardiopatía que altera la arquitectura del ventrículo izquierdo.

Es importante remarcar, que en la insuficiencia mitral secundaria no hay una afección en la válvula, que estructuralmente permanece indemne, sin embargo, el desplazamiento apical y lateral de los músculos papilares causan una tensión cordal (o *tethering*) que deriva en una pérdida de la fuerza de cierre secundaria a la disfunción ventricular que va a padecer una contractilidad reducida y/o disincronía debido al daño isquémico causado. En los casos no isquémicos, la distorsión de la geometría ventricular es más homogénea y la afección de la válvula es más variada.

La heterogeneidad de los datos relativos a la insuficiencia mitral secundaria hacen que su tratamiento esté menos basado en la evidencia científica a diferencia de lo que ocurre en la insuficiencia mitral primaria.

Cuando el paciente se somete a una cirugía de derivación aortocoronaria (bypass aortocoronario), la presencia de insuficiencia mitral grave es indicativa de corrección en el mismo acto quirúrgico que la cirugía de bypass. Sin embargo, existe controversia en los casos en los que la insuficiencia mitral isquémica sea moderada, aunque la tendencia actual suele ser la de realizar la reparación valvular.

Las guías americanas, al igual que las europeas, se muestran prudentes a la hora de recomendar cirugía en la insuficiencia mitral secundaria a una cardiopatía isquémica y en ningún caso consideran la indicación quirúrgica clase I. Además, no está claro que en estos casos, la reparación valvular sea mejor que el simple reemplazo valvular.

En la [tabla 9](#), se recogen las indicaciones de cirugía en la insuficiencia mitral secundaria crónica (fuente Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y de la Asociación Europea de Cirugía Cardiorádica (EACTS)).

Tabla 9 Indicaciones de cirugía en la IM secundaria crónica (ESC/ EACTS)

Recomendación	Clase	Nivel de evidencia
La cirugía está indicada para pacientes con IM grave que van a someterse a un bypass coronario y con FEVI > 30%	I	C
Se debe considerar la cirugía para pacientes con IM moderada que van a someterse a un bypass coronario	IIa	C
Se debe considerar la cirugía para pacientes asintomáticos con IM grave y FEVI < 30% que son candidatos a revascularización y con evidencia de viabilidad	IIa	C
Se puede considerar la cirugía para pacientes con IM grave y FEVI > 30% que siguen sintomáticos a pesar del tratamiento médico (incluido TRC si está indicado) y tienen comorbilidad baja siempre que la revascularización no esté indicada	IIb	C

a Clase de recomendación.

b Nivel de evidencia.

c Referencias que respaldan las recomendaciones de clase I (A + B) y IIa + IIb (A + B).

II. MARCO TEÓRICO

TECNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN

2.7.1. Introducción

La reconstrucción valvular se considera en la actualidad el procedimiento quirúrgico de elección en la insuficiencia mitral ya que se ha demostrado una mayor supervivencia, una menor necesidad de terapia de anticoagulación, una mayor calidad de vida de los enfermos, y además la reparación de la válvula se ha asociado a una menor tasa global de complicaciones cuando se compara con el reemplazo valvular.^{74,75}

La finalidad principal de la reconstrucción de la válvula lesionada y el objetivo fundamental del cirujano al planificar una reparación valvular es poder restablecer el correcto funcionamiento de la válvula, preservando el aparato subvalvular mitral y la propia válvula, sin necesidad de que tenga que ser reemplazada o sustituida por una prótesis, es decir, se pretende corregir la disfunción y devolver a la válvula hacia su normal funcionamiento para que vuelva a ser competente.

Para la realización de una reparación mitral exitosa, va a ser fundamental que se cumplan una serie de factores, entre ellos la capacitación y el nivel de experiencia quirúrgica del cirujano, la precisión del estudio preoperatorio por los ecocardiografistas y la cualificación experta del anestesista que permita confirmar los hallazgos preoperatorios o detectar nuevas lesiones no reportadas con anterioridad que puedan modificar la actitud quirúrgica. Pese a las ventajas que ofrece la reparación valvular, todavía hoy en día en muchos centros, se realizan más recambios valvulares que reparaciones debido sobre todo a la alta exigencia técnica.

Actualmente, la mayoría de los procedimientos de reparación abordan las diferentes partes de la válvula de una manera estructural, de ahí la importancia de realizar un estudio valvular completo previo a la reparación que permita identificar de manera individual el mal funcionamiento de cada componente del aparato valvular. Ello va a permitir poder estudiar la válvula en su conjunto, abordando todos sus componentes y su interacción permitiendo así reconstruir tridimensionalmente la geometría de todo el aparato valvular mitral.

Independientemente de la etiología causante de la incompetencia valvular, los principios fundamentales para una reparación exitosa de la válvula mitral son básicamente siempre los mismos: aumento o reducción de los velos anormales, crear una gran superficie de coaptación que permita una buena aposición de las valvas anterior y posterior durante la sístole, aumentar la movilidad de la válvula, realizar un recambio de las cuerdas tendinosas rotas, elongadas o adelgazadas con suturas tipo Gore-Tex, reducir la dilatación anular remodelando el espacio anular mediante una anuloplastia que permita prevenir la dilatación anular, incluso del espacio intertrigonal, manteniendo la forma en silla de montar característica de la

válvula mitral, reduciendo el diámetro anteroposterior, pero evitando la estenosis de la válvula, y evitar la aparición de SAM (movimiento sistólico anterior; *del inglés "Systolic Anterior Motion"*) de la válvula mitral, lo cual es causa de obstrucción del tracto de salida del ventrículo izquierdo lo que puede derivar en consecuencias hemodinámicas graves.

2.7.2. Vías de abordaje de exposición de la válvula mitral

Para la cirugía de la válvula mitral, existen diferentes modalidades de acceso quirúrgico al corazón. Las principales se exponen a continuación:

1. Esternotomía media; Es el abordaje estándar para la cirugía a corazón abierto de la válvula mitral (con uso de circulación extracorpórea, (Fig.26).
2. Mini-toracotomía derecha; Se realiza a través del cuarto espacio intercostal y es el abordaje preferido para la cirugía de la válvula mitral mínimamente invasiva.
3. Toracotomía anterolateral derecha; puede ser ventajosa en reintervenciones con el fin de evitar el riesgo de lesionar el ventrículo derecho.
4. Toracotomía unilateral derecha o izquierda; puede ser beneficiosa en reintervenciones en pacientes previamente operados de derivación aorto-coronaria (bypass coronario).

Para abordar la válvula mitral, también se han descrito diferentes modalidades de acceso. Después del análisis de una situación clínica dada, el cirujano elige el abordaje que le permita una exposición perfecta del campo quirúrgico y las condiciones óptimas para realizar el procedimiento previsto.

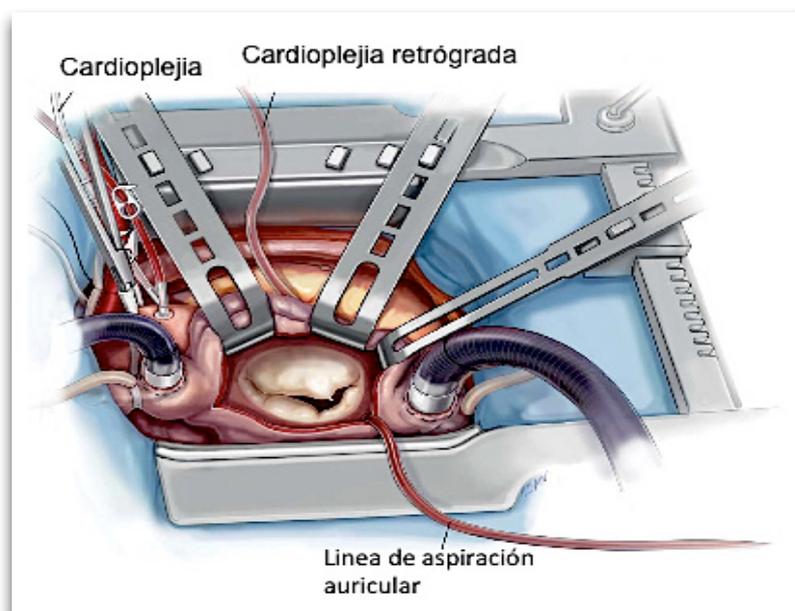


Fig 26 Campo quirúrgico en la cirugía de la VM

2.7.2.1. Abordaje quirúrgico auricular

Es el abordaje más frecuente. La exposición de la propia válvula mitral, tras realizar una esternotomía media, se obtiene con mayor frecuencia realizando una incisión longitudinal en el surco interauricular en la aurícula izquierda (Fig.27).

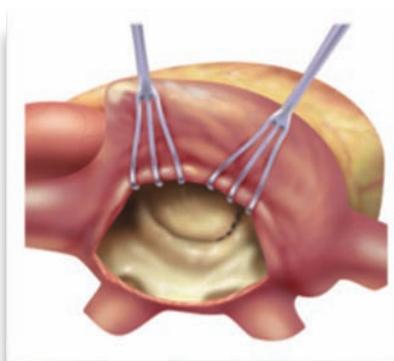


Fig 27 Abordaje auricular

2.7.2.2. Abordaje quirúrgico transeptal

Tras el abordaje auricular, el abordaje transeptal es el segundo abordaje más utilizado (Fig.28). Se prefiere en pacientes en los que se ha previsto un procedimiento simultáneo sobre la válvula mitral y la válvula tricúspideas. Este abordaje permite una visión más amplia de la válvula, por lo que es también preferible en pacientes con una aurícula izquierda pequeña, en reintervenciones de la válvula (para evitar así la formación de adherencias firmes después de la aproximación de la aurícula izquierda anterior) y en pacientes un ventrículo izquierdo hipertrófico, y un tórax profundo, no obstante tiene la desventaja de ser técnicamente más difícil⁷⁶.

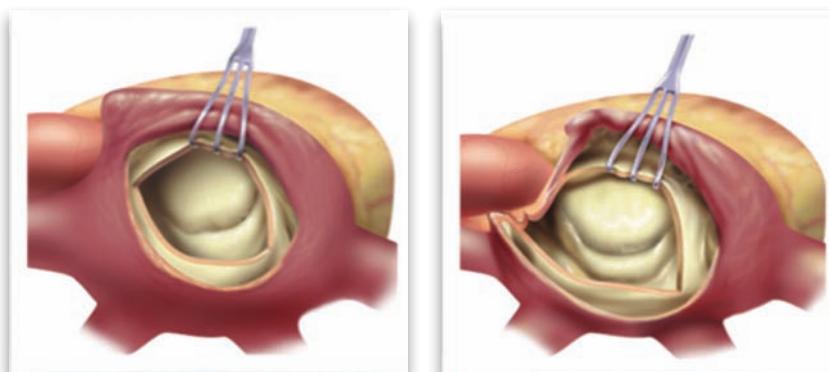


Fig 28 Abordaje transeptal

Dubost et al. fueron los primeros en describir el abordaje transeptal, el cual posteriormente se ha ido modificando por diferentes autores. El desarrollo de esta técnica se basó en las supuestas ventajas que tendría sobre el abordaje habitual.

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

La técnica de Dubost consiste en realizar una incisión vertical en la aurícula derecha entre las dos venas cava canuladas, extendida a la vena pulmonar superior derecha y luego al tabique interauricular.⁷⁷ En el abordaje actual, la incisión se realiza solamente a través de la aurícula derecha y el tabique interauricular. Zacek et al han descrito una modificación de este abordaje, en lugar de la extensión lateral, realizan una incisión en el septum interauricular en forma de palo de hockey consiguiendo así una vista geométrica directa de la válvula mitral.⁷⁸ Meyer et al. describieron un abordaje craneal llevado a cabo por una incisión transversal en el techo de la aurícula izquierda una vez que la aorta ascendente se ha desplazado a la izquierda y la vena cava superior hacia la derecha.⁷⁹

Kon, describió un abordaje transeptal ampliado, con una incisión inicial superior septal de la aurícula izquierda. La atriotomía derecha se realiza a través de la orejuela auricular y se extiende inferior y paralela al surco AV. La incisión se amplía medial y superiormente. La aurícula izquierda se abre desde la fosa oval superior y verticalmente a través del tabique auricular hasta enlazar con la incisión de la aurícula derecha. Desde este punto se extiende sobre la cúpula superior de la aurícula izquierda y por debajo de la aorta ascendente (Fig. 29).

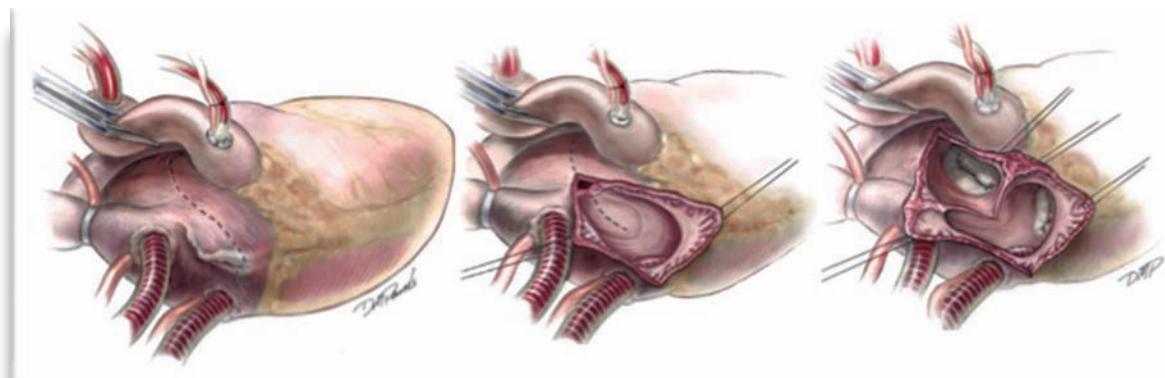


Fig 29 Abordaje transeptal

Una última variante descrita por Legaré describe sólo una apertura en el techo de la aurícula izquierda (conocida como “domo auricular”), sin necesidad de seccionar la aurícula derecha ni el septum⁸⁰ (Fig. 30). Esta incisión, que se dirige por detrás de la aorta hasta la vena pulmonar superior izquierda, tiene el inconveniente la aparición de alteraciones del ritmo como el bloqueo completo, lo que ha limitado su expansión

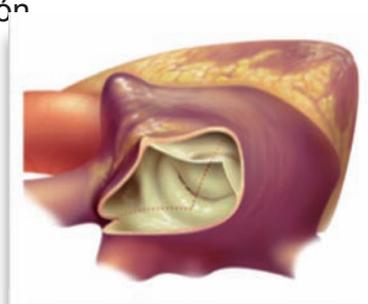


Fig 30 Abordaje “domo auricular”

2.7.3. Técnicas de reparación mitral

El objetivo de la reparación valvular es conseguir un buen resultado funcional y que éste se mantenga en el tiempo. Mientras Gómez Duran⁸¹ aboga por realizar una corrección lo más anatómica posible, actuando sobre todas las lesiones posibles causantes de la disfunción, Carpentier³⁷ dirige la reparación a recuperar la funcionalidad de la válvula y no tanto la anatomía de la misma. Hoy en día, hay una mayor cantidad de cirujanos cardiacos que se basan en la clasificación funcional de Carpentier a la hora de realizar una reparación de la válvula mitral, sin embargo otros cirujanos abogan por seguir la doctrina de Durán. Independientemente de la doctrina que sigan, la selección de la técnica de reparación se va a basar en el conocimiento de la etiología de la insuficiencia, los hallazgos morfológicos encontrados en la válvula, y el tipo funcional de la regurgitación (ver [Tabla 5](#)).

El principio quirúrgico fundamental que debe buscarse en todas las técnicas de reparación, es conseguir una buena superficie de coaptación y amplia de los valvas mitrales, preservando su movilidad. El efecto de la reparación debe ser duradero por lo que suele asociarse una remodelación del anillo que asegure la durabilidad en el tiempo de la reparación, pero simultáneamente, la válvula no debe convertirse en estenótica. El éxito de la reparación mitral tiene que confirmarse por la ecocardiografía intraoperatoria tras el destete de la CEC.

2.7.3.1 Técnicas de reparación para la disfunción tipo I

(según Carpentier; se produce insuficiencia con movilidad de los velos normal; puede deberse a dilatación del anillo mitral o por perforación, desgarró de los velos o presencia de cleft velar).

La presencia de un cleft o hendidura en la válvula mitral ([Fig. 31](#)), es una anomalía congénita, que por lo general cuando requiere cirugía es susceptible de reparación. La técnica quirúrgica es sencilla, ya que por lo general se repara suturando el defecto con sutura de polipropileno. Ocasionalmente, si hay presencia de dilatación anular y atendiendo a la edad del enfermo, se considera apropiado la implantación de una banda de anuloplastia.



Fig 31 Hendidura o cleft en la VM

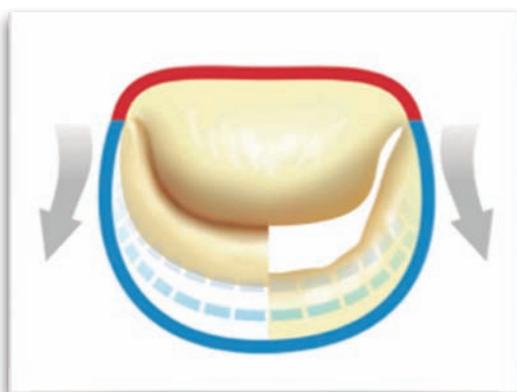
II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

En la regurgitación mitral secundaria y en la isquémica funcional, el tratamiento actual consiste en reducir el “*annulus*” con la implantación de un anillo pequeño en el mismo tiempo quirúrgico. El efecto ventajoso de la anuloplastia radica en que no sólo reduce la porción anular dilatada, sino que también causa una verdadera remodelación en el anillo nativo devolviéndole su forma original de apariencia “arriñonada”. Esto provoca un acercamiento de las dos valvas permitiendo así una restauración de su coaptación. Sin embargo, a pesar de la mejoría clínica experimentada en estos enfermos, se han detectado tasas de recurrencias tardía de insuficiencia de hasta del 30%.

Recientemente se ha demostrado de que el mecanismo de estas insuficiencias es consecuencia de un desplazamiento apicolateral de los músculos papilares, de modo que se sugiere que, además de la anuloplastia, puede ser necesaria una aproximación quirúrgica de los músculos papilares que eviten la aparición de la regurgitación mitral isquémica causada por la remodelación ventricular izquierda. Se ha recomendado suturar juntas ambas cabezas de los músculos papilares mediante puntos de colchonero (plastia sándwich) ⁸². La reaproximación de los músculos papilares anterior y posterior disminuye la tensión sobre la válvula y mejora la coaptación de los velos.

La dilatación no se desarrolla de manera simétrica a lo largo de toda la circunferencia anular sino que lo hace sólo en el área de la valva posterior y en ambas comisuras, quedando la longitud anular de la zona a la que pertenece la valva anterior indemne ⁸³ (Fig. 32). Este hallazgo determina la filosofía de implantación de los anillos de anuloplastia, de modo que su implantación permita reducir la porción dilatada del anillo.



Notese como el area del velo anterior no se dilata. La dilatación anular se produce a expensas del velo del anillo posterior

Fig 32 Dilatación del anillo de la VM

Los anillos de anuloplastia también se implantan también después de reparaciones complejas de la válvula mitral para evitar así cualquier dilatación a posteriori del anillo y la recurrencia de la regurgitación mitral, de hecho, algunos autores recomiendan la implantación del anillo de anuloplastia en toda técnica de reparación mitral.

Procedimientos de anuloplastia

La implantación de una prótesis de anillo de anuloplastia es una parte esencial en casi todas las reparaciones de la válvula mitral. El propósito principal de la anuloplastia es restaurar las dimensiones anulares, de modo que las valvas se acerquen de modo que se amplie la superficie de coaptación, permitiendo así una reparación duradera en el tiempo. Su implantación proporciona estabilidad al anillo y da tensión a las líneas de suturas. Como excepción se incluye la endocarditis que involucra sólo al cuerpo de un velo.

Un anillo de anuloplastia típicamente está hecho a partir de un material de silicona o de metal, que es lo que va a determinar su rigidez, de modo que pueden ser flexibles, semirígidos o rígidos; Están revestidos de un material de tela, que puede ser de Dacrón o de poliéster, y a través del cual se colocan las suturas (Fig. 33).

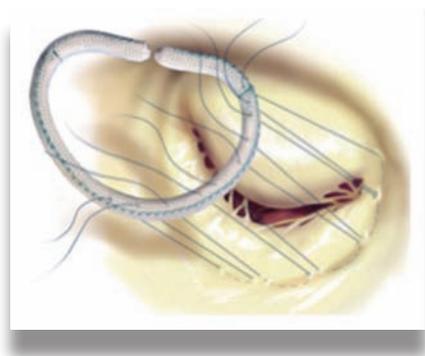


Fig 33 Implantación y sutura de un anillo

Se han diseñado y comercializado una gran variedad de anillos de anuloplastia, los hay de varios tamaños, rigideces, y formas. También pueden ser de sólo una banda parcial o de anillo completo, y pueden ser clasificados como remodelables o no remodelables.

Entre los rígidos destacan, el anillo Carpentier-Edwards, el St. Jude Medical en silla de montar rígido, y el AnuloFlo de CarboMedics, son semiflexibles, el anillo de Carpentier-Edwards Physio, St. Jude Medical Sequen y el Sorin MEMO3D y son anillos flexibles, el anillo de Medtronic-Duran, el anillo de Sorin-Sobering, el AnuloFlex de CarboMedics, y el ATS Simulus FLX-O.

Algunos anillos están diseñados sin la porción de la valva anterior, adquiriendo una forma de C, por ejemplo, el anillo de Colvin-Gallo, el anillo de Cosgrove-Edwards, el ATS Simulus FLX-C, o AorTech MRS o bien esta porción puede estar recortada como corre en el anillo de St. Jude Medical Tailor, y en el AnnuloFlex-CarboMedics.

Todos los anillos son biocompatibles, y algunos de ellos están incluso recu-

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

biertos de fibra de carbono como el anillo de Sorin-Sovering o hechos a partir de politetrafluoroetileno (PTFE; Jostra).

Actualmente, existe la posibilidad de implantar un nuevo anillo de anuloplastia ajustable, el St. Jude Medical Attune. Este anillo está diseñado para permitir el movimiento dinámico de la pieza anular al mismo tiempo que mantiene la dimensión de la válvula reparada. Este diseño totalmente flexible permite mantener un movimiento dinámico (Fig. 34).



Fig 34 Anillo flexible St. Jude

Un nuevo diseño de anillo de anuloplastia, el Myxo-ETlogix de Edwards ⁸⁴ (Fig. 35), está indicado en los pacientes con IM isquémica en los que la restricción valvular se localiza a nivel del segmento P3. Además, este anillo, está también dirigido a la prevención de aparición del SAM en pacientes con degeneración mixomatosa (enfermedad de Barlow). Este anillo tiene un diámetro anteroposterior significativamente más largo con una sobreelevación en silla de montar sobre el área de P2.



Fig 35 Anillo Myxo-ETlogix de Edwards

Cuando la restricción valvular es más extensa debido a la dilatación global del ventrículo izquierdo y afecta a ambas válvulas, el anillo Geoform® está geométricamente diseñado para recuperar la coaptación valvular gracias a que tiene un remodelado más simétrico. Con él, la distancia anteroposterior del anillo mitral se reduce y la zona P2 queda sobreelevada (Fig. 36).



Fig 36 Anillo Geoform de Edwards

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

A la hora de la elección del tamaño adecuado del anillo, se decide mediante la medición de la distancia entre las dos comisuras (distancia intercomisural) determinada por los dos primeros puntos colchoneros (Fig. 37).



Fig 37 Valoración y colocación de un anillo de anuloplastia

Algunos cirujanos, en situaciones que requieren la implantación de un anillo flexible semicircular en forma de C, optan por realizar una anuloplastia semicircular, en la cual se pasan las suturas a través de la valva posterior desde las comisuras hacia el punto medio del segmento P2 (Fig. 38). Cuando se tensan las suturas se produce una reducción de la porción anular dilatada (Fig. 39). Esta técnica de anuloplastia con sutura es simple, rápida y barata, conserva la flexibilidad del anillo, y la durabilidad del resultado es comparable a la de los implantes de anillos.⁸⁵

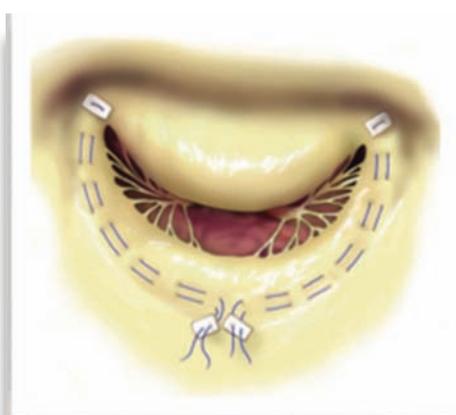


Fig 38 Anuloplastia semicircular



Fig 39 Resultado tras la sutura

Una alternativa es la conocida como reparación Wooler⁸⁶, aunque debe quedar limitada a situaciones específicas como en pacientes de edad avanzada, difícil exposición de la válvula mitral, largos tiempos de la circulación extracorpórea en procedimientos complejos, en reintervenciones, etc. El principio de la reparación

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

Wooler implica acortar el anillo a nivel de ambas comisuras y las porciones adyacentes a la valva posterior (Fig. 40, 41). Es una anuloplastia muy rápida y simple (comisuroplastia) que puede resolver no sólo la insuficiencia situada en la zona comisural, sino también la regurgitación central causada a consecuencia de la dilatación del anillo mitral, ya que también atrae y acerca los velos. Sin embargo, la implantación de un anillo de anuloplastia actualmente parece ser una forma más apropiada del tratamiento para estos casos, porque garantiza la prevención después de la operación a largo plazo de la dilatación del anillo;

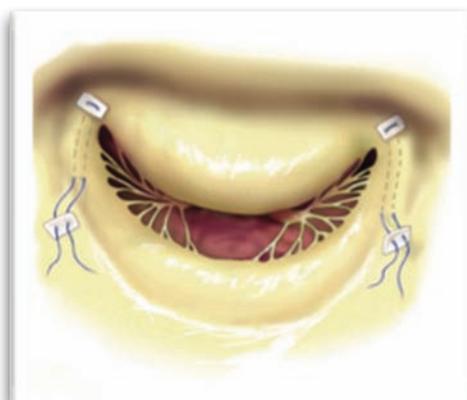


Fig 40 Colocación de suturas

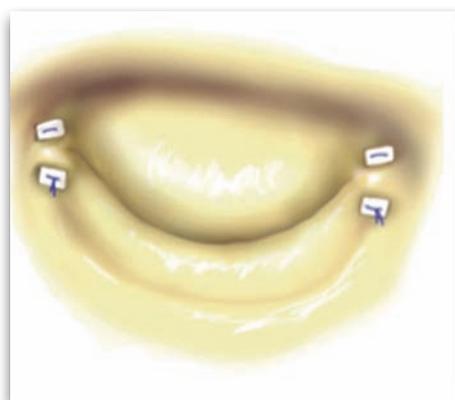


Fig 41 Resultado de la reparación

2.7.3.2. Técnicas de reparación para la disfunción tipo II

(según Carpentier; se produce insuficiencia por movilidad excesiva de los velos).

La disfunción tipo II de acuerdo a Carpentier, se debe sobre todo a una etiología degenerativa que afecta a los velos de la válvula pudiendo causar un movimiento excesivo de los velos (prolapso) secundario a elongación o ruptura cordal, o elongación o rotura del músculo papilar.

a) Prolapso del velo posterior

El prolapso del velo puede corregirse a través de cualquiera de los diversos abordajes que implican a los velos y al aparato subvalvular. La técnica específica a utilizarse va a depender del segmento que prolapse más que de la lesión real (generalmente rotura o elongación de cuerdas) y del estado y calidad del tejido. El objetivo final es dejar una cantidad adecuada de velo móvil, de modo que participe en una adecuada coaptación. La resección cuadrangular del velo posterior es el tratamiento de elección independientemente de la causa real del prolapso (cuerdas alargada o rota, tejido de la valva excesivo, o una combinación de ambos).

El segmento que con mayor frecuencia prolapsa es P2, de modo que la técnica quirúrgica suele implicar la realización de una resección de dicho segmento.

La porción de prolapso de la valva posterior se recorta, y las porciones restantes (P1 y P3) se suturan juntas tras aproximar sus bordes.⁸⁷ Para asegurar la durabilidad de la reparación se realiza también una anuloplastia mitral posterior (Fig. 42).

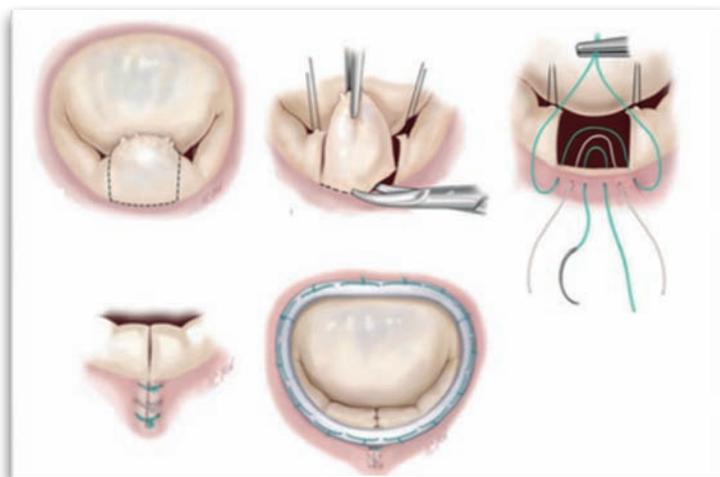


Fig 42 Técnica de reparación del prolapso de P2

Para los casos en que la causa del prolapso posterior sea secundario a una ruptura de cuerdas sin que exista excesivo tejido velar redundante, puede ser suficiente realizar una resección triangular. Se reseca el segmento prolapsado y se sutura aproximando los bordes para cubrir el defecto (Fig. 43).

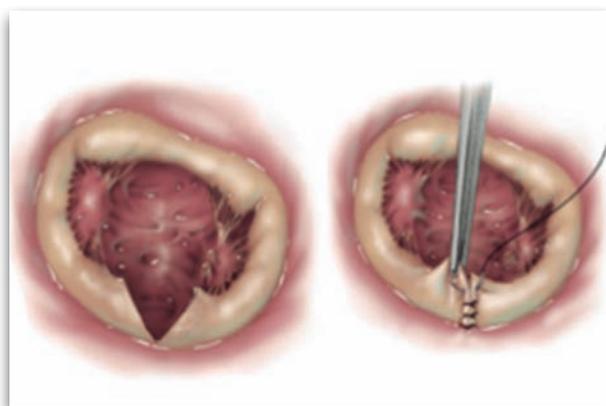


Fig 43 Reparación simple de P2

En pacientes con tejido frágil y adelgazado, debe evitarse la resección de la válvula, y recurrir a otras técnicas, como la transposición de cuerdas, o la cordoplastia artificial, para corregir el prolapso.

Plastia de deslizamiento o “sliding plasty”

Cuando el velo posterior está elongado por encima de 15 mm, como suele ocurrir en la enfermedad de Barlow en donde la presencia de tejido valvular es

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

excesiva, además de practicar la resección cuadrangular del segmento central del velo, se debe practicar una extensión de la incisión periannular en áreas cuneiformes, para lograr la extirpación del tejido remanente, esta técnica es conocida como “sliding plasty”⁸⁸ o plastia de deslizamiento, y su finalidad es evitar la aparición de SAM, que causa el colapso de la valva anterior mitral en el tracto de salida del ventrículo izquierdo durante la sístole, por lo que es muy importante que el excesivo tejido del velo posterior sea resecado cuidadosamente para evitar esta grave complicación (Fig. 44).



Fig 44 Plastia de deslizamiento del velo posterior

Recientemente, Calafiore et al. han descrito un nuevo método con respecto a cómo tratar el exceso de tejido de la valva posterior. Se refieren a él como “plicatura longitudinal del velo posterior”.⁸⁹ El principio es muy simple y consiste en acortar la altura del velo posterior mediante varias suturas de colchonero dirigidas a través de la porción de anillo al prolapso de la valva posterior (Fig. 45). A pesar de la limitada experiencia, la técnica parece ser prometedora en la prevención de SAM.



Fig 45 Plicatura del velo posterior para acortar su altura

Si bien el concepto clásico de la reparación mitral se basa en una cierta reducción en el área de la valva posterior, un enfoque diferente, más conservador se ha postulado recientemente y ha preservado el máximo tejido de la valva posterior prolapso tanto como sea posible y transformarla, sido defendido por Perier et al,⁹⁰ en su estrategia de “respetar más que resecar”, se debe intentar por medio del implante de neocuerdas de politetrafluoroetileno (PTFE), que sirvan de apoyo al velo y eviten su prolapso. Del mismo modo, Tabata et al.⁹¹ sugieren la remodelación del tejido de la valva posterior excesiva mediante una o más suturas, de modo

que tire del borde prolapsado hacia debajo del cuerpo de la valva posterior (Fig. 46).

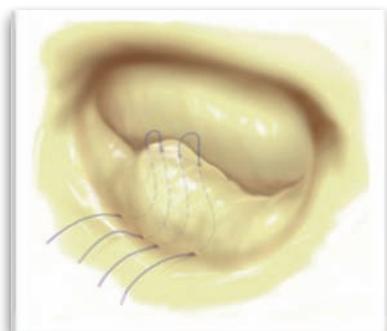


Fig. 46 Remodelado del velo posterior.

b) Procedimientos para el velo anterior

El prolapso de la valva anterior al igual que el prolapso del velo posterior se puede corregir mediante la resección del segmento prolapsado o restableciendo el aparato subvalvular. Sin embargo, debido a su mayor área de superficie y a su limitada unión al anillo, los procedimientos quirúrgicos para el prolapso de valva anterior son técnicamente más difíciles que los del velo posterior y a menudo se requiere una combinación de técnicas para repararlo.

El prolapso del velo anterior aislado ocurre raramente en comparación con el prolapso aislado del velo posterior, y por lo general forma parte de un prolapso bilateral.

El método clásico que se utiliza para el prolapso del velo anterior si el prolapso no es excesivo, es la resección triangular. Se realiza cortando un triángulo estrecho desde la porción más prolapsada de la valva anterior (Fig. 47) con reproximación directa de los bordes. De este modo, se pueden corregir fácilmente pequeñas áreas de prolapso, especialmente cuando existe tejido redundante en el velo, tal como ocurre en la enfermedad de Barlow.



Fig. 47 Resección triangular del velo anterior.

Sin embargo, existe un límite en la cantidad de tejido de la valva anterior que puede researse antes de que el tejido restante sea insuficiente para lograr una

II. MARCO TEÓRICO

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE REPARACIÓN VALVULAR

adecuada coaptación. Si no hay presencia de tejido redundante o existen grandes áreas de prolapso, se debe optar por reparar el aparato subvalvular para dar soporte al velo. La transferencia de cuerdas, implica el separar las cuerdas secundarias que están unidas al cuerpo del velo anterior y reinsertarlas en los márgenes de los segmentos prolapsados. Con la transposición cordal, las cuerdas son separadas, junto con parte del tejido velar, desde una zona normal de la valva posterior; y tras girarlas anteriormente, se reinsertan a nivel del segmento prolapsado, y el defecto que queda en el velo posterior se repara suturándolo. Si las cuerdas disponibles no son de buena calidad, se opta por implantar unas nuevas cuerdas artificiales (neocuerdas) utilizando suturas Gore-Tex aseguradas al músculo papilar y al segmento del velo prolapsado. La superficie de estas neocuerdas se recubre rápidamente con una envoltura de tejido fibroso que no reduce su movilidad y las mantiene intactas durante un seguimiento superior a los 15 años.

Ocasionalmente, el área excesiva de la valva anterior se puede reducir mediante una plicatura con sutura del borde de la valva anterior (Fig. 48) como se describe por Fundaro et al. ^{92,93}



Fig. 48 Plicatura del velo anterior.

En presencia de cuerdas elongadas de las valvas (anterior y/o posterior) se pueden realizar una técnica quirúrgica para acortarlas a nivel de su inserción en los músculos papilares (Fig. 49).



Fig. 49 Acortamiento cordal a nivel de los músculos papilares.

Actualmente, las cuerdas rotas y también las elongadas, están siendo reemplazadas por cuerdas artificiales del tipo neocuerdas de politetrafluoroetileno (PTFE) ^{94,95} (Fig. 50). Otra opción quirúrgica es resecarlas y reemplazarlas por transposición de cuerdas secundarias cercanas de un grosor adecuado, pero está técnico hasta siendo reemplazada por las neocuerdas. En ocasiones, las cuerdas tendinosas secundarias retraen la porción media del velo anterior empeorándose así el grado de regurgitación mitral. Su resección, como parte de la reparación de la válvula mitral, mejora la movilidad del velo anterior hacia la zona de coaptación.

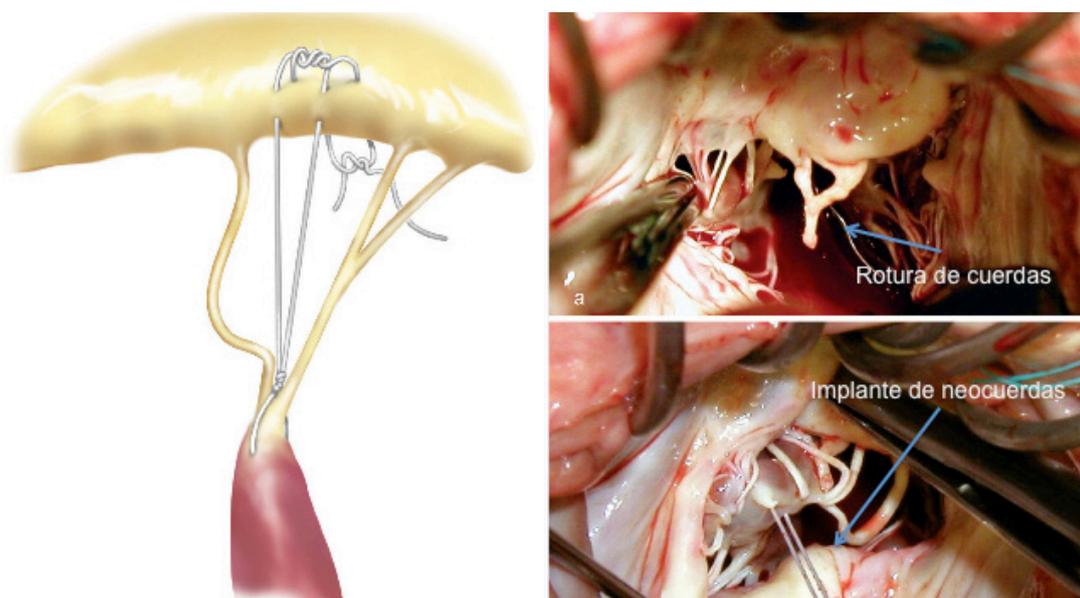


Fig 50 Rotura de cuerdas e implantación de neocuerdas.

La valva posterior también puede aumentarse de una manera similar, por ejemplo, como ocurre cuando esta retraída debido a una disfunción ventricular izquierda. La zona ampliada de la valva posterior permitirá su coaptación con la valva anterior.

2.7.3.3. Técnicas de reparación para la disfunción tipo III

(según Carpentier; movimiento restrictivo de uno o ambos velos secundario a engrosamiento y retracción de los mismos, engrosamiento subvalvular y acortamiento, desplazamiento del músculo papilar, calcificación anular).

a) disfunción tipo IIIA (ocurre en sístole y en diástole)

En pacientes con disfunción tipo IIIA, por lo general la causa es una enfermedad reumática, que tiene como resultado un movimiento restringido de los velos debido al proceso fibrótico que se establece y que conduce al engrosamiento y a la fusión de las estructuras del aparato subvalvular, causando el acortamiento y

retracción de las cuerdas y los músculos papilares, y al engrosamiento y retracción de los velos, en particular del velo posterior.

Mientras exista tejido flexible en la valva, la reparación de la válvula puede realizarse de manera exitosa, logrando buenos resultados a largo plazo, pero este tipo de reparación sólo se realiza en centros ampliamente expertos en reparación valvular. En el caso de querer preservar la válvula se debe intentar la disección de las comisuras y de los músculos papilares. La mejora del billowing de los velos retraídos puede obtenerse mediante la resección de las cuerdas secundarias y con la división o fenestración de las cuerdas marginales fusionadas, y agrandando el velo, típicamente el anterior, con un parche de pericardio autólogo de glutaraldehído^{96,97} (Fig. 51).

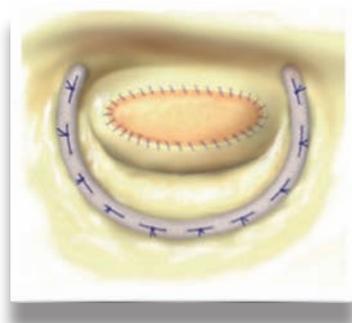


Fig 51 Aumento del velo anterior mediante colocación de parche de pericardio

b) disfunción tipo IIIB (ocurre sólo en sístole)

Los pacientes con disfunción tipo IIIB, resultantes de una cardiopatía isquémica o una miocardiopatía dilatada, tienen los velos estructuralmente normales pero su movimiento está restringido como resultado del desplazamiento del músculo papilar causado por la dilatación ventricular y las alteraciones de la contractilidad regional.

Para establecer una adecuada superficie de coaptación, las valvas restringidas deben aproximarse una a la otra. La dimensión final anteroposterior de la válvula debe ser menor que su dimensión original para superar el hecho de que los velos restringidos no pueden elevarse a su posición normal sistólica justo por debajo del plano anular.

Otras técnicas:

La técnica de Alfieri^{98,99} o “borde a borde”; (*del inglés; “edge to edge”*), implica la sutura de los bordes libres de los velos anterior y posterior, por lo general se realiza en los segmentos A2-P2, creando un doble orificio en la válvula mitral (Fig. 52). La técnica puede corregir el prolapso en un velo usando las cuerdas del otro

velo. Sin embargo, esto causa una disminución el área del orificio valvular mitral. La aplicación percutánea de esta técnica es la base de la técnica de MitraClip (Abbott Vascular, Abbott Park, IL)



Fig 52 Técnica de Alfeiri borde-borde.

2.7.3.4. Técnicas de reparación de las comisuras

El prolapso comisural, debido a una elongación de cuerdas, es frecuentemente visto en la enfermedad de Barlow. Por lo general, la corrección del prolapso comisural puede ser particularmente difícil. Las técnicas de reparación son diversas; se puede realizar una comisuroplastia con parche de pericardio, o si el prolapso es extenso, se puede optar por una comisuroplastia de deslizamiento (“*sliding plasty*”).¹⁰⁰ Todas ellas son técnicas efectivas para corregir el prolapso. La técnica quirúrgica es similar a las utilizadas en la reparación de la valva posterior pero se debe tener especial cuidado para evitar la distorsión de las comisuras cuando se realicen las suturas (Fig. 53).

La mayoría de los cirujanos en la actualidad abogan por realizar una comisuroplastia simple realizando el cierre del prolapso con sutura de prolene y puntos colchonero sin necesidad de tener que involucrar al segmento A1 y P1, o A3 y P3, incluso ante la presencia de una rotura cordal se puede optar por implantación de neocuerdas.

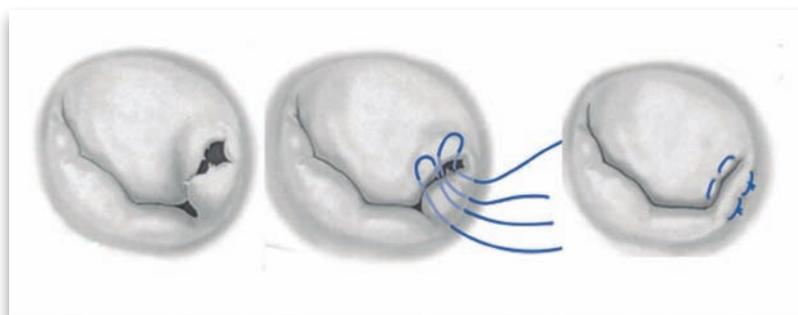


Fig 53 Reparación comisural.

La reparación paracommissural borde a borde es un procedimiento más simple que la comisuroplastia de deslizamiento para el tratamiento del prolapso comisural, es una técnica rápida y fiable y que no crea estenosis.

2.7.4. Problemas específicos y complicaciones

2.7.4.1. Calcificación anular

La presencia de calcificación anular es un hallazgo importante y no infrecuente, en particular del anillo posterior, que puede aumentar significativamente la complejidad del procedimiento quirúrgico, y complicar la reparación valvular, ya que los puntos son más difíciles de colocar y el riesgo de fuga paravalvular se incrementa, de modo que plantea serios retos para el cirujano. Su presencia, puede interferir con la zona donde se va a colocar el anillo de anuloplastia de modo que puede restringir y distorsionar el tejido del velo; en casos graves, puede extenderse profundamente en el músculo ventricular subanular. Lo ideal sería que toda la calcificación del anillo se pudiese retirar en bloque antes de someter a la válvula a una reparación y a la implantación del anillo.

Carpentier ha demostrado que la extirpación completa en bloque de la calcificación anular, con posterior reconstrucción de la unión auriculoventricular, se puede realizar de forma segura. Sin embargo, muchos cirujanos siguen siendo cautelosos con este enfoque por temor a que de lugar a la ruptura auriculoventricular, una complicación muy temida por los cirujanos que suele resultar fatal. Obviamente, la calcificación de las cuerdas o de una parte sustancial del tejido velar es un factor de mal pronóstico a largo plazo de la reparación de la válvula, y una válvula extensamente calcificada por lo general es indicativo de sustitución valvular.

2.7.4.2. SAM

La aparición del temido SAM después de una reparación de la válvula mitral se produce predominantemente como resultado de la disparidad que se crea entre el área excesiva de tejido del velo posterior en comparación con el tamaño del ventrículo y la anchura del tracto de salida del ventrículo izquierdo. La colocación de un anillo de anuloplastia, mandatorio en toda reparación mitral, va a ser una de las causas principales indirectas de aparición de SAM ya que va a causar un desplazamiento de la pared posterior del ventrículo izquierdo a una posición más anterior, ello se va a ver acentuado si se opta por colocar un anillo de anuloplastia demasiado pequeño (Fig. 54).

Las consecuencias hemodinámicas del SAM son importantes, y si no cede con maniobras terapéuticas medicas, como son un incremento de la precarga y la retirada de fármacos inotrópicos, se debe volver a entrar en CEC para reintervenir la válvula.

La ecocardiografía permite predecir el riesgo de SAM, algunos autores como Cosgrove y cols ¹⁰¹ y Maslow y cols ¹⁰² han descrito unos criterios ecocardiográficos para predecir el riesgo de aparición de SAM. Los considerados más importantes actualmente son;

- un C-sept < 25 mm (*del ingles; coaptation–septal distance*)
- una altura (longitud) del velo posterior > 20 mm.
- una altura (longitud) del velo anterior > 35 mm.
- una relación velo anterior: velo posterior < 14 mm (* *se mide hasta el punto de coaptación, por tanto no valora la longitud de cada velo*).

Muchos cirujanos, previenen la aparición de SAM y actúan preventivamente. Cuando la altura del velo posterior es > 1,5 cm, optan por realizar una plastia de deslizamiento (*sliding plasty*). En ventrículos pequeños e hipertróficos, algunos cirujanos realizan una reducción de la valva anterior si esta presenta tejido excesivo, mediante una incisión semilunar paralela al anillo de la valva anterior. La solución quirúrgica más fácil sino se evita la aparición de SAM, es la reparación descrita por Alfieri, que realiza una reparación borde a borde.¹⁰³ Si la causa de la SAM es claramente detectada, su corrección se puede intentar en el mismo tiempo quirúrgico, de lo contrario, el reemplazo valvular es la decisión más adecuada, ya que un fracaso en un intento de corrección se traducirá en unos tiempos muy prolongados de CEC, lo que causará un impacto negativo en la recuperación del paciente.

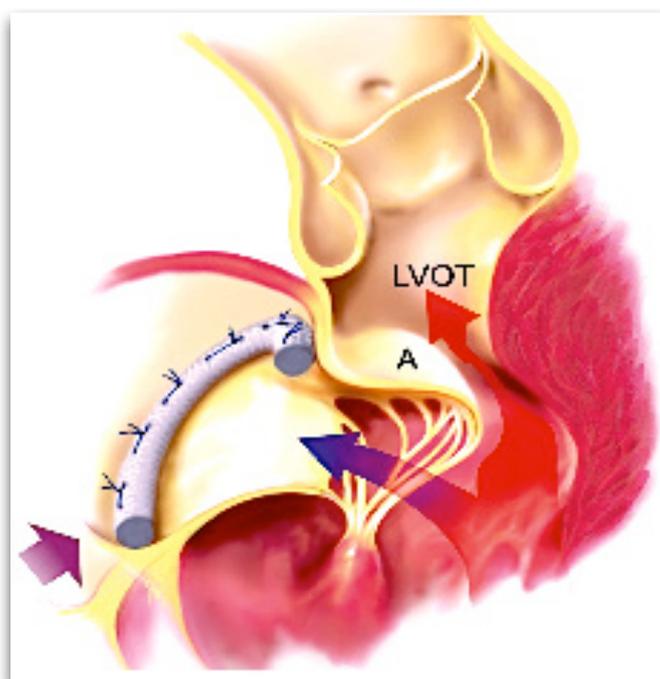


Fig 54 SAM tras implantación de un anillo de anuloplastia.

2.7.4.3. Anillo de remodelación de anuloplastia

Ya se ha descrito que la implantación de un anillo de remodelación de anuloplastia después de la reparación de la válvula mitral es esencial para una reparación completa y duradera. Hoy en día sigue existiendo debate sobre qué tipo de anillo se debe utilizar. Muchos cirujanos, especialmente aquellos que se suscriben a los principios de Carpentier de reparación de la válvula, crean una anuloplastia de remodelación completa en todas las reparaciones para así asegurarse un resultado duradero a largo plazo. Sin embargo, otros cirujanos, prefieren implantar anillos parciales o completamente flexibles. Existe cierta evidencia que sugiere que los anillos flexibles pueden incurrir en menos riesgo de SAM y que los anillos de tipo abierto, como el anillo en C, son más seguros con respecto a la aparición de un SAM.

Los aspectos técnicos de la implantación del anillo son muy importantes para evitar el compromiso de la arteria circunfleja, la disociación auriculoventricular o dehiscencia del anillo. Como se ha descrito anteriormente, la implantación de un anillo va a requerir la colocación de puntos de colchonero, dados paralelamente al anillo, en la conjunción de la valva posterior y el anillo. Es de vital importancia la exigencia de que el plano de sutura sea ortogonal al plano anular, ya que si no, se podría poner en riesgo a la arteria circunfleja.

Los pacientes con enfermedad degenerativa y disfunción de tipo II normalmente recibirán un anillo en el rango de 32 a 40 mm, mientras que aquellos con disfunción tipo IIIB de la enfermedad isquémica o secundaria a una miocardiopatía recibirán anillos mucho más pequeños, en el rango de 24 a 30 mm.

Es también muy importante conocer como los distintos modelos comerciales valoran el tamaño del anillo. Por ejemplo para el anillo de Carpentier, el tamaño del anillo viene definido por la distancia comisura-comisura, mientras que para el anillo flexible de Duran, el tamaño del anillo lo determina la distancia intertrígonos (trigono-trigono).

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRIDIMENSIONAL

2.8. Ecocardiografía transesofágica tridimensional

2.8.1. Evolución histórica

La ecocardiografía ha tenido una evolución vertiginosa en los últimos años. En sus inicios, las imágenes que se obtenían eran sólo unidimensionales, y se basaban en el empleo de una sonda con un transductor de modo M de cristal único, ello permitía la interpretación de estructuras cardíacas mediante su representación en una sola dimensión, “líneas” o Modo M.

Su evolución permitió desarrollar transductores más sofisticados como los de fase array (phased-array) que disponían de numerosos cristales alineados (entre 64 y 128 cristales), compuestos de material piezoeléctrico cerámico (circonato de plomo y titanato policristalino), y en el cual, cada cristal era estimulado por un canal de transmisión-recepción propio, lo que permitía obtener la visualización de grandes sectores de cortes de sección del corazón en distintas posiciones espaciales, es decir, se lograba obtener imágenes bidimensionales de las estructuras del corazón en modo B, además de poder utilizar el modo M. Años más tarde, se empezaron a desarrollar los primeros sistemas tridimensionales (Fig. 55).

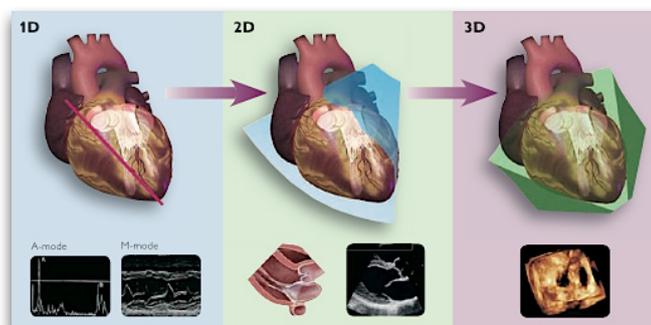


Fig 55 Evolución de la ecocardiografía

Las primeras imágenes tridimensionales del corazón humano fueron obtenidas en 1974 por Dekker,¹⁰⁴ para ello utilizaba un transductor conectado a una especie de brazo mecánico que tras escanear el tórax del paciente, enviaba las imágenes a una computadora central para una reconstrucción off-line que permitiese la obtención de imágenes en 3D. Sin embargo, tenía demasiados inconvenientes y la calidad de las imágenes obtenidas era muy pobre, por lo que su desarrollo se estancó.

No fue hasta 1995, cuando se mejoró notablemente el equipamiento para la obtención de imágenes en 3D. Fue la compañía Hewlett-Packard Corporation quien desarrolló una sonda para la obtención de imágenes tridimensionales. Diseñaron un transductor que se incorporaba dentro del dispositivo y que tenía capacidad

lineal y rotacional de modo que ya no era necesaria la colocación externa de otra sonda extra. Salió al mercado comercial en 1995, y aunque la calidad obtenida de las imágenes 3D eran aceptables, tenía como inconvenientes que se requerían muchos ciclos cardíacos para obtenerlas, además de la necesidad de reconstrucción off-line.

No obstante, las primeras imágenes en 3D con una sonda transesofágica fueron realizadas en un laboratorio de la universidad de Colorado, utilizando esta tecnología, para el estudio de la estenosis mitral previo a la realización de valvuloplastia percutánea.

A finales de la década de los 90, Von Ramm,¹⁰⁵ de la universidad de Duke, desarrolló unos nuevos transductores denominados matriciales (matrix array o array de matriz cuadrada). Estos transductores incorporaban nuevos materiales para generar y recoger el ultrasonido, cambiando los elementos piezoeléctricos que estaban alineados en una sola fila de elementos, por cristales puros de 64 a 300 elementos, dispuestos en forma de grilla bidimensional, de modo que con este nuevo transductor matricial se podían obtener imágenes volumétricas en forma piramidal (3D), sin necesidad de mover el transductor.

El problema era que se requería la adquisición de imágenes bidimensionales (Eco2D) sincronizadas con el electrocardiograma y la respiración, junto con un laborioso proceso de reconstrucción realizado a posteriori. No obstante, supuso un cambio en la evolución y el desarrollo de la ecocardiografía 3D.

A principios de la década de los años 2000, concretamente en noviembre del año 2002, Philips Medical Systems presentó en el congreso de la Sociedad Americana de Cardiología, celebrado en Chicago, el sistema “3D Live”, un sistema de imágenes, que por primera vez permitía la adquisición de imágenes del corazón en forma digital, y de manera tridimensional en tiempo real, es decir se generaban imágenes volumétricas instantáneas y en múltiples ángulos. Sin embargo, en sus inicios se requerían hasta 4 ciclos cardíacos para la obtención de un volumen completo (*del ingles; full volumen*). Además, aún no se disponía de la tecnología para poder incorporar el doppler color y el doppler tisular.

En el año 2007, la empresa comercial Philips, desarrolla la tercera generación de transductores matriciales e introduce la sonda transesofágica “Live 3D TEE” (x7-2t), con 2500 cristales. Esta sonda se desarrolló combinando dos nuevas tecnologías novedosas; la tecnología xMATRIX y la incorporación de los cristales “PureWave” (Fig. 56). Estos transductores xMATRIX tienen un diseño ergonómico y concentran la potencia equivalente a 150 placas de ordenador. Además, la incorporación de los cristales “PureWave” al núcleo del transductor, que emplea piezo-

cristales puros y uniformes, se traduce en una mejora en la capacidad de transferir la energía con una mayor precisión.

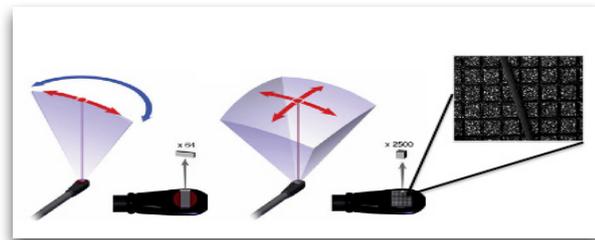


Fig 56 Sonda matricial con tecnología xMATRIX

Esta nueva clase de cristales piezoeléctricos mejora significativamente la eficiencia del ancho de banda en comparación con el material piezoeléctrico cerámico convencional y produce imágenes con mayor claridad y detalle, así como más uniformidad en todo el sector reduciendo el “ruido” reflejado en las imágenes. Con esta nueva generación de transductores matriciales, xMATRIX 3D, se pueden realizar adquisiciones volumétricas del corazón latente a tiempo real con una calidad de imagen excepcional, se pueden adquirir dos planos de forma simultánea a partir del mismo latido, permite seleccionar un número ilimitado de planos en todas las direcciones para disponer de la vista precisa que desee, sin que la calidad de la imagen resulte afectada, y tiene capacidad de aplicar doppler color en 3D.

En el año 2014, Philips lanzó una versión mejorada, con su equipo EI EPIQ 7, en él se incluye una arquitectura del sistema de imágenes nSIGHT. El software nSIGHT incorpora un nuevo sistema formador de haces de precisión que permite un aumento de hasta un 30% en la penetración del ultrasonido, lo que permite una mayor capacidad para explorar en determinadas profundidades manteniendo una buena resolución, junto con un potente procesador masivo en paralelo, lo que le permite un aumento de hasta un 15% en la resolución axial, logrando así, una mejor resolución en toda la profundidad de la imagen. Esta extraordinaria arquitectura capta una cantidad enorme de datos acústicos y reconstruye en tiempo real los haces del ultrasonido perfectamente enfocados. De este modo, genera una resolución precisa y óptima en cada píxel de la imagen.

2.8.2. Proceso y modo de adquisición de imágenes tridimensionales

Aunque como se ha expuesto anteriormente, hoy en día se encuentran disponibles sistemas de obtención de imagen en tiempo real, aún en algunos centros persiste tecnología más antigua que requiere para la obtención de la imagen 3D de un procesado y reconstrucción de la misma en un segundo tiempo. Sin embargo, con los modernos equipos de Philips, General Electric o Siemens, la simple activación de un botón en la consola del aparato, permite la aparición de modos de ima-

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

gen 3D específicos gracias, como se ha expuesto anteriormente, a las modernas sondas ecocardiográficas con tecnología mátrix.

La elección entre los diferentes modos de adquisición tridimensional dependerá de las aplicaciones clínicas específicas que se deseen. No obstante, es importante recordar, que sea cual sea el modo elegido es importante mantener un equilibrio entre la selección del tamaño de la imagen piramidal (sector size), el *frame rate* (FR, o velocidad de fotograma), y el tiempo de imagen real (RT) de formación de imágenes (resolución) (Fig. 57). La ecocardiografía 3D guarda una compleja interrelación entre los tres, de modo que cualquier cambio en cualquiera de ellos tiene repercusión sobre los otros dos, no obstante, el software incorporado en los equipos más modernos, permite la manipulación de la resolución espacial (calidad de imagen) y la resolución temporal (FR) mediante la adquisición de imágenes durante múltiples latidos.

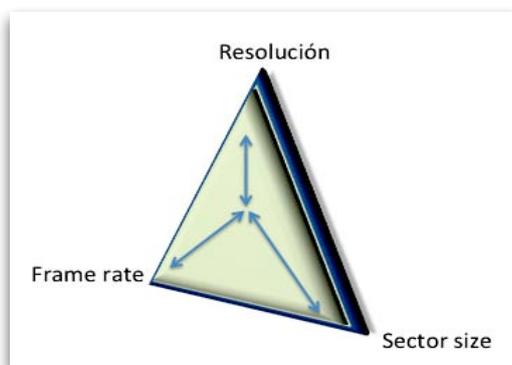


Fig 57 Representación gráfica de equilibrio

La adquisición de imágenes con ecocardiografía 3D, se fundamenta en tres modalidades principales de captura de adquisición de datos; la imagen 3D en tiempo real (del inglés; “Life 3D”), la imagen 3D en tiempo real con zoom (del inglés; “Life 3D-Zoom”), y el volumen 3D completo o total (del inglés; “full volume”). La utilización de una u otra modalidad dependerá de las estructuras cardíacas que se quieran examinar y con qué finalidad.

2.8.2.1. Modos de adquisición de imágenes tridimensionales

Imagen 3D en tiempo real

La adquisición de imágenes 3D en tiempo real de campo angosto, hace referencia a la adquisición de múltiples volúmenes piramidales captados por segundo en un sólo latido cardíaco (Fig. 58). De este modo, se pueden obtener imágenes 3D en tiempo real de un volumen piramidal de aproximadamente 600 x 300 (60° x 30°), sin necesidad de realizar maniobras que eviten la ventilación evitando así la aparición de artefactos de movimiento; Tiene el inconveniente de que el tamaño del

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

sector es generalmente insuficiente para visualizar por completo toda la estructura en un sólo plano, de modo que a mayor ancho en grados de la pirámide, se perderá en resolución temporal, no obstante, la alta resolución espacial que tiene permitirá el diagnóstico exacto de patologías complejas mientras se preserve la resolución temporal. Este modo permite visualizar la imagen patológica 2D en 3D a una velocidad de obtención de imágenes alta (25 a 35 Hz) y a una resolución temporal de 33 a 40 ms, lo que permite ayudar a guiar procedimientos terapéuticos, en tiempo real.

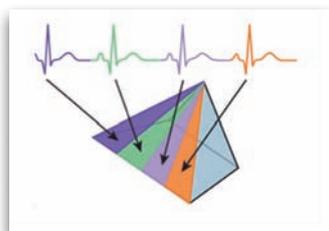


Fig 58 Obtención de un volumen piramidal

Imagen 3D en tiempo real con zoom (del inglés; "Life 3D-zoom")

La aplicación del modo zoom 3D va a permitir magnificar la visión de un subsector de un determinado volumen captado previamente (Fig. 59). El volumen 3D zoom se puede ajustar usando planos ortogonales (perpendiculares), de modo que puede estar centrado en una región específica de interés, por ejemplo, es ideal para el estudio de la válvula mitral, pero también es muy útil para el estudio de la válvula tricúspide, la aurícula izquierda y la orejuela de la aurícula izquierda. El tamaño del volumen piramidal puede variar de $20^\circ \times 20^\circ$ a $90^\circ \times 90^\circ$ dependiendo de la densidad que se haya prefijado; tiene una velocidad de fotogramas (FR) baja, por lo general menor de 20 Hz y una resolución temporal de 160 ms. Este modo de adquisición de imágenes, sacrifica la repetición de volúmenes por segundo (resolución temporal), sin embargo la resolución espacial es muy adecuada. Si la región de interés se amplía mucho, resultará en una disminución de la resolución espacial y temporal con respecto a la imagen en tiempo real 3D y se perderá la calidad de la imagen.

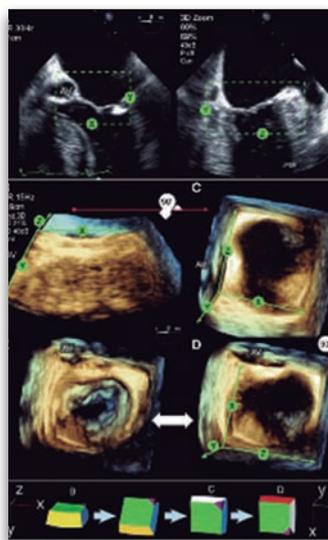


Fig 59 Obtención de una imagen 3D mediante la aplicación zoom

Volumen 3D completo o total (del inglés; “full volume”);

El modo de volumen 3D completo tiene el modo de adquisición de imágenes más grande, lo que es ideal cuando se quieren generar imágenes de estructuras específicas, tales como la válvula mitral o la raíz aórtica. En él, se recogen de cuatro a siete subvolúmenes ($15^\circ \times 60^\circ$), bajo sincronización electrocardiográfica (concretamente hace el trigger sobre la onda R), que incluye de 4 a 7 ciclos cardíacos consecutivos, que combinados entre sí componen la imagen piramidal final de la estructura que se quiere estudiar. El volumen piramidal final que se obtiene es de aproximadamente de $65^\circ \times 60^\circ$ (con ganancias altas) hasta de $100^\circ \times 100^\circ$ (con menor ganancia), con una velocidad de fotogramas (FR) de 20 a 40 Hz y una resolución temporal muy buena que oscila entre 35 y 50 ms. La adquisición se realiza presionando el botón “full volumen” en la consola, de modo que aparecen en la pantalla dos imágenes ortogonales 2D para ayudar al correcto posicionamiento del transductor que permita mejorar el análisis de la estructura de interés. A continuación, se presiona la tecla adquisición (*del inglés; acquire*) a partir del registro electrocardiográfico, sería ideal que la obtención del volumen completo se realizase en situación de apnea con el fin de reducir los artefactos originados por la respiración o con la ventilación mecánica. También es posible aplicar éste modo *full volume* con color. El inconveniente principal que tiene este modo de adquisición de imagen, es su baja resolución espacial, y con frecuencia se ve afectado con la aparición de artefactos por fallo de alineación en algún corte.

En la [tabla 10](#) se recogen de manera resumida las diferentes propiedades y características de los diferentes modos de imagen 3D.

Tabla 10 adaptado de Annette Vegas et al.¹¹⁷

3D	Live	Zoom	Full volume
Dimensiones (ancho x grosor x profundidad)	$(60^\circ \times 30^\circ)$ x la profundidad de la imagen 2D	$(20^\circ \times 20^\circ)$ a $(90^\circ \times 90^\circ)$ por una altura variable	$(90^\circ \times 90^\circ)$ x la profundidad de la imagen 2D
Tempo real	Si	Si	Si
Frame rate	20-30 Hz	5-10 Hz	20-40 Hz (4 latidos) 40-50 Hz (7 latidos)
Resolución temporal	Buena	Muy baja	Buena
Resolución espacial	Media	Muy alta	Muy baja

En la Fig. 60 se recoge el modo de adquisición de imagen con el modo *full volume*.

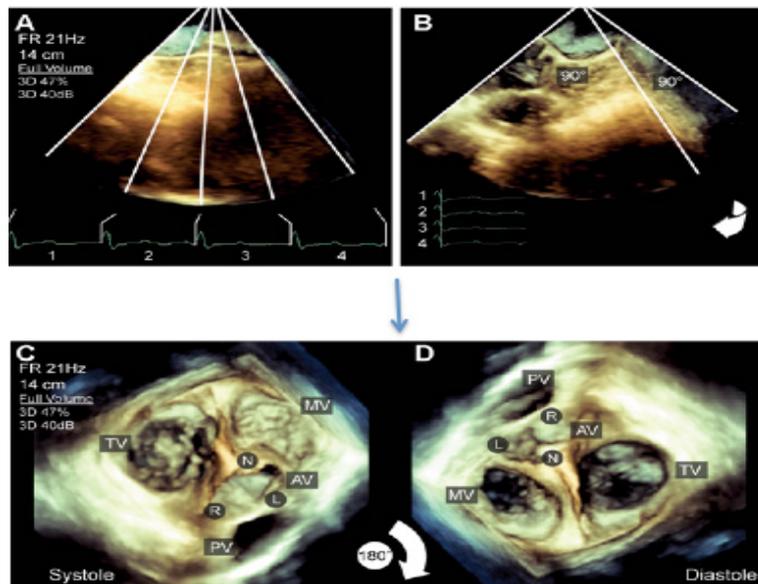


Fig 60 Adquisición de imagen 3D aplicando Full volumen

Modo multiplano simultáneo

Aplicando este modo ecocardiográfico se pueden formar imágenes multiplanar simultáneas, es decir, permite la adquisición de dos imágenes en tiempo real que se pueden visualizar al mismo tiempo (Fig. 61). La primera imagen es típicamente una vista de referencia de una estructura particular, mientras que la segunda imagen o "plano lateral" representa un plano girado variable en grados del plano de referencia. Es un modo ideal por ejemplo para descartar la presencia de trombos a nivel de la orejuela izquierda. También se encuentran disponibles imágenes multiplano en el plano de elevación y es posible incluso aplicar el doppler color.



Fig 61 Prolapso mitral visto en 2 planos ortogonales

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

Doppler color 3D

Es el avance más reciente de la Eco3D a tiempo real, y es factible tanto en 3D tiempo real de campo angosto, como en la modalidad de volumen completo, y además también se puede superponer a las imágenes 2D biplano en imágenes obtenidas de modo simultáneo. La adquisición de imágenes en color en tiempo real, tienen una velocidad de 25 a 30 Hz y una resolución temporal de 30 a 35 ms.

Con el doppler color 3D full-volume se requiere la adquisición de un pequeño volumen 3D con superposición de representación 3D del doppler color. De manera similar al modo Zoom 3D, los sectores de color se centran utilizando 2 vistas ortogonales. Los subvolúmenes cuneiformes 3D adquiridos con los diferentes latidos cardíacos sucesivos se juntan y se sincronizan con un mismo ciclo cardíaco. Dada la cantidad de información obtenida (volumen 3D y flujo de color 3D), la tecnología actual sólo puede crear pequeños conjuntos de datos con el doppler en color 3D de volumen completo (hasta 60° de ancho y 60° de espesor) con resolución temporal pobres (velocidad de fotogramas 10 Hz).

Doppler color. Modo de adquisición que requiere la obtención de siete subvolúmenes bajo monitorización electrocardiográfica; la suma de estos subvolúmenes constituye el volumen total (Fig. 62, 63).

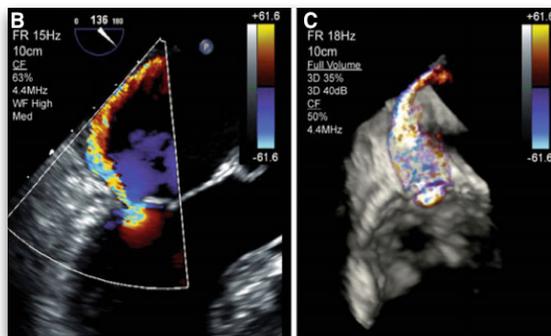


Fig 62 Doppler color en 3D

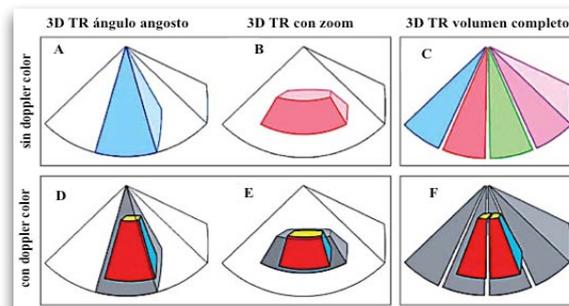


Fig 63 Formación de Doppler color 3D

Recorte de imágenes (*del ingles; cropping*)

Una imagen 3D almacenada e incluso “*in vivo*” puede ser cortada en láminas (*del ingles cropping*) a lo largo de tres ejes (X, Y, Z) del espacio utilizando los seis planos ortogonales estándar (Fig. 64). Un séptimo plano de corte arbitrario puede manipularse libremente en el espacio y alinearlo a cualquier estructura anatómica de interés. Un *cropping* realizado *in vivo* previo a la adquisición tiene la ventaja de proporcionar una mejor resolución temporal y espacial, proporcionando la disponibilidad inmediata de la imagen cortada. Por el contrario, el *cropping* realizado en imágenes almacenadas, proporciona la ventaja de conservar mas información diagnóstica, pero a cargo de perder resolución espacial y temporal.

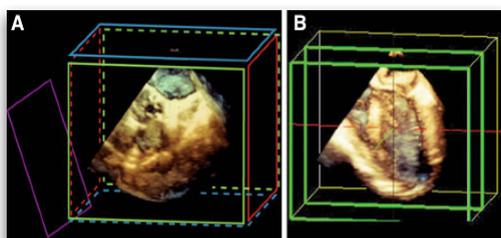


Fig 64 Cropping ventricular en 3D

Análisis de cuantificación QLAB (Fig. 65)

3DQ Y 3DQA (3DQ Advanced) son dos programas de análisis utilizados para optimizar y cuantificar las imágenes y el conjunto de datos obtenidos con la ecocardiografía 3D. El último modelo de Philips (x7-2t) dispone de éste software en la propia máquina lo que hace innecesaria la exportación y permite realizar el análisis en la propia consola del ecógrafo. Con este software es posible, realizar una reconstrucción multiplanar del conjunto de datos obtenidos mediante planos en 3D a través de una región específica de interés, como se expondrá más adelante con detalle. Cada plano tiene un color codificado (verde, rojo o azul) y se pueden alinear de manera independiente manipulándolo manualmente en la consola del ecógrafo.

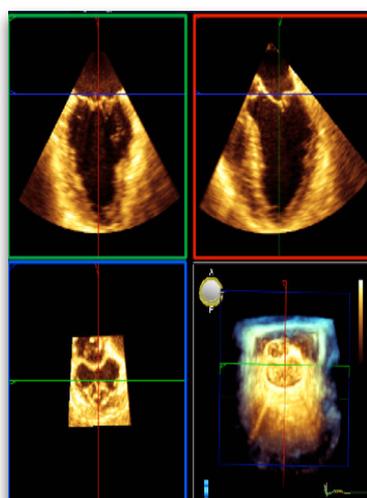


Fig 65 Imagen visual de las 4 imágenes obtenidas con el software QLab.

2.8.3. Estudio de la válvula mitral mediante Eco3D

La ecografía tridimensional (Eco3D) es la técnica diagnóstica de imagen que más ha aportado al conocimiento de la anatomía y al funcionamiento de la válvula mitral en los últimos años. La Eco3D nos va a permitir poder realizar un análisis detallado de cada uno de los componentes del aparato funcional de la válvula mitral y diagnosticar por ejemplo una insuficiencia mitral funcional causada, por ejemplo, por un desequilibrio entre las fuerzas que condicionan el cierre de las valvas mitrales durante la sístole como ocurre tras un infarto de miocardio que ha dañado el ventrículo.

Para un estudio ecocardiográfico completo de la válvula mitral se deben estudiar en detalle todas las estructuras que forman parte del aparato funcional de la válvula mitral, y valorar la morfología y las posibles anomalías (Tabla 11).

Tabla 11 Estructuras y anomalías ecocardiográficas del aparato funcional.

Anatomía valvular	Alteraciones a estudiar
El anillo	dilatación, calcificación
Las comisuras	prolapso, calcificación
Los velos	engrosamiento, movilidad, dehiscencias, estado de cada segmento
Las cuerdas tendinosas	elongamiento, fusión, acortamiento, calcificación, rotura
Los músculos papilares	desplazamiento, fibrosis, rotura

En la Tabla 12, se recogen los parámetros de interés del aparato valvular mitral que es posible medir mediante la Eco3D.

Tabla 12 Adaptado de Castillo JG et al. ¹¹¹

Aparato VM; parámetros de interés
Área del anillo
Volumen de “ <i>tenting</i> ”; volumen comprendido entre el anillo mitral y las valvas mitrales
Superficie de las valvas mitrales
Distancia de “ <i>tethering</i> ”; desde cualquier punto del anillo mitral a los músculos papilares
Distancia interpapilar
Volumen ventricular en 3D
Índice de esfericidad en 3D
Ángulo entre la válvula mitral y la válvula aórtica
Ángulos entre las diferentes componentes de la válvula mitral

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

Para realizar el estudio 3D, es recomendable realizar previamente un estudio bidimensional completo. En la Fig. 66 se recoge el estudio de los velos de la mitral desde una visión ecocardiográfica y en la Fig. 67 su correspondiente visión desde el campo de visión del cirujano. Notase, la diferente orientación que tiene la válvula cuando es observada por el cirujano, de ahí que cuando se realiza Eco3D la válvula mitral debe manipularse para orientarla a la visión que tiene el cirujano en el campo quirúrgico sobre ella (Fig. 68, 69).

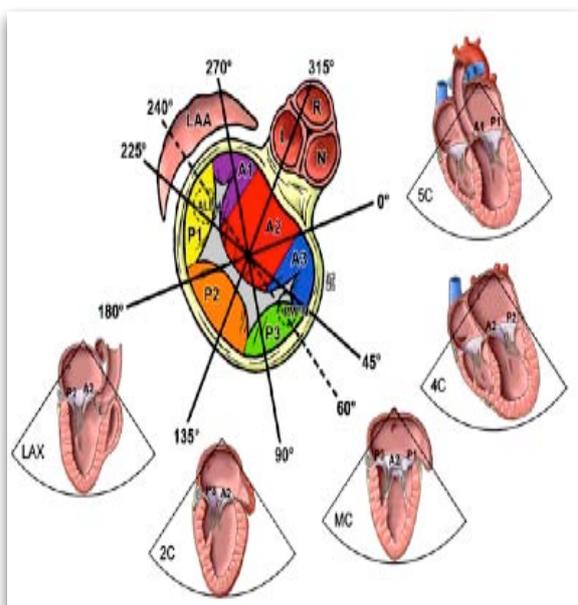


Fig 66 Planos ecográficos 2D del aparato VM

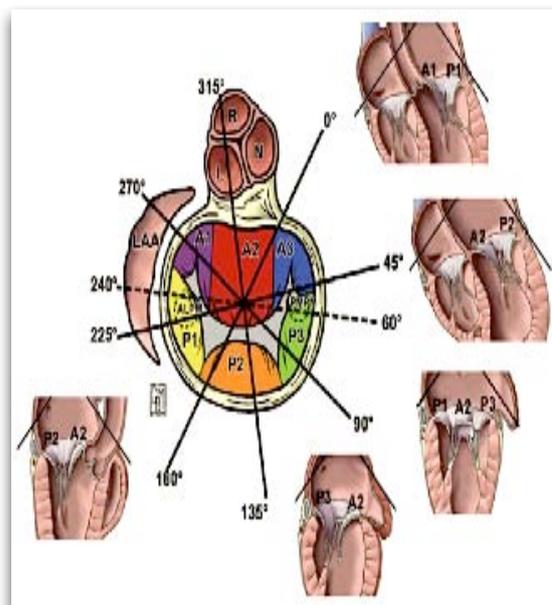


Fig 67 Vista quirúrgica del aparato VM

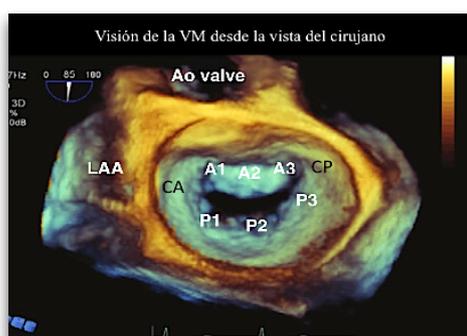


Fig 68 Vista ecográfica de la VM

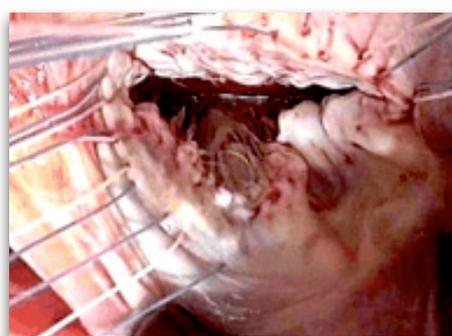


Fig 69 Vista quirúrgica de la VM

2.8.3.1. Estudio de las velos mitrales

Los velos de la válvula mitral, anterior y posterior, se encuentran separados por sus respectivas comisuras. Ambos velos, con la totalidad de sus segmentos y las comisuras pueden identificarse magníficamente y con detalle con la Eco3D en tiempo real, tanto desde una perspectiva auricular (Fig. 70) como ventricular (Fig. 71). Esto es importante, ya que es posible observar desde diferentes vistas la to-

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

talidad de los velos mitrales, incluida la vista que el cirujano tiene en la mesa de operaciones.

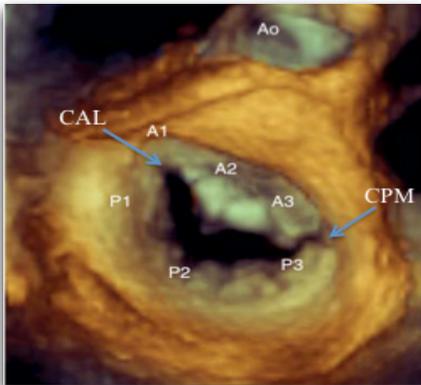


Fig 70 Vista auricular de la VM

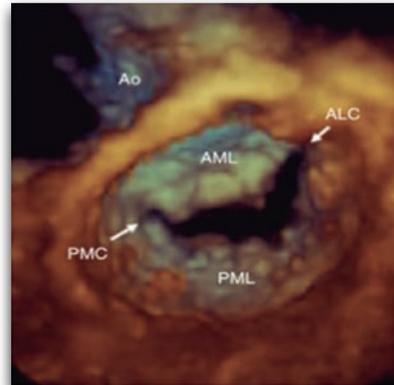


Fig 71 Vista ventricular de la VM

El uso de imágenes en tiempo real con la Eco3D, permite ver el velo anterior en una posición que es más anteromedial muy cerca de la válvula aórtica mientras el velo posterior se sitúa en una posición más posterolateral. El velo anterior de la válvula mitral, tiene un borde libre en forma triangular que ocupa un tercio de la circunferencia anular, y es más profundo que el velo posterior. La ecocardiografía 3D, nos va a permitir adaptar la imagen, girándola y angulándola con la capacidad de mantener las relaciones entre las estructuras sin variarlas. En la Fig. 72 se observa como la imagen es angulada para visualizar la profundidad del velo anterior y del velo posterior, y se observa claramente la forma triangular del velo anterior y como su profundidad es mayor. Las diferentes posiciones que permite adoptar la Eco3D va a permitir un estudio completo de los velos velares, pudiendo detectar con mayor precisión y exactitud trastornos en el aparato subvalvular que no es posible detectar en el modo bidimensional dada la específica forma de la válvula.

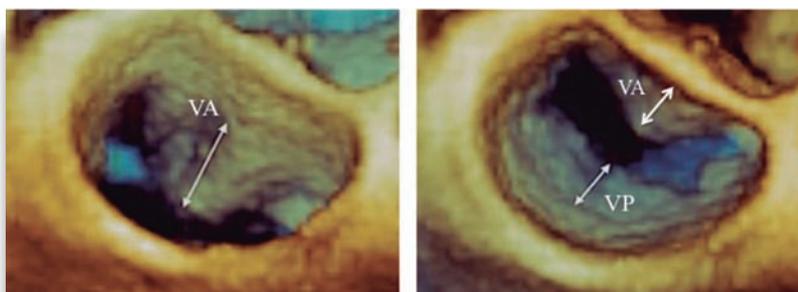


Fig 72 Visión del velo anterior y posterior tras angulación de la sonda ecográfica.

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

Pese a ser más profundo el velo anterior, cuando la válvula se cierra, ambos velos se ajustan y se adaptan para evitar así la insuficiencia de la válvula. Como hemos visto anteriormente, cada velo valvular tiene sus correspondientes segmentos, y la Eco3D permite visualizarlos con claridad, en las mismas posiciones que lo hace la eco bidimensional (Fig. 73).

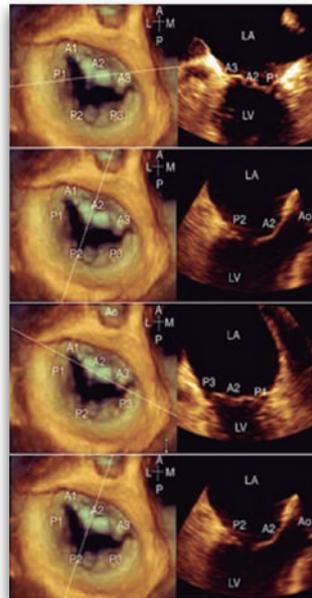


Fig 73 Correlación 2D versus 3D

La utilización de la Eco3D, va a permitir determinar con claridad si hay afectación en los velos valvulares, y posiblemente va a detectar con mayor precisión que la Eco2D, la presencia del segmento valvular afectado y lo que es más importante, cual es el mecanismo causante de la lesión.

2.8.3.2. Estudio de las comisuras

Las comisuras con la Eco3D, pueden visualizarse con mucha más claridad que con la Eco2D. Gracias a la Eco3D, se van a poder detectar patologías que afectan directa o indirectamente a las comisuras. Por ejemplo, la Eco3D va a ser capaz de visualizar la presencia de calcificación en las comisuras como se aprecia en la Fig. 74.

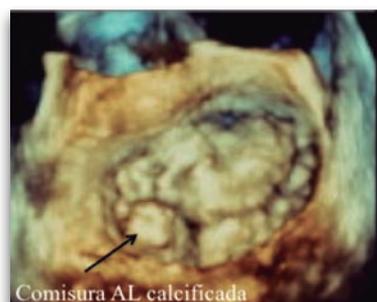


Fig 74 Calcificación de la comisura AL

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

2.8.3.3. Estudio del aparato subvalvular

La integridad funcional del aparato subvalvular mitral se puede apreciar fácilmente a partir de planos de corte ventriculares izquierdos en eje largo. La adquisición de imágenes (“*en face view*”) vistas de cara de la válvula mitral desde la perspectiva del VI permitir la evaluación de las cuerdas primarias, secundarias y terciarias. Por el contrario, las vistas obtenidas desde una perspectiva auricular izquierda y en planos de corte longitudinales, permitirán detectar la presencia de prolapsos con rotura de cuerdas. En la Fig. 75, se ve claramente un prolapso del velo posterior, que involucra al segmento P2 con rotura de cuerda (flail) como mecanismo causal.

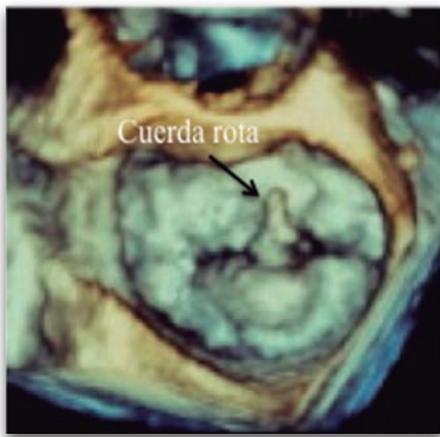


Fig 75 Detección de cuerda rota por la Eco3D

2.8.3.4. Estudio del anillo

Aunque la mejor forma de estudiar completamente el anillo mitral es mediante un análisis con el software QLab, como se expondrá más adelante, también es posible identificarlo cuando se trabaja in vivo con la Eco3D. Desde una perspectiva auricular, el anillo mitral pueden identificarse como una línea más o menos elíptica a la que los velos de la válvula están anclados en la unión auriculoventricular en una configuración en forma de D. El diámetro más largo se extiende desde una comisura a la otra comisura en los extremos de la zona de coaptación, mientras que el diámetro más corto se encuentra en el punto medio de la valva anterior (AML) al punto medio del velo mural posterior (Fig. 76).

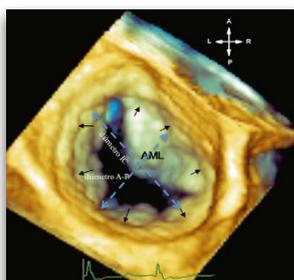


Fig 76 Vista del anillo mitral por Eco3D

La Eco3D nos permite ver las dos porciones del anillo, que son de una consistencia diferente: la porción anterior, línea recta de la “D” indicado por las flechas en la Fig. 77, y la parte posterior, representada por la línea curva de la “D”.

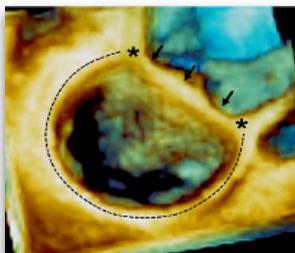


Fig 77 Forma de D del anillo mitral

Cuando se observa desde la perspectiva auricular, la porción anterior forma una bisagra robusta que conecta el anillo con la base de la aorta, estructura conocida como la cortina mitroaórtica. La porción posterior forma un anillo en forma de C que une la aurícula y el miocardio ventricular. La estructura fina de la cortina mitroaórtica puede verse desde la perspectiva ventricular en tiempo real 3D recortando el miocardio ventricular, creando una vista que es sólo lograda con los patólogos. Cuando se obtiene imágenes desde este punto de vista, la porción anterior del anillo desaparece, y se aprecia una lámina fibrosa que conecta la valva anterior con el triángulo intervalar superpuesto al velo coronárico aórtico izquierdo y al velo aórtico no coronárico (Fig. 78).

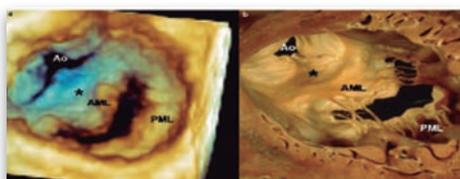


Fig 78 Correlación AP de la cortina mitro-aórtica

El anillo no se sitúa en un solo plano sino que como se ha mencionado anteriormente, tiene una configuración “en forma de silla de montar”, donde los picos se encuentran en el punto medio de los segmentos anterior y posterior (diámetro menor), mientras que los correspondientes valles se encuentran cerca de las comisuras (diámetro más largo). Visto desde una perspectiva auricular, la configuración en forma de silla de montar no se puede apreciar, y tanto los valles como los picos parecen estar situados en el mismo plano (Fig. 79).

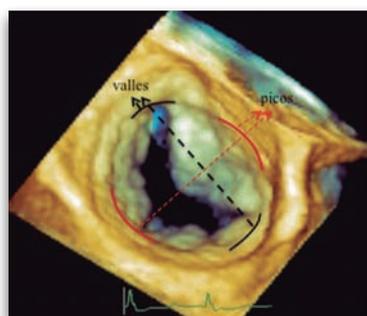


Fig 79 Zona de picos y valles de la VM

2.8.4. Análisis de la válvula mitral con el software AdvanceQlab

El análisis de la válvula mitral con el software 3DQA (3DQ Advanced) puede realizarse actualmente en la misma máquina ecocardiográfica en quirófano. Esto es una gran ventaja con respecto a las anteriores versiones que requerían su análisis en un ordenador externo. Se pueden utilizar dos herramientas de medición, la Mitral Valve Quantification (MVQ) y la imagen multiplanar.

Mitral Valve Quantification (MVQ):

Esta diseñado para evaluar el aparato mitral y analizar el área mitral de forma semiautomática en múltiples planos con identificación manual de 18 puntos en todo su contorno. Permite calcular mediciones estandarizadas de la válvula mitral y crear un modelo del aparato de la válvula mitral.

Ofrece tres modelos de uso o protocolos para ayudar a definir los puntos de referencia en 3D en diferentes vistas de reconstrucción multiplanar (MPR; del ingles multiplanar reconstruction). La aplicación MVQ permite construir un modelo tridimensional del anillo de la válvula, de los velos anterior y posterior, incluyendo los diferentes segmentos velares, permitiendo detectar defectos en la línea de coaptación, y además se reconstruye la válvula manteniendo la relación espacial con los músculos papilares y la válvula aórtica. Una vez obtenido el modelo valvular 3D, el programa permite que se pueda manipular en el espacio y se pueda superponer anatómicamente en una visión 3D de la válvula mitral. El programa da entonces una serie de mediciones de acuerdo a los requerimientos del usuario, y genera un informe con todos los datos. Con cada dato obtenido, se puede visualizar cada medida en el modelo tridimensional creado (Fig. 80).

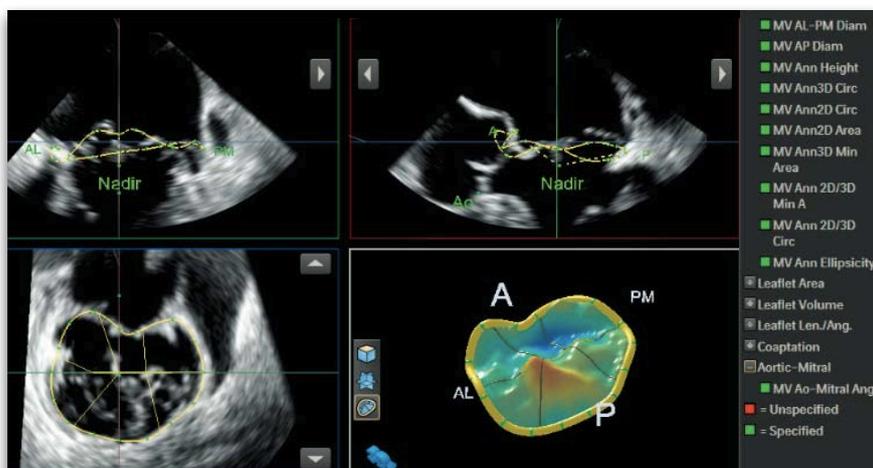


Fig 80 Obtención de un modelo 3D de la VM desde diferentes planos 2D

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

A continuación se va a exponer detalladamente paso a paso como realizar un análisis completo de la válvula mitral mediante el programa AdvQlab;

* **Paso 1;** Lo primero que hay que hacer es obtener una imagen de la válvula mitral con el modo zoom 3D para luego poder exportarla al software y estudiarla en detalle.

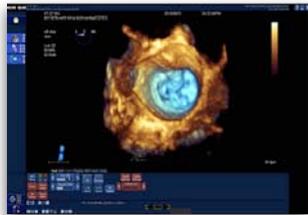


Fig 81 VM en modo Zoom; vista craneal

* **Paso 2;** Una vez se obtiene la imagen de la válvula mediante el modo Zoom, se procede al inicio del análisis. Para ello se debe hacer click en el botón MVQ.



Fig 82 VM en modo Zoom; vista lateral

* **Paso 3;** Tras presionar el botón MVQ, se obtiene una reconstrucción multiplanar de la válvula dando múltiples planos bidimensionales obtenidos en base al volumen de referencia adquirido con el modo 3D *full volume*. De modo, que el plano de color verde que corta a la válvula mitral en la figura de referencia viene representado en la figura 1 por el cuadrado o la caja verde, en la figura 2 por un plano sagital (se observa la línea verde vertical craneo caudal cortando la región de copatación de los velos mitrales), y en la figura 3 ambos planos se mantiene ortogonales, y vienen representados por sus respectivas líneas verde y roja.

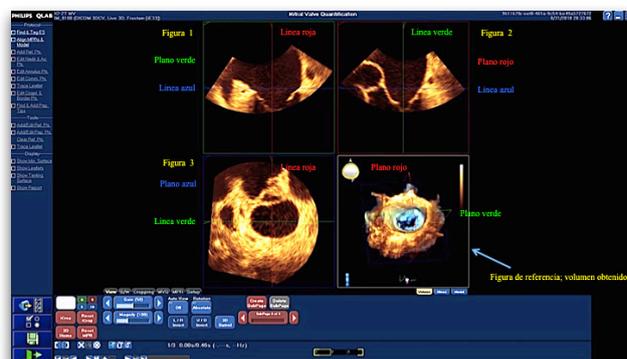


Fig 83 Vista de las 4 cajas para el inicio del estudio.

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

* **Paso 4;** Para empezar a utilizar el MVQ software tenemos que colocar al ventrículo en telesístole, es decir, en la posición en la cual la válvula mitral se encuentre aún cerrada y la válvula aórtica permanezca aún abierta. En este caso, el volumen obtenido solo tiene 3 posiciones o fotogramas (*del ingles; frame*), se ha hecho así para facilitar la lectura, pero puede haber muchos más *frame*; en este caso, en el frame 1; posición 1, la válvula aórtica está aún cerrada, posición 2, la válvula mitral está cerrada pero la válvula aórtica permanece aún abierta, y posición 3, la válvula mitral esta abierta. Se elige la posición 2, en la cual aún no se ha cerrado la válvula aórtica y la válvula mitral esta aún cerrada pero cercana a abrirse, y desde esa posición, se empiezan a colocar las líneas de la figura 1 y 2 de modo que las líneas o rectas, queden situadas cortando por el medio a la válvula mitral. En la figura 3, se observa el anillo mitral, es importante recordar como ya se ha descrito en varias ocasiones, que el anillo mitral tiene forma de D, de modo que los puntos anteriores y posteriores del anillo están situados ligeramente más altos que los puntos a nivel intercomisural, de modo que no es posible situar la línea azul en la figura 1 tocando todos los puntos del anillo mitral. Una vez alineadas todas las líneas, se hace click en el botón tag  lo que permite que se activen en el menú del protocolo las diferentes opciones.



Fig 84 Ajuste de planos

* **Paso 5;** Si hacemos click en la casilla “Add reference points”; añadir puntos de referencia”, el programa nombra automáticamente las estructuras del anillo simplemente acercándonos con el cursores al lugar que queremos señalar, de modo que en la caja A, se identifican las comisuras anterolateral y posteromedial, en la caja B, se identifica el punto anterior y posterior del anillo mitral, y el programa añade 2 puntos más a identificar, uno es para el nadir, punto situado en la punta de los velos, a nivel de la zona de coaptación, y el otro es para el anillo aórtico. A su vez, se van a ir trazando en la caja C, los cambios que se producen al modificar en las cajas A y B.

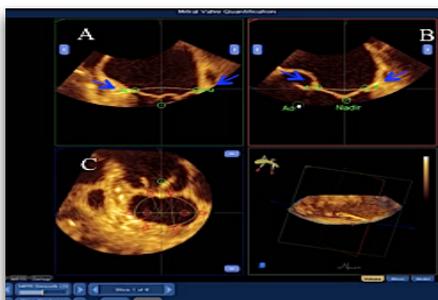


Fig 85 Añadiendo puntos de referencia

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

* **Paso 6;** una vez identificados y marcados estos 6 puntos de referencia, se cambia a una vista diferente haciendo click en la flecha dirigida hacia la derecha y situada en la caja B y se amplía la imagen haciendo click en “Magnify”, de modo que obtenemos las siguientes imágenes:



Fig 86 Visión magnificada

* **Paso 7;** entonces se va haciendo click en cada punto rojo, lo cual lo convierte en verde y se ajusta manualmente a la zona que están ya identificando, que son las comisuras en la caja A y el anillo anterior y posterior en la caja B. Una vez ajustados estos puntos, se vuelve a hacer click en la flecha derecha de la caja B para volver a cambiar de imagen, y se realiza la misma operación, en ambas cajas, ajustando mejor los puntos a identificar, y así sucesivamente haciendo click en la flecha hasta que se identifican todos los puntos en todas las vistas registradas.

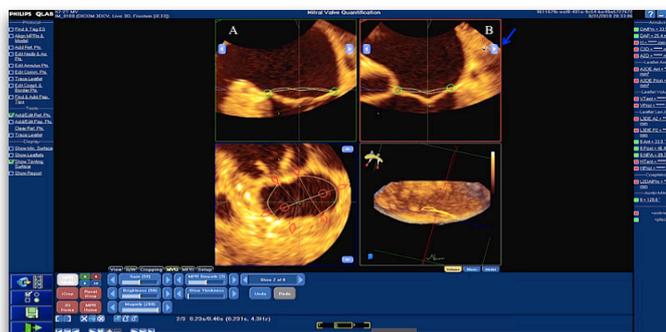


Fig 87
Marcaje de puntos de referencia

* **Paso 8;** Una vez ajustados e identificados todos los puntos de cada vista, se obtiene la siguiente imagen en la cual ya aparecen marcados todos los puntos que se han ido identificando para poder obtener un modelo tridimensional de la válvula mitral.

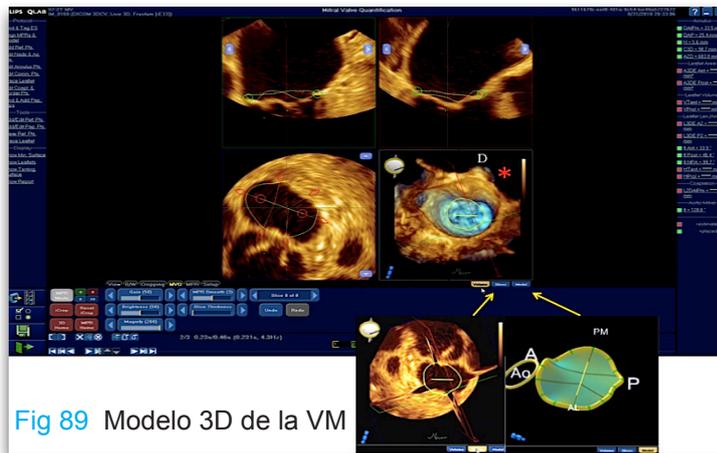


Fig 88 Marcaje de puntos

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

* **Paso 9;** Si giramos la figura de la caja D, manualmente con el cursor, se obtiene la imagen volumétrica creada del anillo mitral, como se observa en la imagen (*). Además de la imagen volumétrica se pueden también obtener, haciendo click en las respectivas marcas, la vista de la válvula en cortes o “Slices” y el modelo 3D creado.



* **Paso 10;** Una vez obtenido el modelo, se pueden realizar mediciones sobre él. Para ello se debe seleccionar únicamente el modelo 3D, haciendo click en la tecla 3D, una vez obtenido, haciendo click sobre el menú de la derecha el programa realiza automáticamente las mediciones del diámetro intercomisural, el diámetro antero-posterior del anillo mitral, y la altura del anillo.

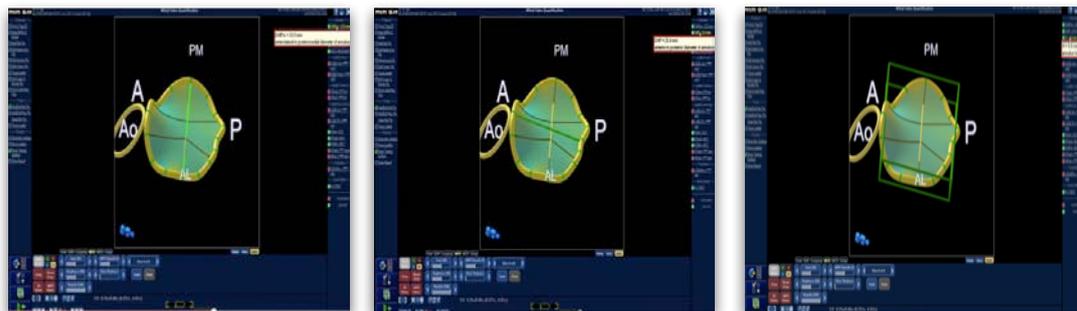


Fig 90 Modelo 3D del anillo; muestra las dimensiones del diámetro IC, AP y la altura del anillo

Pero además, el programa permite en el modelo creado, incluir a posteriori los velos de la válvula. Para ello, se debe hacer click en la pestaña “show leaflets” con lo que son incluidos en el modelo creado y a continuación se debe hacer click en “trace leaflets” para ir trazándolos en diferentes vistas, se hace click en el punto correspondiente al anillo posterior y sin soltar se recorre la línea de puntos rojos, de modo que según se va realizando, el color vira de rojo al verde, una vez se termina, se hace click en la flecha de la derecha para obtener las demás vistas y realizar el resto de los trazados. Es importante remarcar que en las vistas en las que existe un

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

punto de coaptación de los velos, se debe siempre ajustar éste en primer lugar para posteriormente realizar el trazado de los velos.

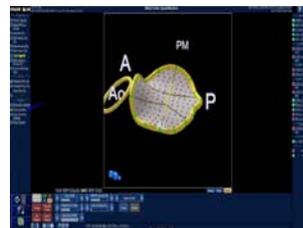


Fig 91 Reconstrucción 3D de la zona velar



Fig 92 Marcaje de los velos y la zona de coaptación

* **Paso 11;** Una vez realizado el trazado de los velos en todas las vistas, se hace click en el botón 3D de modo que se obtiene el modelo creado pero esta vez incluyendo la línea de coaptación y los velos de la válvula. Se puede añadir haciendo click en “*show tenting surface*”, que se obtiene en diferentes colores según exista patología o no, de modo que permite detectar fácilmente la presencia de un prolapso de algún segmento velar e incluso de áreas de restricción existente en los velos.

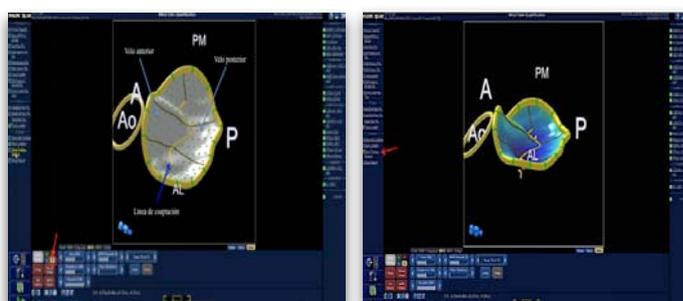


Fig 93 Modelo 3D mostrando la superficie de tenting

También es posible obtener otros valores añadidos como el volumen de tenting (volumen entre el anillo y los velos mitrales) y el tenting área entre otros:



Fig 94 Volumen y área de tenting

II. MARCO TEÓRICO

ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL (3D)

* Paso 12; Por último, haciendo click en 3D, se obtiene el resultado final, además es posible obtener el informe con todas las medidas realizadas.

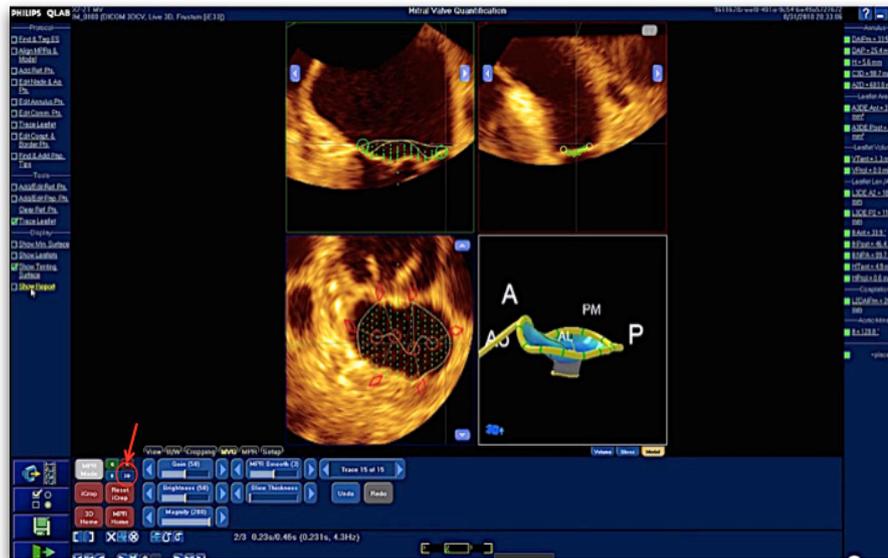
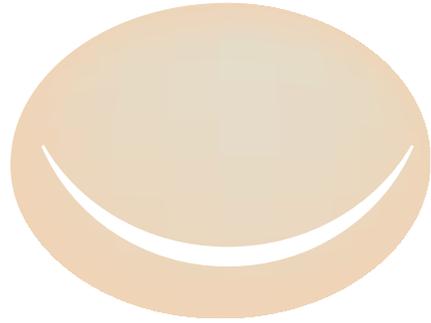


Fig 95 Reconstrucción de la VM en 3D



Fig 96 Informe final del análisis de la VM



III. HIPÓTESIS DE TRABAJO



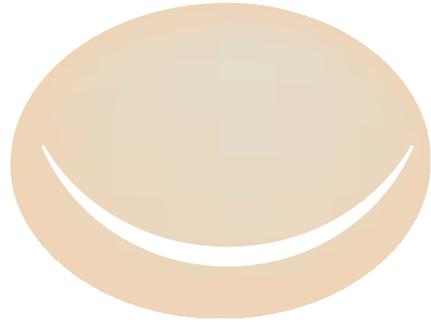
3.1 Hipótesis de trabajo

Hipótesis principal

1. La ecocardiografía transesofágica tridimensional (Eco3D) es una técnica de imagen de gran utilidad y mayor fiabilidad que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) durante la cirugía de reparación de la válvula mitral.

Hipótesis secundaria

2. La ecocardiografía transesofágica tridimensional (Eco3D) nos permite detectar con una mayor precisión diagnóstica que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) la patología de la válvula mitral.



IV. OBJETIVOS



4.1 Objetivos

Los objetivos que se plantean en este trabajo son los siguientes:

Objetivo general

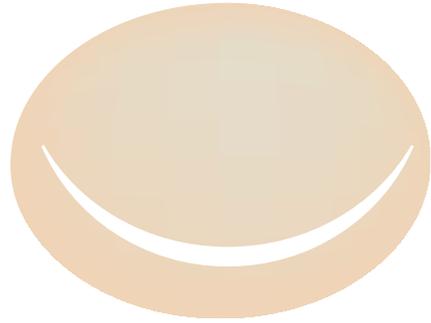
1. Demostrar que la ecocardiografía transesofágica tridimensional (Eco3D) intraoperatoria es de mayor utilidad que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) durante la cirugía de reparación de la válvula mitral.

Objetivos específicos

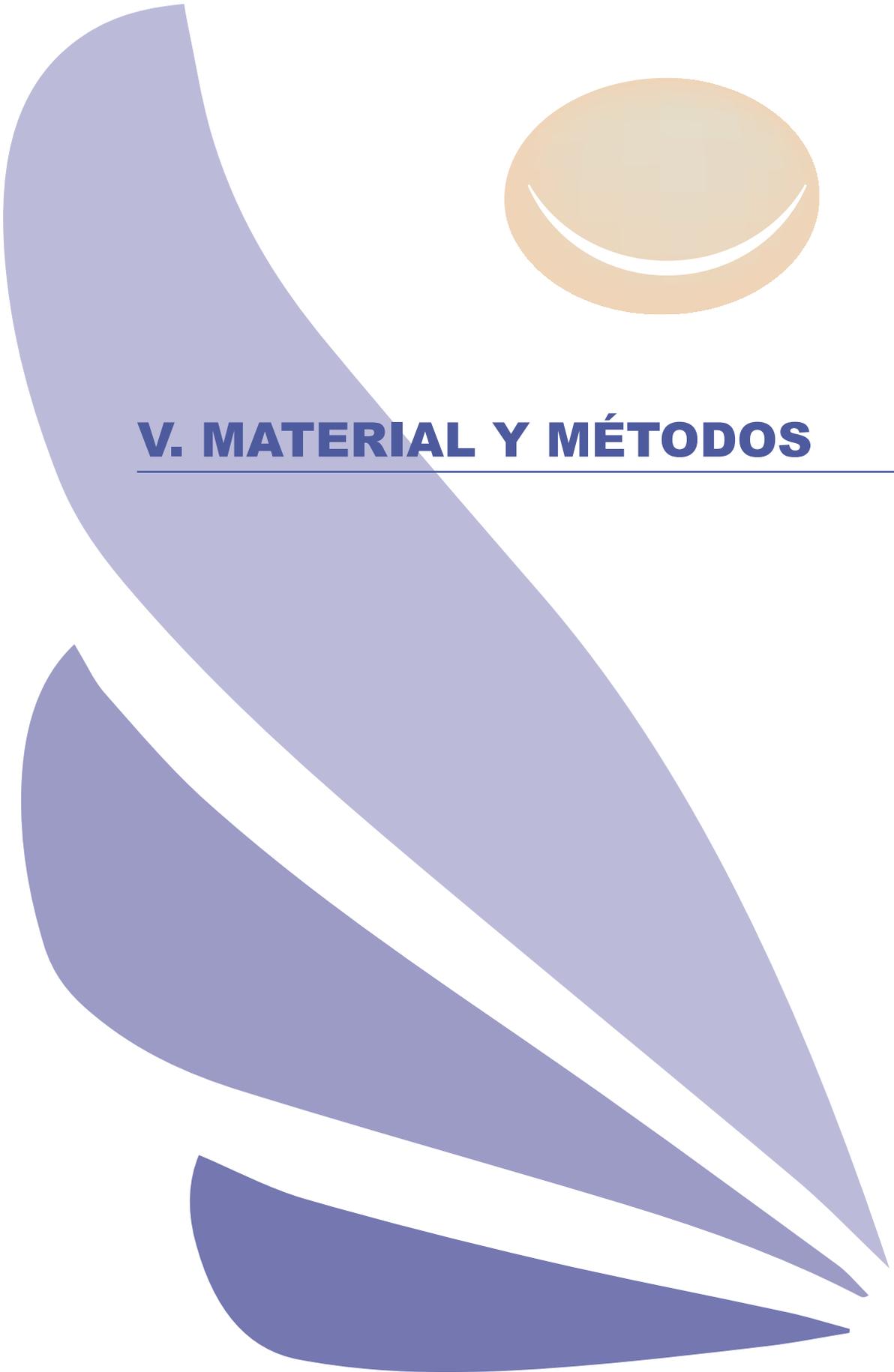
2. Comparar la precisión diagnóstica de la ecocardiografía (Eco3D) frente a la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) en la detección de prolapso valvular, rotura de cuerdas y detección de hendidura o cleft en los velos mitrales.

3. Determinar si la ecocardiografía transesofágica (Eco3D) es más fiable que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) para la detección de patología valvular compleja.

4. Determinar la concordancia de los hallazgos quirúrgicos, definidos como el patrón de oro (*gold standard*), con las imágenes de la válvula obtenidas mediante la ecocardiografía tridimensional (Eco3D) y la ecocardiografía bidimensional (Eco2D).



V. MATERIAL Y MÉTODOS



5.1. Diseño del estudio

Para los objetivos de éste estudio se realizó un tipo de diseño observacional prospectivo.

5.2. Población de estudio

La población del estudio fueron pacientes adultos (mayores de 18 años), que presentaban historia clínica de insuficiencia mitral de cualquier etiología y de grado moderado a severo, de acuerdo al estudio ecocardiográfico preoperatorio, que se sometieron a una intervención quirúrgica electiva o urgente con el fin de reparar las lesiones de la válvula mitral. Los pacientes pertenecían a dos grupos poblacionales del Reino Unido, a la zona oeste de Londres (West London) y al condado de Gran Manchester (Greater Manchester) que comprende diez municipios metropolitanos: Bolton, Bury, Oldham, Rochdale, Stockport, Tameside, Trafford, Wigan y las ciudades de Salford y Mánchester. Los pacientes se sometieron a una intervención quirúrgica en el “Hammersmith Hospital - Imperial College Healthcare NHS Trust” de Londres, y en el “Wythenshawe Hospital, University Hospital South Manchester”, de Manchester, en el periodo comprendido de Enero 2012 a Agosto 2014.

5.3. Tamaño muestral

Se calculó con el programa estadístico Stata V13, para un nivel de confianza del 95% y una potencia del 80%. Para ello se utilizó el test de McNemar para las variables creadas de diagnóstico correcto, Eco3D y Eco2D, y se aplicó el comando de sintaxis “power paired proportions p12 p21” en base a la detección del prolapso y ruptura de cuerdas (ver anexo 2), siendo p12 y p21 los valores discordantes de las proporciones (*del inglés; the off-diagonal proportions*). El número final de pacientes analizados fue de 90.

5.4. Criterios de inclusión

Pacientes adultos (edad > 18 años), con insuficiencia mitral moderada o severa programados de manera electiva o urgente e intervenidos quirúrgicamente para reparar la válvula mitral.

5.5. Criterios de exclusión

- Rechazo del paciente a participar en el estudio.
- Contraindicación para la colocación de la sonda transesofágica.
- Impedimento de colocación de la sonda transesofágica.

5.6. Aspectos éticos

El estudio se realizó de conformidad con las normas establecidas, por los comités de ética de ambos hospitales, y con base a la declaración de Helsinki.¹⁰⁶ El estudio ecocardiográfico transesofágico es un procedimiento realizado rutinariamente en el 100% de los casos de cirugía cardíaca en estos centros hospitalarios de modo que la realización de este estudio no ha derivado en ninguna variación de manejo clínico. Tras informar de los riesgos y beneficios, todos los pacientes otorgaron su consentimiento para la colocación de la sonda y el uso de la ecocardiografía transesofágica mediante un documento escrito de consentimiento informado. La obtención, archivo y uso de la información personal de los pacientes se desarrolló de acuerdo a la legislación vigente en el Reino Unido (The Data Protection Act 1998, updated March 1, 2000), equivalente en España a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal).

5.7. Datos demográficos, antropométricos y clínicos

Recogida de datos

La recopilación de los datos se realizó en dos tiempos. En un primer tiempo, los datos se obtuvieron el mismo día de la intervención, y se recogieron en una base de datos creada con Microsoft Office Access 2007 para dicho propósito; En un segundo tiempo, el cual fue variable, se recogieron datos que habían sido introducidos por el equipo quirúrgico en un programa de software denominado “Dendrite Clinical Systems” (*Dendrite Clinical Systems Ltd*, información disponible en <http://www.e-dendrite.com>). Se trata de un programa informático utilizado en más de 80 países, y que todos los servicios de cirugía cardíaca del Reino Unido utilizan para su recogida de datos, el programa permite la introducción de múltiples variables, estableciéndose así un registro Nacional de datos.

Los datos obtenidos el día de la intervención fueron los siguientes;

Datos demográficos

Los datos de afiliación recogidos fueron los siguientes;

- *nombre y apellido/s*; posteriormente fueron codificados, de modo que ningún paciente pudiese ser identificado a posteriori.
- *fecha de nacimiento*; se recogió en formato europeo, dd/mes/año número de historia clínica;
- *numero del sistema nacional de salud británico (NHS; del ingles National Health Service)*.

* otros datos de afiliación como la dirección o el número de teléfono se obviaron en este estudio por no tener trascendencia con el estudio realizado.

Datos antropométricos

Se recogieron los siguientes datos antropométricos

- *edad*; Para la expresión de estadísticos descriptivos relativos a la edad de los pacientes se aplicó la corrección consistente en sumar 0,5 años a la edad en años cumplidos.
- *género (sexo)*; la variable sexo se codificó de la siguiente manera; hombre =0 y mujer=1.
- *peso (Kg)*; los pacientes fueron pesados el día de su ingreso previo a la intervención.
- *altura (cm)*; al igual que el peso, los pacientes fueron tallados el día de su ingreso previo a la intervención.
- *IMC (Kg/m²)*; el IMC se calculó de acuerdo a la fórmula descrita por Adolphe Quetelet, de modo que el $IMC = \text{Peso (kg)} / \text{Altura (m}^2\text{)}$.
- *ASC (m²)*; el ASC se calculó de acuerdo a la fórmula descrita por Mosteller, de modo que el $ASC = \sqrt{(\text{Peso (kg)} \times \text{Altura (cm)}) / 3600}$.

Datos clínicos

Los datos clínicos que se recogieron para el estudio fueron los siguientes:

- *Presencia de hipertensión arterial (HTA)*; se entendió como HTA una PAS > 140 y/o PAD > 90 mmHg.
- *Presencia de hipertensión pulmonar (HTP)*; se entendió como HTP una PAP sistólica estimada > 35 mmHg.
- *Creatinina (Cr) preoperatoria*; valor de la concentración sanguínea de la creatinina plasmática determinada en el estudio preoperatorio.
- *Tasa de filtrado glomerular preoperatorio*; valor del cálculo del filtrado glomerular según sexo, edad, peso y valor de la creatinina en el estudio preoperatorio calculado según la fórmula de Cockcroft-Gault de acuerdo al sexo.
TFG (varón) = $[(140 - \text{edad}) \times (\text{peso en Kg})] / 72 \times (\text{Cr plasmática en mg/dL})$.
TFG (mujer) = $0,85 \times [(140 - \text{edad}) \times (\text{peso en Kg})] / 72 \times (\text{Cr plasmática en mg/dL})$. Resultado en mL/min.
- *Presencia de enfermedad vascular*; entendiéndose como tal la presencia de enfermedad aterosclerótica significativa, o en el estudio doppler carotideo una estenosis superior al 50%.
- *Presencia de enfermedad coronaria*; basado en la presencia de lesiones coronarias significativas en el estudio de coronariografía preoperatorio (re-

V. MATERIAL Y MÉTODOS

ducción < 70% de calibre de una arteria coronaria). * *Todos los pacientes en el Reino Unido que se van a someter a una intervención valvular, ya sea reparación o recambio, tienen por protocolo un cateterismo cardíaco preoperatorio para el estudio de las arterias coronarias.*

- *Presencia de disnea*; valorada según el estado físico o clase funcional de acuerdo a los criterios establecidos por la New York Heart Association (NHYA).
- *Escalas pronósticas*: Para la cuantificación del impacto de las enfermedades asociadas al riesgo operatorio en cirugía cardíaca, se emplearon las siguientes escalas pronósticas;

* *EuroSCORE Aditivo (European System for Cardiac Operative Risk Evaluation)*; estima el riesgo de muerte en los pacientes sometidos a cirugía cardíaca bajo circulación extracorporea, (Valor de 0 a 47 puntos).

* *EuroSCORE logístico; (European System for Cardiac Operative Risk Evaluation)*; es más exacto y preciso que el EuroSCORE aditivo y se prefiere a éste cuando el riesgo quirúrgico es elevado. Se debe utilizar una aplicación para poder realizar su cálculo. (Valor de 0 a 100%).

5.8. Estudio ecocardiográfico preoperatorio

Todos los pacientes tenían realizado un estudio ecocardiográfico preoperatorio completo y detallado, pero en la mayoría de los pacientes, el estudio ecocardiográfico se realizó transtorácico con una sonda bidimensional, por lo que no se consideró necesario recoger ningún dato para este trabajo, ya que el estudio intraoperatorio se consideró de mayor fiabilidad al utilizarse una sonda transesofágica.

5.9. Datos intraoperatorios

5.9.1 Datos de exploración

Inspección quirúrgica de la válvula

La válvula mitral se evaluó desde una visión de la aurícula izquierda una vez establecida la circulación extracorporea. El cirujano principal inspeccionó y valoró la integridad de la válvula, el ventrículo izquierdo fue rellenado con solución salina para realizar la prueba de regurgitación y la presencia de prolapsos fue clasificada de acuerdo a la nomenclatura Carpentier.

Se recogieron los siguientes datos procedentes de la inspección quirúrgica de la válvula:

- *Tipo de lesión*
- *Presencia o ausencia de cleft*
- *Criterios de reparación*

Estudio ecocardiográfico transesofágico

El estudio ecocardiográfico intraoperatorio, fue realizado por anestesistas ecocardiografistas acreditados por la Sociedad Europea de Cardiología, por la Sociedad Americana de Ecocardiografía o por la Sociedad Británica de Ecocardiografía. Todos los ecocardiografistas tenían amplia formación adicional en ecocardiografía 3D.

Para la realización del estudio ecocardiográfico, se utilizó un equipo Philips iE33 5.5-MHz equipado con un transductor matricial transesofágica (modelo X7-2t, Philips Medical Systems, Andover, MA, EE UU).

El estudio ecocardiográfico se realizó siguiendo las recomendaciones basadas en la Sociedad Americana de Ecocardiografía / Sociedad Europea de Anestesia Cardiorácica para la obtención de imágenes en modo bidimensional y tridimensional.

Se recogieron los siguientes datos procedentes del estudio ecocardiográfico transesofágico intraoperatorio:

Función ventricular izquierda

La función del ventrículo izquierdo, se calculó y obtuvo mediante diferentes métodos:

1. Mediante la aplicación del modo M, en la vista transgástrica a nivel medio ventricular, mediante la aplicación del método descrito por Teichholz.

2. Mediante la aplicación del método de Simpson, al recoger una imagen del VI en 2D a nivel medioesofágico.

3. Recogiendo una imagen del VI a nivel medio esofágico en la vista de 4 cámaras, que permitiese el análisis posterior con el software 3DQADV, de Philips (Philips, Andover, Massachusetts), lo que permite obtener la fracción de eyección (del inglés EF; ejection fraction), el volumen sistólico de eyección (del inglés SV; Stroke volume), y el volumen del VI en cm³.

Lesiones a nivel de la válvula mitral

La válvula mitral fue estudiada con detalle tanto en modo bidimensional como en modo tridimensional. Ocasionalmente, se realizó una reconstrucción de la válvula mediante el software Qlab. En todos los casos se utilizó la clasificación de Carpentier para la descripción de las lesiones velares y la comunicación con el cirujano.³⁷

Se recogieron los siguientes datos para el estudio:

- **ausencia o presencia de prolapso;** definido como el desplazamiento del tejido velar ≥ 2 mm más allá del plano anular mitral hacia la aurícula izquierda durante la sístole ventricular.
en presencia de prolapso;
 - la localización de todos los segmentos prolapsados.
 - la localización del segmento velar predominante,
- **ausencia o presencia de elongación o rotura de cuerdas;** definido como la entrada del borde libre del festón hacia la aurícula izquierda durante la sístole, sin apreciarse coaptación con el velo contrario (flail).
en presencia de ruptura cordal
 - la localización del segmento velar origen de la rotura.
- **detección y localización de la hendidura o cleft;** definido como malformación congénita que afecta a los velos de la válvula mitral consistente con una ausencia de tejido conectivo en el velo anterior o posterior. La detección y localización de la hendidura o cleft fue valorada mediante la Eco2D y 3D en protodiástole o diástole temprana;

Examen ETE 2D

La válvula mitral se examinó en múltiples vistas en sección transversal. Las vistas se optimizaron para mostrar con todo detalle la válvula mitral con una calidad de imagen buena mediante el ajuste de la configuración del sector de profundidad, la anchura de la imagen, la ganancia “*gain*” lateral, y la frecuencia del transductor. La válvula mitral se estudió a nivel del tercio medio del esófago (ME) en la vista de 5 cámaras a 0°, que secciona los segmentos anteriores (A1-P1), se estudiaron las comisuras anterolateral y posteromedial retirando la sonda ligeramente hasta visualizarlas. A continuación se avanzó gradualmente la sonda para adquirir la vista de 4 cámaras ME a 0°, en la cual los segmentos adyacentes medio y caudal se visualizaron de acuerdo a la anatomía del paciente y a la posición de la sonda (A2-P1 o A2-P2, más caudal A3-P2 o A3-P3). A continuación, se valoró la válvula a 60° ME en la vista conocida como comisural (con giro horario y antihorario de la sonda y la retirada o el avance de la misma, para localizar los segmentos del velo

anterior, A1-A2-A3, segmento medio P1-A2-P3 y segmento posterior P1-P2-P3), posteriormente se obtuvo la vista de 2 cámaras a 90° ME, que permitió visualizar el segmento P3, y el margen libre A3-A1, y por último se obtuvo la vista de eje largo a nivel ME, obtenida a 120-150° lo que permitió obtener una sección de la válvula anterior, media y posterior, para obtener los segmentos (A1-P1, A2-P2, A3-P3). El estudio bidimensional, se complementó aplicando el modo Doppler color en los planos de las imágenes descritos, además de en la vista obtenida a nivel transgástrico en eje corto a 0° a nivel basal cuando se consideró necesario.

Examen ETE 3D

El estudio tridimensional de la válvula sólo se llevó a cabo una vez se obtuvo una imagen bidimensional de buena calidad. Previo a la obtención de la imagen tridimensional, se aplicó el modo “x-plane”, que permite optimizar las vistas bidimensionales en 2 planos ortogonales. En ambas imágenes es posible el ajuste de la altura y la anchura para limitar la obtención de la imagen tridimensional al objeto referente a estudiar, en este caso la válvula mitral. Las imágenes 3D se obtuvieron principalmente en la vista de 4 cámaras a nivel ME a 0°, y en la vista de eje largo 120-140° ME, incluyendo la válvula aórtica, lo que permite así poder realizar una orientación espacial adecuada. Se aplicó el modo zoom que permite obtener un volumen piramidal para poder capturar la imagen de la válvula mitral con una resolución máxima. La imagen 3D obtenida, fue orientada en una vista quirúrgica (visión del cirujano), de modo que la válvula aórtica queda situada a nivel posterior, con referencia a las 12 horas (Fig. 97). Además, una vez obtenida dicha imagen, es posible realizar los ajustes pertinentes en términos de ganancia, color y profundidad de la imagen, e incluso es posible modificar en tiempo real la posición de la misma. Inclinando la sonda ligeramente hacia los lados, tanto derecho como izquierdo, es posible compensar la forma en silla de montar que tiene la válvula para poder así detectar, la presencia de prolapsos, la presencia de roturas cordales que pudiesen causar un flail (en sístole), y la detección de presencia de hendiduras (cleft) (en protodiástole o diástole temprana).



Fig. 97 Flail detectado por Eco3D

Otras lesiones asociadas;

En algunos casos, ya estaba prevista la realización de otro procedimiento quirúrgico. No obstante, cuando se detectaron con la ecografía otras lesiones asociadas significativas no previstas, se procedió a la reparación de las mismas y se recogieron esos datos.

5.9.2 Datos quirúrgicos

Se recogieron los siguientes datos quirúrgicos:

- *La vía de acceso quirúrgica*
- *El tipo de protección miocárdica utilizada*
- *Con respecto a datos procedentes de la circulación extracorporea; se recogieron los tiempos totales de pinzamiento o clampaje aórtico y de circulación extracorporea total.*
- *Si se realizó anuloplastia se recogió el modelo y el tamaño del anillo implantado. Asimismo se recogió si hubo implantación de neocuerdas o transferencia de cuerdas.*
- *El resultado de la reparación valorado por ecocardiografía y la necesidad o no de reintervención.*

5.10. Datos postoperatorios

Como se ha comentado anteriormente, se recogieron en un segundo tiempo variable los siguientes datos procedentes del sistema Dendrite:

- *Estancia hospitalaria*
- *Estancia en UCI*
- *Mortalidad.*

5.11. Análisis estadístico

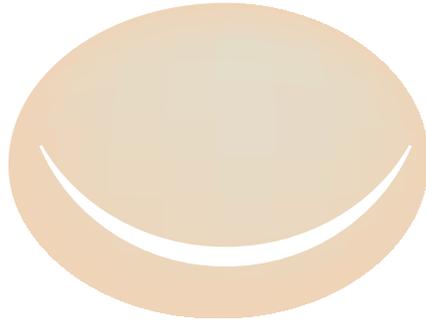
Para el cálculo de los estadísticos descriptivos, se utilizaron como índices de tendencia central y de dispersión de las variables cuantitativas de las distribuciones muestrales la media aritmética y la desviación estándar o la mediana y el rango intercuartílico, dependiendo de la asunción o no, respectivamente, del supuesto de la normalidad de las mismas determinado con el test de Kolmogorof-Smirnov (K-S). Para variables categóricas se emplearon las frecuencias absolutas y relativas porcentuales.

La sensibilidad y la especificidad fue calculada tanto para la Eco2D como para la Eco3D, para la presencia tanto de prolapso como de flail (rotura de cuerdas) y cleft (hendidura de los velos).

Asimismo, la precisión diagnóstica para cada segmento velar fue calculada como la suma de los verdaderos positivos y los verdaderos negativos dividida por el número de casos investigados ($n = 90$). Las diferencias en la precisión diagnóstica para la Eco2D y Eco3D para cada respectiva lesión fueron evaluadas utilizando el test de McNemar para muestras pareadas. Se usó el test exacto basado en la binomial, pues las casillas fuera de la diagonal (*off-diagonal*) nunca sumaron más de 25 ($b + c < 25$). Además, se evaluaron las diferencias en la precisión diagnóstica mediante el cálculo de los intervalos de confianza bilaterales para la diferencia de proporción en muestras pareadas, de acuerdo al método propuesto por Tango, con el valor para la diferencia de proporciones (estadístico delta) establecido en 0. Se optó por el método de Tango ya que parece más adecuado para tamaños muestrales pequeños con pocas casillas *off-diagonal*. Cualquier valor de $p < 0,05$ fue considerado hallazgos estadísticamente significativo.

La concordancia de las imágenes obtenidas con la Eco2D y con la Eco3D con los hallazgos quirúrgicos se evaluó mediante el coeficiente Cohen kappa (K); se consideró “acuerdo casi perfecto, excelente o total” una K obtenida con un valor de entre $[0,81-1,0]$, “acuerdo sustancial, bueno o considerable” un valor de K $[0,61-0,80]$, “acuerdo moderado” un valor de entre $[0,41-0,60]$, “acuerdo justo, bajo o discreto” un valor de entre K $[0,21-0,40]$, y un acuerdo pobre o insignificante para un valor de $K < 0,20$. Se calcularon también, los IC al 95% para los sesgos corregidos K para los bootstrap; cada intervalo se calculó con muestras bootstrap de 1000.

Todos los cálculos estadísticos y gráficos se realizaron con el programa estadístico STATA SE versión 13.1 for Mac, StataCorp LP, Texas, USA. En el anexo 1 se recogen los comandos y sintaxis utilizados para realizar el análisis estadístico de este trabajo.



VI. RESULTADOS



6.1 Datos antropométricos

En la **Tabla 13** se recogen las características demográficas y datos antropométricos de los pacientes en cuanto a la edad que tenían el día de la intervención quirúrgica, el peso medido en kilogramos, la talla valorada en centímetros, el índice de masa corporal, calculado de acuerdo a la fórmula descrita por Adolphe Quetelet, expresada en (Kg/m^2) [$\text{IMC} = \text{Peso (kg)} / \text{Altura (m}^2\text{)}$], y el área de superficie corporal de acuerdo a la fórmula descrita por Mosteller y expresada en (m^2) [$\text{ASC} = \sqrt{(\text{Peso (kg)} \times \text{Altura (cm)}) / 3600}$].

Tabla 13

Características demográficas	
Edad el día de la operación (en años)	65,72 \pm 12,32 (31-87)
Peso (Kg)	76,97 \pm 13,63 (44.3-117)
Talla (cm)	170,11 \pm 9,84 (127-189)
IMC (Kg/m^2)	26,49 \pm 3,28 (16,00-35,08)
ASC (m^2)	1,90 \pm 0,28 (0,27-2,49)

Edad

Como se ha expuesto en la **Tabla 13**, la edad media del grupo de pacientes sometidos a cirugía de reparación mitral fue de 65,72 \pm 12,32 años (rango: 31-87 años). En la **Fig. 98** se puede observar de una manera visual la edad que tenían los pacientes el día de su intervención, teniendo en cuenta, que la edad ha sido ajustada en años cumplidos.

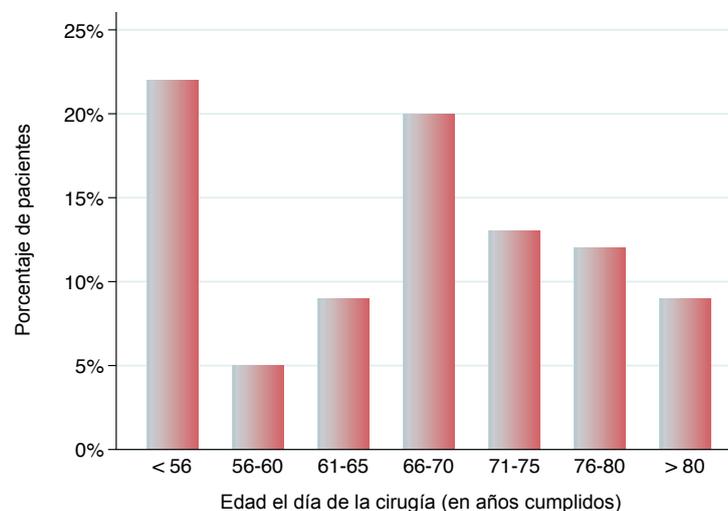


Fig. 98

VI. RESULTADOS

Género (sexo)

La distribución de los pacientes por sexo se muestra en la Fig. 99. Como se observa, en nuestra serie de estudio, la mujer fue más propensa a padecer enfermedad en la válvula mitral. Ello coincide con los datos obtenidos en la literatura que da a la mujer como más afectada en casos de lesión valvular mitral.

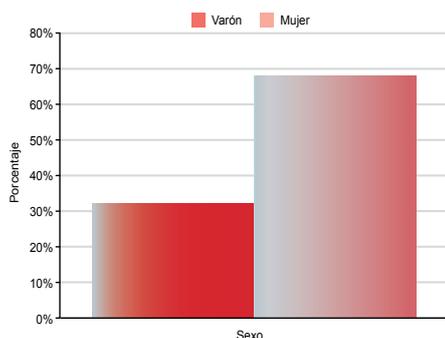


Fig. 99

Edad por grupo y sexo

En la Fig. 100, se representa gráficamente la edad de los pacientes el día de su intervención, y el género de los mismos. Como se puede observar no hubo grandes diferencias en cuanto al género de los pacientes por intervalo de edad. Los pacientes con edades más avanzadas, (> 80 años), fueron varones, predominando las mujeres en las edades más jóvenes (< 56 años).

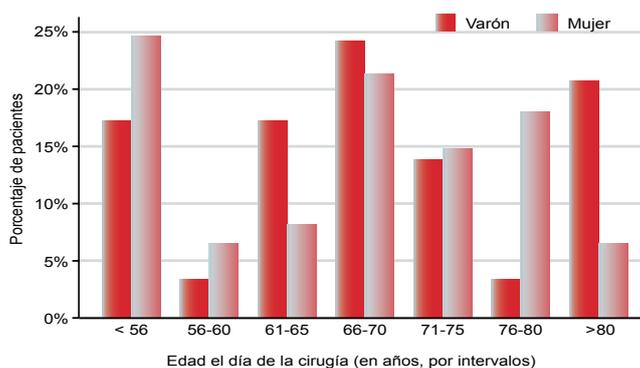


Fig. 100

Peso

Como se observa en la Tabla 13, el peso medio de los pacientes intervenidos de reparación valvular mitral fue de $76,97 \pm 13,63$ kg, rango (44.3 kg-117 kg).

Talla

La altura media encontrada en este grupo de pacientes fue de $170,11 \pm 9,84$

cm, rango (127-189 cm).

Índice de masa corporal (IMC)

Se calculó el índice de masa corporal a partir del peso y la talla aplicando la fórmula descrita por Adolphe Quetelet, siendo el IMC medio de $26,49 \pm 3,28 \text{ Kg/m}^2$, rango (16,00-35,08 Kg/m^2).

Área de superficie corporal (ASC)

El área de superficie corporal (ASC) se calculó de acuerdo a la fórmula de Mosteller, obteniéndose un valor medio de $1,90 \pm 0,28 \text{ m}^2$, rango (0,27-2,49 m^2).

6.2 Datos clínicos

Hipertensión arterial

El porcentaje de hipertensos encontrados, considerada la hipertensión como valores mayores de 140/90, fue del 48,89%, mientras que un 51,11% no tenían antecedentes de hipertensión. En la Fig. 101, se puede observar el porcentaje de pacientes hipertensos versus no hipertensos. Asimismo, en la Fig. 102, se ha representado la distribución de hipertensos por edad y sexo, como se puede observar la HTA estaba más presente en las mujeres prácticamente en todos los intervalos de edad recogidos.

Fig. 101

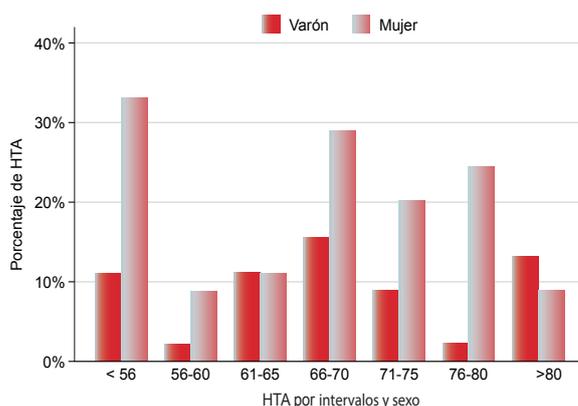
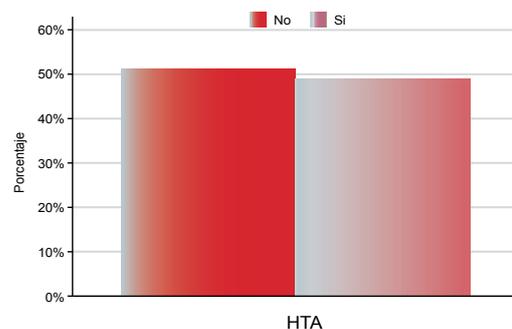


Fig. 102

VI. RESULTADOS

Hipertensión pulmonar

La mayoría de los pacientes, pese a tener insuficiencia mitral severa, no padecían de hipertensión pulmonar como se representa en la Fig. 103. No obstante, un 30% de los pacientes tenían algún grado de hipertensión pulmonar.

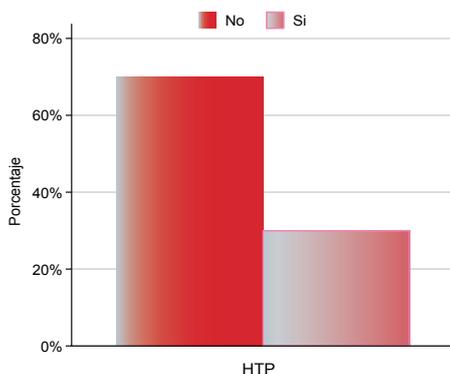


Fig. 103

Función renal

La función renal preparatoria fue valorada por el valor de creatinina expresado en mg/dL, y la tasa de filtrado glomerular expresada en mL/min de modo que se consideró una función renal normal un valor de creatinina < 105 mg/dL. La TFG media fue calculada de acuerdo a la fórmula descrita por Cockcroft-Gault de acuerdo al sexo, según la fórmulas; $TFG \text{ (varón)} = [(140 - \text{edad}) \times (\text{peso en Kg})] / 72 \times (\text{creatinina plasmática en mg/dL})$. $TFG \text{ (mujer)} = 0,85 \times [(140 - \text{edad}) \times (\text{peso en Kg})] / 72 \times (\text{creatinina plasmática en mg/dL})$. Resultado en mL/min. de 73.132 ± 27.789 , rango (2.279 - 172.737). En la Fig. 104 se observa el estadio renal basado en la TFG calculada.

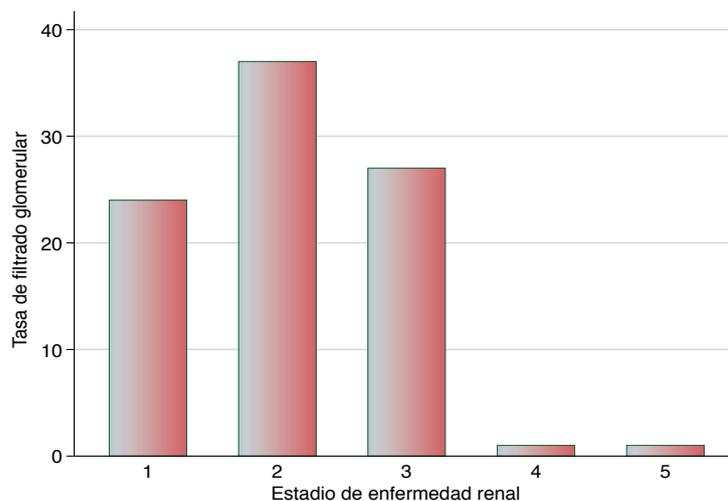


Fig. 104

Enfermedad vascular asociada

Un 12,22% de los pacientes padecían de enfermedad vascular en menor o mayor grado (Fig. 105). No se valoró el grado de severidad de la vasculopatía por no considerarse trascendente para el estudio objeto.

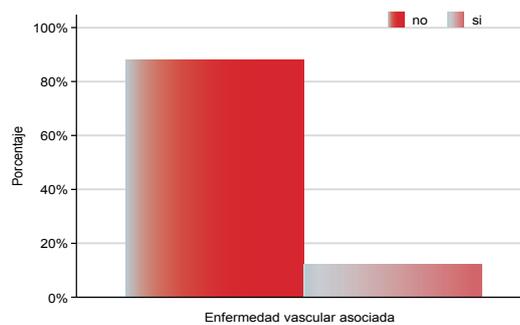


Fig. 105

Enfermedad coronaria asociada

Hasta en un 25,56% de los pacientes, existía asociada a la lesión de la válvula mitral, enfermedad coronaria (Fig. 106).

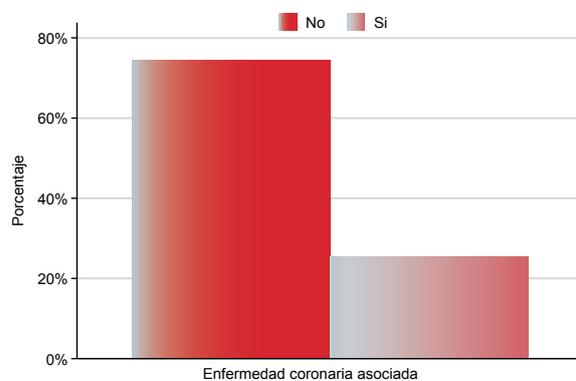


Fig. 106

Presencia de disnea; estado físico o clase funcional

De los 90 pacientes seleccionados, 11 pacientes (12,35%), se encontraban en una clase funcional NYHA en grado funcional I de acuerdo a los criterios de la New York Heart Association, 34 pacientes (38,20 %) tenían una clase funcional grado II, 33 pacientes (36,7%) un grado III y 11 pacientes (12,36 %) se encontraban en un grado funcional IV. Como se observa en la figura 9, la mayoría de los pacientes de la muestra, se encontraban en un estadio NYHA clase II-III en el momento de la cirugía (Fig. 107).

VI. RESULTADOS

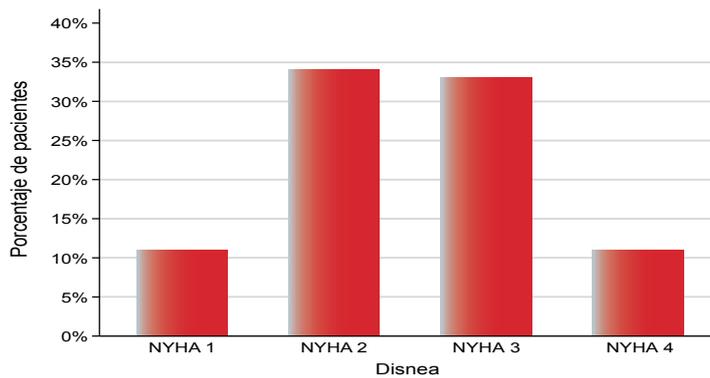


Fig. 107

Cuando se estudió el estadio NYHA por sexo, los varones presentaban un peor estado físico que las mujeres (Fig. 108).

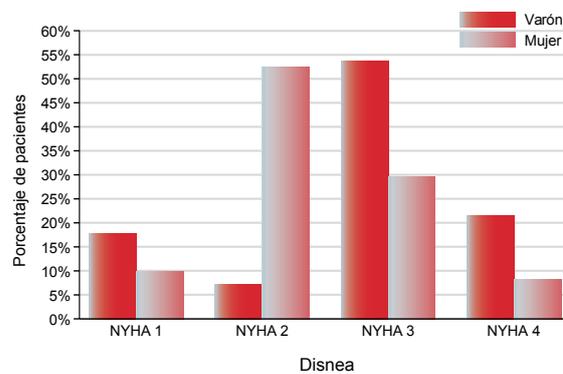


Fig. 108

Cirugía previa

La mayoría de los pacientes no se habían intervenido previamente del corazón. Sólo 3 pacientes (un 3.3%) tenían un antecedente de cirugía cardiaca previa (Fig. 109).

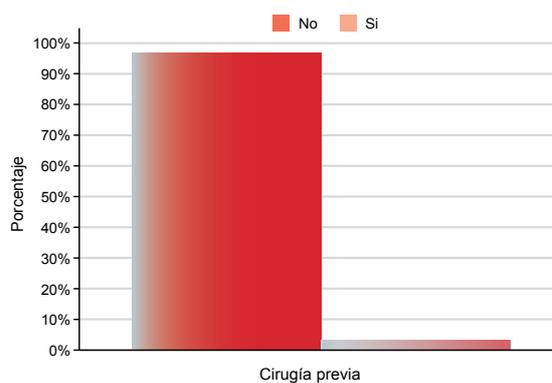


Fig. 109

Escalas pronósticas

La puntuación media del EuroScore aditivo fue de $6,18 \pm 3,31$ [2-21], mientras que para el EuroScore logístico el puntaje medio fue de $8,13 \pm 10,39$; rango [1,51-74,59]. En la Fig. 110) se representan ambos Euroscores de la muestra.

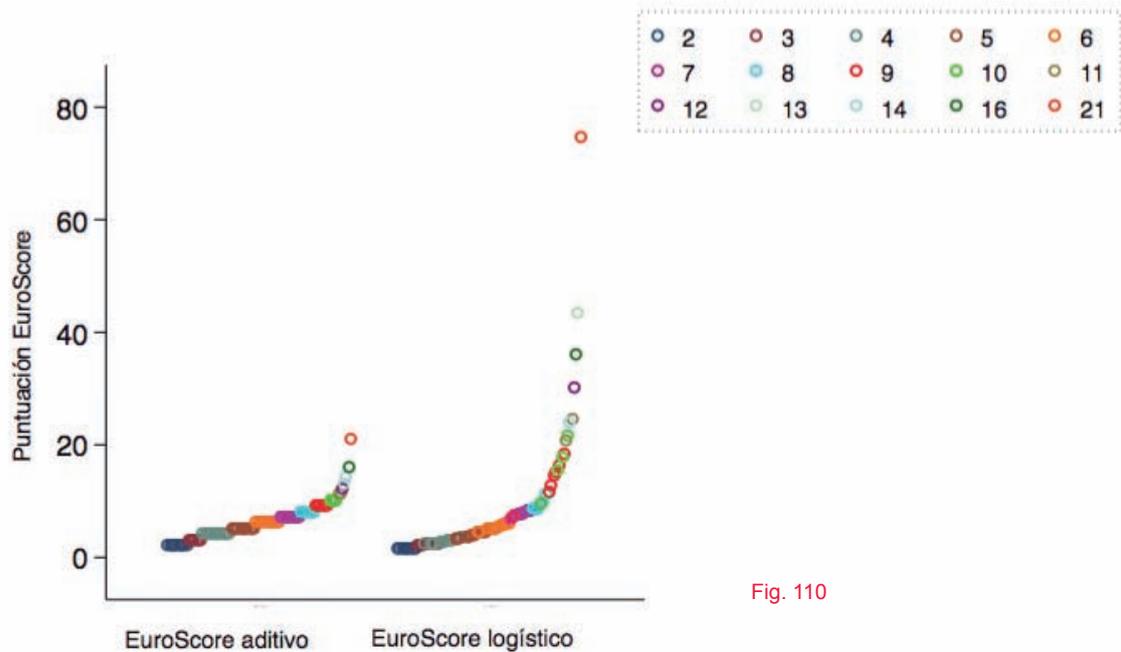


Fig. 110

También se ha representado la puntuación de ambos Euroscore por sexo (Fig. 111).

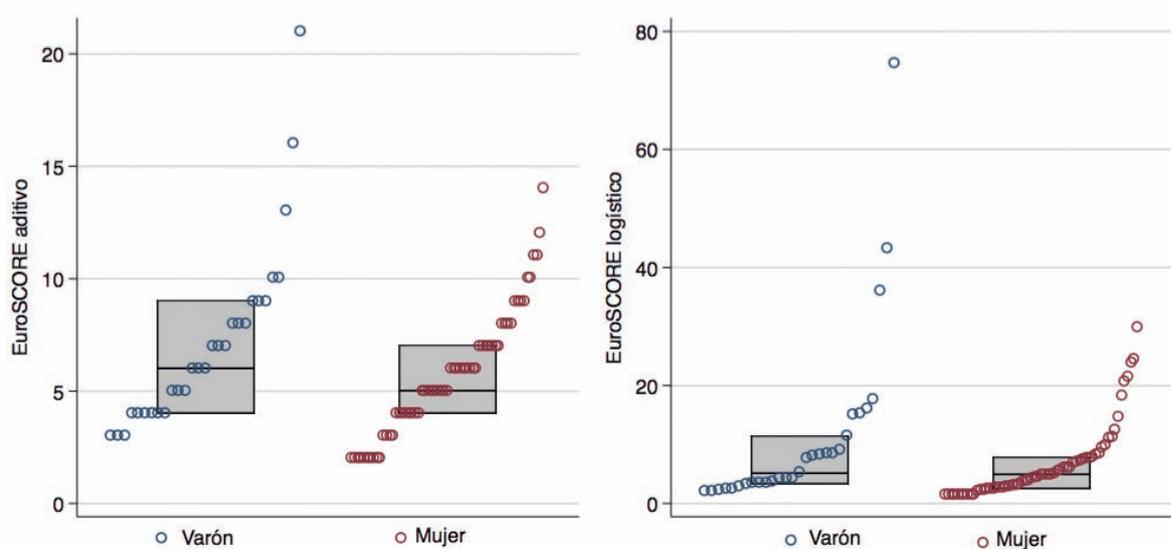


Fig. 111

VI. RESULTADOS

6.3.1. Inspección quirúrgica de la válvula

De acuerdo a la inspección quirúrgica realizada por el cirujano, la causa principal subyacente de la insuficiencia valvular fue la enfermedad degenerativa principalmente la enfermedad mixomatosa presente en 47 pacientes, seguida de la causa funcional, detectada en 15 pacientes. Notese, que la infección quirúrgica de la válvula para reparar fue mínima ya que con frecuencia si el daño es extenso es obligado el reemplazo.

Los detalles de la inspección quirúrgica se resumen en la **Tabla 14** y se han representado también en un gráfico (**Fig. 112**).

Causas de insuficiencia mitral		
Enfermedad degenerativa	47	52,22%
Funcional	15	16,67%
Enfermedad isquémica	10	11,11%
Endocarditis	6	6,67%
Ectasia anulo aórtica	10	11,11%
Otras	2	2,22%

Tabla 14

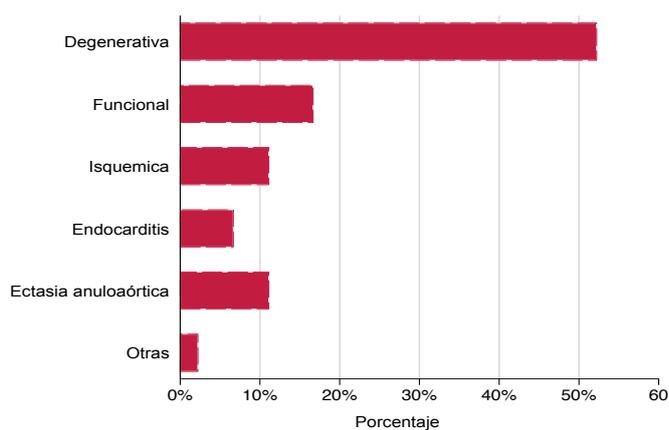


Fig. 112

En la **Tabla 15** se resumen los hallazgos quirúrgicos tanto de la complejidad del prolapso como de la afectación cordal y detección de cleft. Se encontraron prolapsos en 72 de las válvulas inspeccionadas (80%). La mayoría de las lesiones involucraron al velo posterior (68,89%) frente a 18,89% de afectación del velo anterior, siendo el segmento P2 el más afectado, se encontró prolapsado en 49 ocasiones (54,44%), independientemente de que se viese involucrado en una lesión simple o compleja. Roturas cordales se encontraron en 53 casos lo que representa un 58,89%, y sólo en 6 válvulas se detectó la presencia de hendiduras o cleft.

Inspección quirúrgica		
complejidad del prolapso		n = 90 pacientes
Prolapso único	61	67,78%
Prolapso múltiple	11	12,22%
Prolapso afectando a ambos velos	7	7,78 %
Sin prolapso	18	20,0%
Rotura cordal (flail)	53	58,89%
Sin rotura de cuerdas	37	41,11%
Presencia de hendidura velar	6	6,66%
Ausencia de hendidura velar	84	93,33%

Tabla 15

Hallazgos quirúrgicos por segmentos

En la **Tabla 16** se resumen los hallazgos quirúrgicos de los diferentes segmentos velares. Como se observa en la tabla, la afectación del segmento P2 fue la lesión predominante, seguida del segmento velar A2.

Hallazgos quirúrgicos por segmentos				
segmento velar	prolapso	porcentaje	rotura de cuerdas	porcentaje
A 1	4	4,44%	2	2,22 %
A 2	13	14,44%	4	4,44%
A 3	4	4,44%	2	2,22 %
P 1	11	12,22%	12	13,33%
P 2	49	54,44%	40	44,44%
P3	9	10,0%	8	8,89%

Tabla 16

6.3.2. Estudio ecocardiográfico transesofágico

Fracción de eyección

La fracción de eyección ventricular predominante fue la normal, encontrándose en 57 pacientes, lo que representó un 63,33% en la muestra, entendiéndose como tal una FE > 50 %. Sólo en 4 pacientes, representando en la muestra un 4.44 % la FE se encontraba severamente deprimida (Fig. 113).

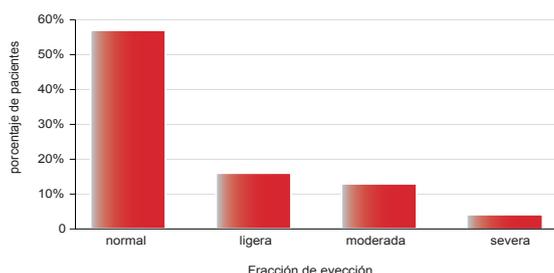


Fig. 113

Grado de insuficiencia valvular

La severidad de la insuficiencia mitral debido a la lesión valvular, fue como mínimo moderada en un 14,44% de los pacientes, siendo severa en el 85,56% de los pacientes. Se puede observar la diferencia de porcentaje en la Fig. 114.

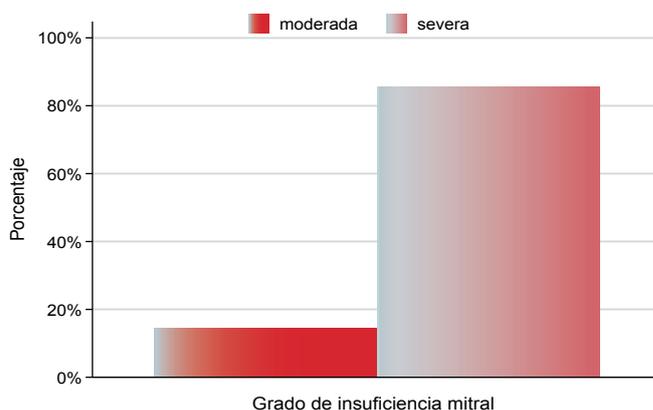


Fig. 114

Prolapso valvular

La inspección quirúrgica de la válvula realizada por el cirujano, detectó la presencia de prolapso en 72 de las 90 válvulas inspeccionadas. En 18 pacientes no se objetivó presencia de prolapso como causa de la insuficiencia valvular.

La presencia o ausencia de prolapso valvular mitral se diagnosticó correc-

tamente en 81 de los casos con una precisión del 90% cuando se utilizó la Eco3D, y en 71 de los casos cuando se aplicó la Eco2D con una precisión del 78.89%, (diferencia de proporciones = 11,1%; IC [1,56%, 22,18%], p=0,042). Los prolapsos, afectaron principalmente al velo posterior, encontrándose un total de 62 prolapsos en el velo posterior (68,89%), y de 17 prolapsos en el velo anterior (18,89%). Se encontraron prolapsos únicos en 61 pacientes (67,78%)%, mientras que prolapsos múltiples se hallaron 11 (12,22%) de lo cuales, 7 (7,78%) afectaron a ambos velos (ver **Tabla 14**).

El análisis de concordancia para valorar el acuerdo de los hallazgos quirúrgicos con el estudio ecocardiográfico, fue calculado mediante el índice de Kappa Cohen, cuyos resultados mostraron un acuerdo considerable (*del ingles substantial*) de los hallazgos quirúrgicos con la Eco3D, K= 0.706, IC (0.494, 0.867), mientras que la concordancia con la Eco2D, el acuerdo fue considerado justo o discreto (*del ingles fair*), K= 0.379, IC (0.147 - 0.620).

Para una mayor diferenciación, la precisión diagnóstica de la ecocardiografía se determinó separadamente para cada uno de los 6 segmentos de la válvula mitral (**Tabla 17**). La precisión para cada segmento fue calculada como la suma de los verdaderos positivos y los verdaderos negativos dividida por el número de casos investigados (n = 90) y fue calculada utilizando los hallazgos quirúrgicos observados por el cirujano como “gold standard”. La precisión diagnóstica de la Eco3D fue significativamente más alta para los segmentos A2 (diferencia de proporciones = 10.0%, CI [3.43%, 18.36%], p = 0.012), A3 (diferencia de proporciones = 7.78%, CI [1,59%, 16,67%], p =0.039), P1 (diferencia de proporciones = 8.36%, CI [4.35%, 19.67%], p = 0.006), y P2 (diferencia de proporciones = 14.45%, CI [7,13%, 23,55%], p = 0.001) (ver tabla). El error más frecuente de precisión con la Eco2D fue diferenciar entre el prolapso de P1 y el prolapso de P2 (11 casos).

Segmento velar	Casos verdaderos	Sensibilidad (%)		Especificidad (%)		Precisión (%)		IC (por Tango)	p (2 sided)
		3D	2D	3D	2D	3D	2D		
A 1	4	100.0%	50.0 %	98.84 %	98.84 %	98.89%	96.67%	(-0.031, 0.084)	0.625
A 2	13	84,62%	46,15%	97.40%	92.21%	95.56%	85.56%	(0.034, 0.184)	0.011*
A 3	4	100.0%	50,0%	98.84 %	93.02 %	98.89%	91.11%	(0.016, 0.157)	0.039*
P 1	11	81.82%	63,64%	96.20%	86.08 %	94.44%	83.33%	(0.044,0.197)	0.006*
P 2	49	97,96%	85,71%	100%	82.93 %	98.89%	84.44%	(0.071, 0.235)	0.001 *
P3	9	77,78%	66,67%	92.59 %	91.36 %	91.11%	88.89%	(- 0.040, 0.091)	0.687

Tabla 17 ^Φ las proporciones exceden del 100% debido a la afectación de varios segmentos en la misma válvula.

VI. RESULTADOS

La concordancia de los hallazgos quirúrgicos para cada segmento con respecto a la Eco3D y Eco2D se recogen en la **Tabla 18**.

Casos verdaderos	Echo 3D	Echo 2D	Kappa 3D, CI	Kappa 2D, CI
4	PA1_3D	PA1_2D	0,883 (0.492, 1.000)	0,554 (-0.018, 1.000)
13	PA2_3D	PA2_2D	0,820 (0.588, 0.959)	0,396 (0.090, 0.651)
4	PA3_3D	PA3_2D	0,883 (0.492, 1.000)	0,291 (-0.043, 0.690)
11	PP1_3D	PP1_2D	0,751 (0.515, 0.941)	0,390 (0.147, 0.625)
49	PP2_3D	PP2_2D	0,978 (0.930, 1.000)	0,686 (0.523, 0.837)
9	PP3_3D	PP3_2D	0,588 (0.275, 0.805)	0,485 (0.182, 0.751)

Tabla 18

Cuerdas tendinosas

La inspección quirúrgica de la válvula realizada por el cirujano reveló en 53 casos la presencia de ruptura de cuerdas, en 37 casos no se apreció afectación cordal. En la mayoría de los casos 43, (47,78% del total) la afectación cordal fue simple y sólo en el 10% de los casos se observó afectación cordal múltiple, en 4 ocasiones (4.44%), se encontraron cuerdas que afectaban a ambos velos. La presencia o ausencia de rotura de cuerdas se diagnosticó correctamente en 85 de los casos con una precisión del 94,44% cuando se utilizó la Eco3D, y en 64 de los casos cuando se aplicó la Eco2D con una precisión del 71,11% (diferencia de proporciones = 23,33%; IC [13,85%, 33,71%], $p < 0.001$).

La concordancia de los hallazgos ecocardiográficos y la inspección quirúrgica de la válvula como referencia en relación a los segmentos que dieron origen a la rotura de cuerdas fue excelente o casi perfecta (del inglés almost perfect), ($K = 0.888$, CI [(0.792 - 0.983)]) para la Eco3D, mientras que para la Eco2D el acuerdo obtenido fue moderado (del inglés moderate) ($K = 0.448$, CI [0.286 - 0.611]).

El análisis segmento por segmento se recoge en la **Tabla 19**. Como se observa en dicha tabla, la precisión de la Eco3D para detectar la rotura de cuerdas e identificar el segmento afectado, fue mayor en todos los casos, y estadísticamente significativamente más alta para los segmentos A2 (diferencia de proporciones = 10.0%, CI [2,85%, 10.86%], $p = 0.004$), P1 (diferencia de proporciones = 8,8 %, CI [1,58%, 17.46%], $p = 0.039$, y P2 (diferencia de proporciones = 19,89 %, CI [10,87 %, 28.54%], $p = 0.0001$).

Segmento velar	Casos verdaderos	Sensibilidad (%)		Especificidad (%)		Precisión (%)		IC (por Tango)	p (2 sided)
		3D	2D	3D	2D	3D	2D		
A 1	2	50,0%	50,0%	100,0%	98,86 %	98,89%	97,78%	(-0,030, 0,060)	1,000
A 2	4	100,0%	0,0%	100,0%	94,19%	100,0%	90,0%	(0,027, 0,1730)	0,004*
A 3	2	100,0%	0,0 %	98,86 %	100,0%	98,89%	97,78	(-0,041, 0,068)	1,000
P 1	12	100,0%	33,33%	96,15%	96,15%	96,67%	87,78%	(0,016, 1,746)	0,039*
P 2	40	87,50%	47,50%	100,0%	98,00%	94,44%	75,56%	(0,109, 0,285)	0,0001*
P3	8	75,00%	37,50%	100,0%	97,56%	97,78%	92,22%	(-0,003, 0,129)	0,125

Tabla 19 ^Φ la suma por segmentos excede al 100% debido a afectación cordal múltiple en la misma válvula.

La concordancia de los hallazgos quirúrgicos para cada segmento con respecto a la Eco3D y Eco2D se recogen en la **Tabla 20**.

Casos verdaderos	Echo 3D	Echo 2D	Kappa 3D, CI	Kappa 2D, CI
2	FA1	FA1	0,662 (0,0, 1,000)	0,489 (-0,017, 1,000)
4	FA2	FA2	1,0 (0,0, 0,0)	-0,052 (-0,096, -0,019)
2	FA3	FA3	0,795 (0,0, 1,000)	0,0 (0- 0)
12	FP1	FP1	0,870 (0,708-1,0)	0,358 (0,058, 0,643)
40	FP2	FP2	0,886 (0,771, 0,977)	0,479 (0,323, 0,641)
8	FP3	FP3	0,845 (0,483, 1,0)	0,422 (0,077, 0,789)

Tabla 20 ^Φ las proporciones exceden del 100% debido a la afectación de varios segmentos en la misma válvula.

Hendidura o cleft

Sólo en 6 pacientes de los 90, se identificó la presencia de cleft, 3 a nivel del velo posterior, concretamente a través del segmento P2, 2 entre los segmentos P1 y P2, y 1 en el velo anterior, entre los segmentos A2 y A3. La concordancia de los hallazgos ecocardiográficos para la detección de cleft y la inspección quirúrgica fue moderada para la Eco3D, K=0,421, IC (0,151-0,692), e insignificante para la Eco2D, K = 0,084, IC (-0,087,0,309).

VI. RESULTADOS

La presencia o ausencia de cleft se diagnosticó correctamente en 79 de los casos con una precisión del 87,78 % cuando se utilizó la Eco3D, y en 71 de los casos cuando se aplicó la Eco2D con una precisión del 78,89 % (diferencia de proporciones = 8,8 %; IC [4,43%, 16,47 %], $p < 0.008$). En la **Tabla 21** se recogen la sensibilidad y especificidad para la Eco3D y 2D así como la precisión diagnóstica de ambos modos ecocardiográficos.

Análisis de localización de cleft, Echo3D versus 2D e inspección quirúrgica									
Cleft	Casos verdaderos	Sensibilidad (%)		Especificidad (%)		Precisión (%)		IC (por Tango)	p (2 sided)
		3D	2D	3D	2D	3D	2D		
	6	83,33%	33,33%	88,10%	82,14%	87,78%	78,89%	(0.044, 0.1657)	0,008*

Tabla 21

Otras lesiones asociadas;

La cirugía sobre la válvula mitral únicamente fue realizada como procedimiento único, en un 52,22% de los pacientes (**Fig. 115**). En un 47,78% de los pacientes, además de la reparación de la válvula mitral, se realizó algún otro procedimiento terapéutico en el mismo acto quirúrgico (**Fig. 116**). Un 25,56% de los pacientes se sometieron a una cirugía de derivación aorto-coronaria (bypass coronario), un 5,56% tuvieron una reparación de la válvula tricúspide además de la reparación mitral, en un 6,67% de los pacientes se realizó un recambio valvular aórtico, en un 12,22% se realizó durante el procedimiento de reparación de la válvula mitral, una ablación de las venas pulmonares mediante radiofrecuencia con la finalidad de revertir la fibrilación auricular que presentaban de base esos pacientes. En un 4,44% de los enfermos se detectó un foramen oval permeable significativo intraoperatoriamente, por lo que además de la cirugía de reparación mitral se realizó un cierre del mismo.

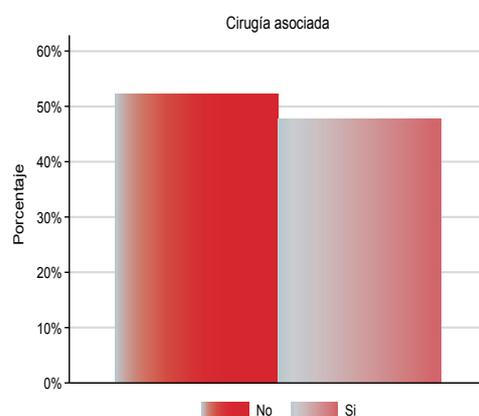


Fig. 115

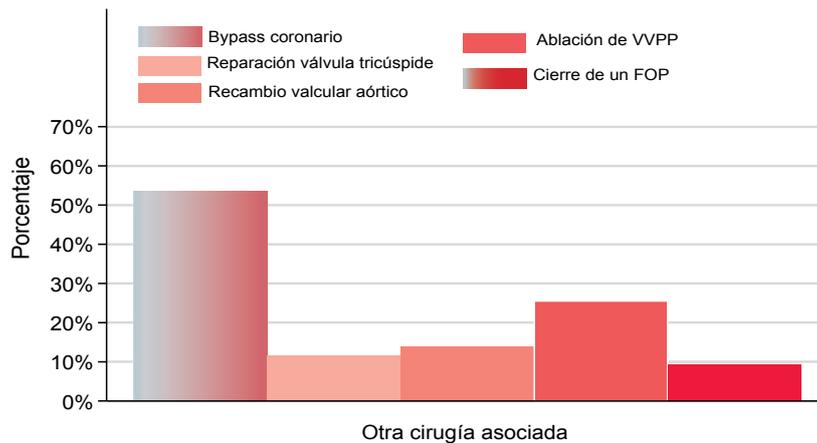


Fig. 116

6.3.3. Datos quirúrgicos

Intraoperatorio

Tiempos de CEC y clampaje

El tiempo medio de CEC fue de 118,64 minutos (rango; 51, 230 min), mientras que el tiempo medio de clampaje aórtico fue de 93,30 minutos (rango; 20, 195 min). En la Fig. 117, se pueden ver ambos tiempos recogidos en el tiempo para cada paciente.

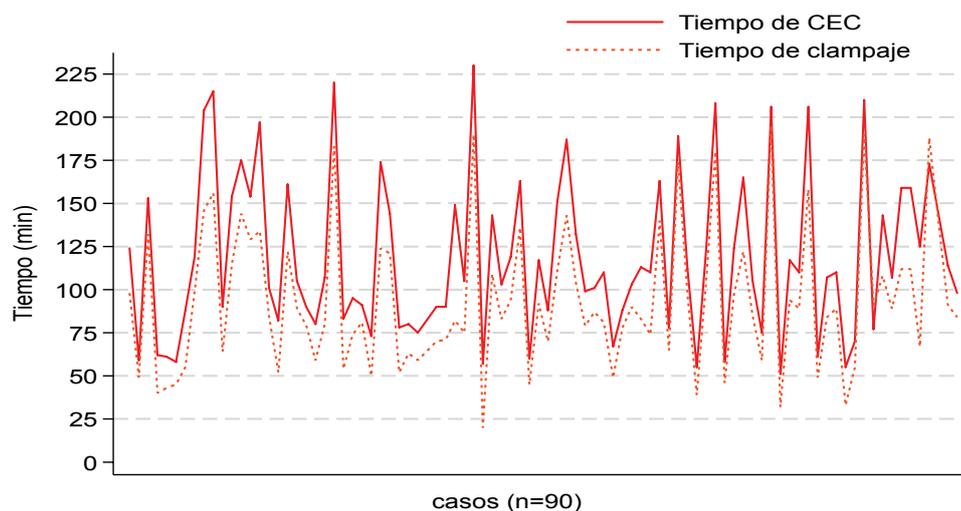


Fig. 117

VI. RESULTADOS

Tipo de cardioplejia

La mayoría de los cirujanos optaron por establecer cardioplejia anterógrada y retrógrada como medio de protección del corazón. Sólo en 29 pacientes, (32,22%) se optó por administrar solamente cardioplejia anterógrada (Fig. 118).

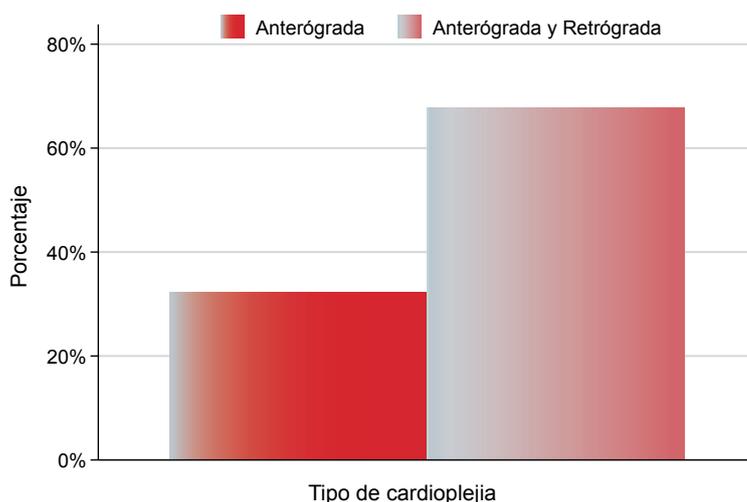


Fig. 118

Implantación de anillo

En todos los casos de reparación valvular, se colocó un anillo de refuerzo. Se realizó anuloplastia como único procedimiento en 10 pacientes (9,0%). La mayoría de los anillos implantados (85) fueron del tipo Physio ring de Edwards, mientras que sólo en 5 casos se colocó otro tipo de anillo, Carpentier en 3 casos y McCarthy-Adams en otros 2 casos.

El tamaño de anillo predominante, colocado en 32 pacientes (35,56%) fue de 32 mm. En la Tabla 22 se recogen los tamaños y porcentajes del anillo implantado.

Tamaño del anillo (mm)	Frecuencia	Porcentaje
26 mm	1	1,11%
28 mm	10	11,11%
30 mm	21	23,33%
32 mm	32	35,56%
33 mm	1	1,11%
34 mm	11	12,22%
36 mm	6	6,67%
38 mm	4	4,44%
40 mm	4	4,44%

Tabla 22

Implantación de neocuerdas

Se realizó implantación de neocuerdas en 52 casos, y sólo se optó por transferencia de cuerdas en 4 casos (Fig. 119).

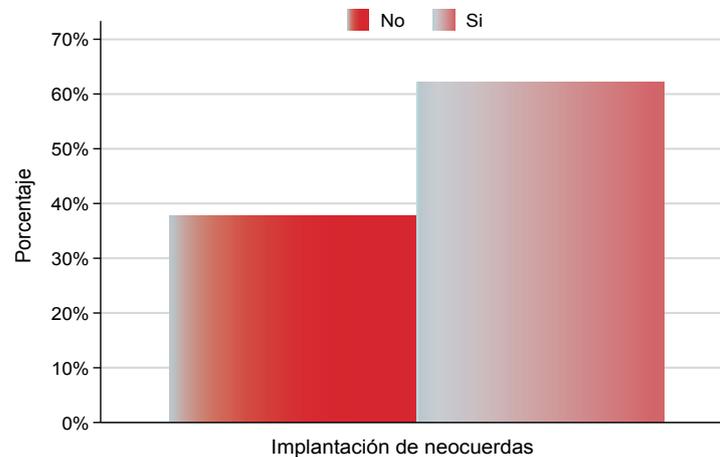


Fig. 119

Reparación exitosa

La reparación se consideró exitosa si no existía regurgitación mitral o esta era ligera. Solamente en 3 casos (3,3%) se requirió realizar un recambio valvular debido en el mismo tiempo quirúrgico debido a un fracaso en la reparación.

6.4. Datos postoperatorios

Estancia hospitalaria

La media de estancia en UCI fue de $3,67 \pm 5,27$ días; rango [2,0-36], mientras que la media hospitalaria total se estableció en $9,74 \pm 6,89$ días; rango [3,0-46]. En la figura se representa la estancia media hospitalaria en días, ajustada por intervalo de edad y sexo. Se puede observar una mayor estancia para las mujeres de edad avanzada (Fig. 120).

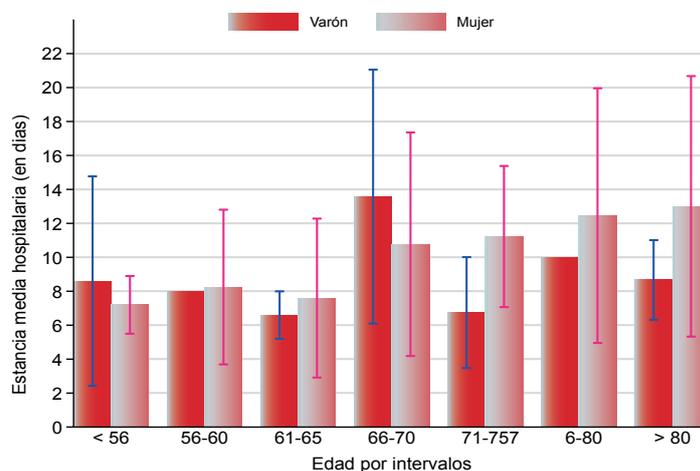
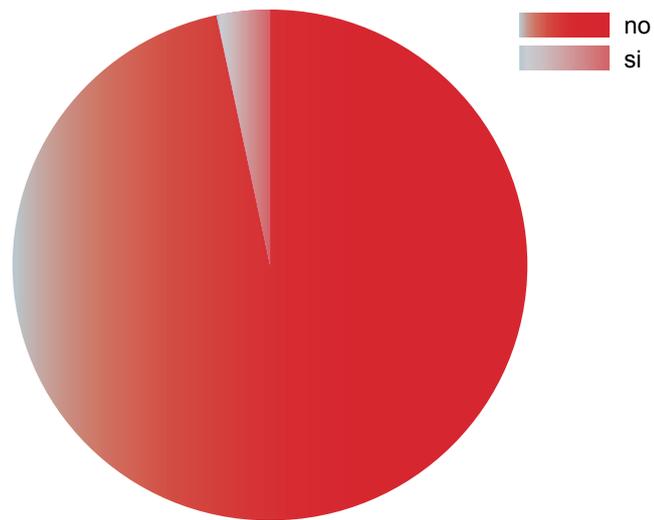


Fig. 120

VI. RESULTADOS

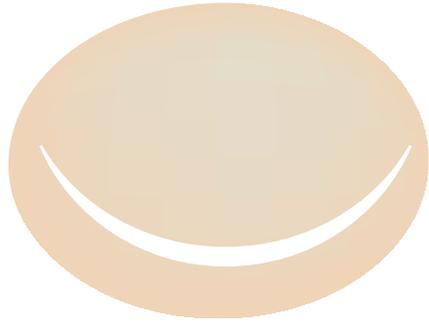
Mortalidad

La mortalidad cruda en este estudio fue muy baja, 3.3%, lo que representa que sólo tres pacientes de los 90 fallecieron a causa del procedimiento y/o de sus complicaciones (Fig. 121).



Mortalidad

Fig. 121



VII. DISCUSIÓN



7.1 Discusión

En la era de la cirugía moderna, la cirugía de reparación de la válvula mitral debe priorizarse sobre el recambio valvular, dado que, la reconstrucción de la válvula va a permitir preservar la continuidad del anillo, las cuerdas tendinosas y los músculos papilares lo cual aporta un beneficioso notable para el corazón. Además, el reparar la válvula, permite mantener un volumen telediastólico y telesistólico adecuados repercutiendo positivamente en la función ventricular. En múltiples estudios, ha quedado demostrado, que la reconstrucción de la válvula frente al reemplazo disminuye la morbi-mortalidad ya que se asocia con un menor número de eventos cardioembólicos, menor incidencia de complicaciones hemorrágicas, menor incidencia de hemólisis y menor riesgo de adquirir endocarditis.¹⁰⁷ Pese a que hasta hace unos pocos años, la reparación valvular se limitaba al prolapso simple, es importante remarcar, que hoy en día, la reparación de la válvula técnicamente es posible llevarla a cabo incluso en patología valvular compleja que involucre por ejemplo, prolapsos del velo anterior y prolapsos en ambos velos.⁵⁷

Es ya una realidad en nuestros días, que el estudio ecocardiográfico intraoperatorio es de vital importancia en cirugía cardíaca, no sólo para confirmar los hallazgos preoperatorios o para la detección de nuevas lesiones no reportadas con anterioridad, sino también para valorar el resultado quirúrgico obtenido y ayudar en la toma de decisiones. Eltzhig et al. llevaron a cabo una revisión en 12.566 pacientes para estudiar el impacto que la ecocardiografía transesofágica tenía sobre las decisiones quirúrgicas intraoperatorias, pues bien solamente con respecto a la cirugía valvular, la ecocardiografía intraoperatoria, modificó la actitud quirúrgica planificada en 242 de los 3.835 (6.3%).¹⁰⁸ En la Cleveland Clinic (Ohio, EEUU), uno de los centros de referencia de cirugía cardíaca en el mundo, el porcentaje de reparación exitosa de la válvula mitral, se incrementó de un 50-55% a un 85-90% después de que en dicha institución se implantase un programa pionero de colaboración ecocardiografía-cirugía. Aproximadamente en un 14% de los casos, los cirujanos modificaron su técnica quirúrgica en base a la información obtenida por el estudio ecocardiográfico intraoperatorio previo a la entrada en CEC.¹⁰⁹

Si bien, a día de hoy la Eco2D convencional sigue siendo el modo rutinario de imagen utilizado para el estudio intraoperatorio de las estructuras cardíacas, ha quedado demostrado que presenta ciertas limitaciones cuando la estructura a estudiar es la válvula mitral, en especial en el contexto de una insuficiencia mitral funcional o en presencia de afectaciones valvulares complejas. García Orta et al. ya informaron de las limitaciones que la Eco2D podía tener cuando se enfrentaba a patología valvular compleja. En su estudio, la Eco2D fue incapaz de diagnosticar con precisión la patología valvular en 22 segmentos de 470 analizados.¹¹⁰

VII. DISCUSIÓN

La realización de este trabajo se ha basado en las ventajas que la Eco3D aporta en la reparación de la válvula mitral. Ello se debe sobre todo a la peculiar estructura tridimensional que posee la válvula mitral. Su aparición en la práctica clínica diaria ha creado una gran expectativa por la espectacularidad de la reconstrucción tridimensional que es capaz de hacer de las estructuras cardíacas y en especial de la válvula mitral, pudiéndola observar desde diferentes ángulos con una calidad de imagen inmejorable y permitiendo realizar múltiples mediciones, además de poder realizar múltiples mediciones.¹¹¹ Ello es muy importante ya que nos va a permitir orientar la válvula y visualizarla en la misma vista que el cirujano tiene en quirófano (vista de cara; *del ingles en face view*) (Fig. 68, 69). Mahood et al. han descrito detalladamente como se puede adquirir esta vista de manera precisa con los diferentes modos que la Eco3D permite aplicar.¹¹²

Algunos autores como McCarthy consideran que la Eco3D si bien proporciona información útil para el cirujano que realiza la cirugía de reparación mitral, no es indispensable para llevar a cabo una reparación mitral, y que lo realmente importante es tener una buena exposición quirúrgica de la válvula.¹¹³ Evidentemente, sin una buena exposición de la válvula y sin un cirujano experto en reparación mitral, la Eco3D poco puede aportar. Sin embargo, como Tsang et al. afirman, la Eco3D permite una visualización dinámica de toda la estructura de la válvula mitral incluyendo su aparato subvalvular durante todo el ciclo cardíaco y no sólo en una sístole simulada como cuando el cirujano, en un corazón flácido, estático y vacío desarrolla el test salino insuflando líquido en el ventrículo izquierdo para valorar el éxito de su reparación.¹¹⁴ Esto es antifisiológico, y si bien puede dar una idea inmediata del fracaso de la reparación, no puede por si mismo predecir el éxito de la misma. La Eco3D no sólo es capaz de valorar con inmediatez el éxito o fracaso de la reparación, sino que además es capaz de detectar con precisión el mecanismo causal del fracaso.

Otra de las ventajas actuales que aporta la Eco3D, es que nos va a permitir obtener todas estas imágenes tridimensionales en tiempo real sin necesidad de realizar una reconstrucción “*off-line*”. Sin embargo, pese a todas estas ventajas que parece ofrecer la Eco3D, aún son limitadas las instituciones en España capaces de acceder a estos equipos, principalmente, debido a los costes iniciales elevados que conlleva adquirir estos equipos, y a la necesidad de disponer de personal cualificado capaz de llevar a cabo la adquisición y evaluación de las imágenes para poder realizar un análisis adecuado. Sin embargo, en otros países como el Reino Unido, Canada y EEUU, la presencia de la Eco3D en quirófanos donde se realizan reparaciones mitrales es mandatoria, y los cirujanos demandan que los anestesiistas estén formados y acreditados en ecocardiografía no sólo bidimensional sino también tridimensional.

Incidencia de la patología mitral

En la actualidad, la patología que con mayor frecuencia afecta a la válvula mitral en los países desarrollados es la enfermedad degenerativa, seguida de la insuficiencia mitral secundaria a la enfermedad coronaria. Los datos obtenidos en este trabajo mostraron que la patología más frecuente encontrada fue la degenerativa con una afectación del 52,22%, seguida de la funcional (16,67%) y la isquémica (11,11%). Debido a la alta prevalencia de enfermedad degenerativa en este estudio, el prolapso velar fue el hallazgo anatomopatológico más frecuentemente encontrado. Estos resultados coinciden con diversas series publicadas, entre ellas, la de Lung et al. en la que se estudió la etiología de la insuficiencia mitral, en 877 pacientes, un 61,3% de la insuficiencia se debió a la enfermedad degenerativa, y un 7.3% se debió a la enfermedad coronaria.¹¹⁵

Prolapso valvular mitral

En el estudio realizado, se encontraron prolapsos velares en 78 de las 90 válvulas inspeccionadas. El número de prolapsos simples fue de 61, el de prolapsos múltiples de 11, y el número de prolapsos afectando a ambos velos de 7. Pese a la buena fiabilidad y precisión diagnóstica de la Eco2D que fue capaz de identificar correctamente, en la mayoría de los casos, el segmento prolapsado predominante, la Eco3D se mostró superior sobre todo a la hora de la detección de prolapsos en casos complejos y en excluir la participación de segmentos adyacentes al prolapso. La semejanza visual que se obtiene mediante la eco3D con la inspección quirúrgica fue confirmada mediante el análisis estadístico con el índice de kappa Cohen. Cuando se evaluaron y compararon los segmentos velares prolapsados mediante la eco3D y la Eco2D con la inspección quirúrgica de la válvula realizada por el cirujano, se encontraron diferencias importantes a favor de la Eco3D para la detección de prolapsos (diferencia de proporciones = 11,1%), concordancia de la Eco3D con la inspección quirúrgica $K= 0.706$, concordancia con la eco2D, $K= 0.379$. Sin embargo, no fue posible demostrar la superioridad de la Eco3D para todos los segmentos velares. Las diferencias fueron significativas para los segmentos P1 y P2, que representaron hasta dos tercios del total de todos los segmentos prolapsados (66,66%), y para los segmentos A2 y A3, con una representación bastante menor, 14,44% para el segmento A2, y 4,44% para el segmento A3.

Estos resultados, son consistentes con la literatura actual. Algunos autores como Macnab et al. evaluaron preoperatoriamente en 75 pacientes la patología de la válvula mitral en la insuficiencia mitral utilizando la Eco3D y la Eco2D. La Eco3D fue superior en la descripción de todas las diferentes formas de patología de la válvula, excepto en el prolapso "simple" y aislado del segmento medio, tanto anterior (A2) como posterior (P2).¹¹⁶ La diferenciación entre el prolapso de la comisura

VII. DISCUSIÓN

posteriomedial y el prolapso de P1, o entre el prolapso del segmento P1 frente a P2 o en presencia de una participación combinada, es dificultosa mediante el estudio ecocardiográfico, sobre todo cuando se utiliza solamente la Eco2D, ya que ligeras variaciones anatómicas entre los pacientes, o pequeños movimientos de la sonda transesofágica, pueden causar alteraciones en los cortes obtenidos mediante la Eco2D. El diagnóstico en estos casos es más preciso utilizando la Eco3D ya que permite obtener una visualización tridimensional de toda la válvula al mismo tiempo y a tiempo real, permitiendo así una orientación espacial perfecta para visualizar con claridad todos los segmentos valvulares.¹¹⁷ Hien et al. también encontraron resultados similares a los de este estudio. En su caso, su tamaño muestral fue más pequeño, 62 pacientes, y encontraron 33 prolapsos simples, 12 múltiples y 7 afectando a ambos velos. La Eco3D tuvo una mayor precisión diagnóstica para la detección de prolapso valvular con una diferencia de proporciones = 33.9%, $p < 0.001$.¹¹⁸ Ahmed S. et al. compararon la precisión diagnóstica de la Eco3D con los hallazgos quirúrgicos, y aunque la Eco3D fue capaz de diagnosticar correctamente 34 de 36 prolapsos (94%), sin embargo, en 6 de estos pacientes la Eco3D reveló un mayor número de segmentos afectados de los que el cirujano fue capaz de encontrar durante la inspección quirúrgica de la válvula.¹¹⁹

Cuerdas tendinosas

Es bien conocido que las cuerdas de la valva anterior mitral son grandes y gruesas, mientras que las cuerdas de la valva mitral del velo posterior son más cortas y delgadas.¹²⁰ Por lo tanto, la valva mitral posterior es más vulnerable al estrés y más propensa a la rotura, lo cual coincide con los resultados obtenidos en este estudio, donde en 60 casos se observaron rupturas cordales afectando al velo posterior frente a sólo 8 casos en los que se vieron afectadas las cuerdas insertadas en el velo anterior.

Es bien sabido, que una rotura de cuerdas puede derivar en una alteración en la geometría de la aurícula izquierda. Grenadier et al. encontraron que la dimensión auricular media en un prolapso de la válvula mitral con cuerdas rotas fue de $4,6 \pm 1,1$ (3.1- 8) cm frente a $3,1 \pm 0,8$ (2,7 a 4,4) cm en el prolapso de la válvula mitral sin que se afectasen las cuerdas.¹²¹ Es importante por tanto detectar con precisión la presencia de un *flail* mitral, ya que su presencia esta asociada con un riesgo significativo de desarrollar insuficiencia cardíaca, disfunción ventricular izquierda, fibrilación auricular, hipertensión pulmonar¹²², e insuficiencia tricuspídea.¹²³ Aunque la Eco2D, se ha mostrado eficaz y capaz de detectar la rotura de cuerdas, la localización precisa sigue siendo un reto debido a que estas estructuras finas aparecen visibles sólo parcialmente en la imagen bidimensional, y a menudo no es posible visualizar su inserción en el velo afectado siendo difícil observar si la rotura es una lesión aislada o está asociada con una elongación de las cuerdas. En

el estudio realizado, tanto la Eco2D como la Eco3D fueron capaces de detectar la presencia de roturas cordales con precisión diagnóstica, sin embargo, la precisión de la Eco3D para la detección de *flail* fue mucho más alta que la Eco2D, encontrándose una diferencia de proporciones = 23,33 %. También fue muy superior la concordancia hallada entre la Eco3D y la inspección quirúrgica de la válvula realizada por el cirujano ($K = 0.888$, para la eco3D, versus $K = 0.448$, para la Eco2D).

Asimismo, en el estudio realizado por segmentos, se obtuvieron resultados similares a los del prolapso, encontrándose significancia estadística para los mismos segmentos velares posteriores, P1 y P2, y para el segmento A2 del velo anterior. La alta incidencia encontrada de lesiones del segmento P2 (44,4%) es consistente con la literatura publicada. Fischer et al.¹²⁴ y Flachskampf et al.¹²⁵, ya informaron de las ventajas que la Eco3D aporta para la detección de *flail* y otras afecciones de las cuerdas tendinosas. Hien et al.¹¹⁸, realizaron un estudio observacional prospectivo en 62 pacientes también en reparación mitral y compararon la Eco2D con la 3D, sus resultados mostraron una superioridad de la Eco3D en la precisión para la detección de *flail* valvulares. Huang et al.¹²⁶ demostraron que la Eco3D no sólo era capaz de predecir con exactitud la longitud de las cuerdas requeridas para la reparación en condiciones fisiológicas de latido, sino que además acortaba los tiempos de CEC y clampaje mejorando los resultados de la reparación.

Es importante remarcar, que la reconstrucción tridimensional de la válvula es particularmente útil en válvulas complejas en las que se observa abundante tejido redundante, y en donde la orientación precisa de la válvula es muy valiosa para identificar con precisión la anomalía subyacente. La visualización de la rotura de múltiples cuerdas en la “vista ojo de pájaro” proporciona una ventaja de la Eco3D con respecto a la Eco2D para la descripción exacta de la patología compleja de la válvula mitral.

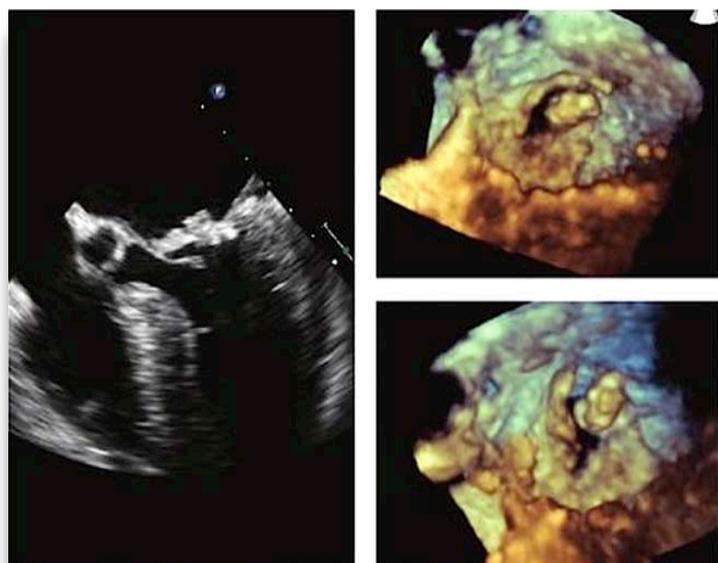


Fig 122 Vista de ojo de pájaro

VII. DISCUSIÓN

Además del beneficio de la Eco3D en la detección de anomalías cordales, la Eco3D, permite realizar mediciones de las cuerdas con una exactitud incluso superior a la realizada por el cirujano, el cual por lo general realiza la medición de las cuerdas tendinosas utilizando una pinza especial (*del inglés Custom made caliper*), desde la punta del músculo papilar al anillo correspondiente en un corazón parado. La geometría del ventrículo izquierdo en el corazón parado es similar a la que el corazón tiene en diástole, sin embargo, la distancia entre la punta del músculo papilar y el nivel del plano anular es variable en sístole. Aunque en este estudio no se han incluido las mediciones de las cuerdas tendinosas debido un alto número de missing o valores perdidos, en los casos en que se realizó, la medición se acercó a la realizada por el cirujano para la elección del tamaño de las neocuerdas. Weber et al. informaron de que la longitud de neocuerdas medida en sístole era diferente de la medición en diástole.¹²⁷ Una medición precisa y exacta mediante la Eco3D, permite en casos seleccionados, la implantación de neocuerdas evitando la regurgitación valvular sin necesidad de realizar resección del velo, lo que permite preservar el área efectiva de coaptación

En comparación con la Eco2D, la Eco3D no sólo mejora la evaluación morfológica de la válvula mitral, sino que además permite realizar una evaluación cuantitativa del anillo mitral, del segmento o segmentos prolapsados y cuantificar la longitud de las cuerdas tendinosas.¹²⁸ La Eco3D puede localizar fácilmente las cabezas de los músculos papilares, permitiendo añadir un valor extra cuando se realizan técnicas de reparación que involucran al aparato subvalvular.¹²⁹

Cleft

No hay consenso en definir anatómicamente los cleft y su importancia clínica es incierta. Sin embargo, se sabe que su presencia puede ser causa de regurgitación y requerir intervención quirúrgica para su reparación. Además de la dificultad de visualizarlos con la ecocardiografía, es difícilísimo diferenciarlos de las indentaciones fisiológicas intersegmentarias. En el estudio realizado, la incidencia de cleft verdaderos fue baja, sólo en 6 casos el cirujano fue capaz de encontrar la presencia de cleft en la válvula. La Eco3D volvió a demostrar superioridad diagnóstica frente a la Eco2D siendo más precisa en la detección de cleft (diferencia de proporciones = 8,8 %). Sin embargo, se detectaron un alto número de falsos positivos con la eco3D. Dos razones podrían explicar el porqué este alto número de falsos positivos; por un lado, la sobreestimación de la indentaciones presentes entre los diferentes segmentos valvulares cuando se reduce la ganancia (*gain*), y por otro lado, el tejido velar excepcionalmente frágil que a veces se presenta como un defecto tisular en la Eco3D, y que conduce a menudo a un diagnóstico de falso positivo. Asimismo, si se utilizan velocidad de fotogramas (*frame rate*) bajos para la obtención de imágenes, la presencia de artefactos puede hacernos confundir en

la determinación de las verdaderas hendiduras. La concordancia de la Eco3D y la inspección quirúrgica encontrada en este estudio fue moderada $K=0,421$, aunque superior a la encontrada con la Eco2D $K=0,084$.

Es difícil encontrar en la literatura médica estudios ecocardiográficos que comparen la Eco3D y la Eco2D para la detección de hendiduras o cleft. La mayoría son casos clínicos, o tamaños muestrales muy pequeños, pero es difícil encontrar estudios con tamaños muestrales significativos. La Eco2D tiene una capacidad limitada para detectar al presencia de hendiduras y cleft. Sin embargo, la Eco3D, debido a su mayor resolución de imagen es capaz no solo de detectar la presencia de cleft sino también la posición, el tamaño y la morfología.^{130,131} La Eco3D ha diagnosticado con precisión la presencia de cleft en varios casos clínicos, Hien et al, que compararon la Eco3D con la Eco2D para la detección de prolapsos valvulares y rotura de cuerdas, también estudiaron la detección de cleft mediante la Eco3D, aunque no lo hicieron con la Eco2D.¹¹⁸ Llama la atención la cantidad de cleft detectados en su estudio (22/62, 35.48%) en relación con los obtenidos en este trabajo (6, 0,06%). Hubiese sido interesante ver la aportación de la Eco2D en un número tan elevado de cleft en relación al tamaño muestral que tenía su estudio.

En resumen, la eco3D, es un instrumento muy valioso para utilizar en quirófano y aporta ventajas con respecto a la Eco2D como se ha discutido anteriormente. Es superior en la detección del prolapso mitral porque es capaz de mostrar la geometría espacial y la localización precisa de la patología, detecta la asimetría velar de los diferentes segmentos de ambos velos, permite la detección de fisuras interfestones, permite detectar la presencia de cleft y permite una visualización detallada del tracto de salida del ventrículo izquierdo pudiendo alertar de la posibilidad de aparición de SAM tras la reparación valvular.

Limitaciones ecocardiográficas

La Eco2D es el método estándar intraoperatorio para evaluar en detalle a la válvula mitral y proporciona información valiosa con datos precisos. Sin embargo, la orientación espacial es a menudo dificultosa ya que sólo es capaz de proporcionar dos planos, de ahí que la interpretación de las imágenes 2D siga siendo un reto y requiera de un alto nivel de especialización. La información relativa a la posición de la sonda en el momento de la adquisición de la imagen y el impacto de los ajustes manuales en las imágenes es esencial para una interpretación correcta, por lo que es un modo altamente dependiente del operador. Ahmed et al. sugirieron que las limitaciones de la Eco2D convencional están en su incapacidad para mostrar toda la superficie de los velos valvulares.¹³² Además, hay que considerar las diferencias anatómicas de los pacientes. La sensibilidad de la Eco2D para la detección de prolapso valvulares es variada en diferentes estudios, oscilando entre un 50% y un

VII. DISCUSIÓN

96%. La precisión de la Eco2D en este estudio es consistente con este porcentaje y refleja los retos mencionados anteriormente.

Aunque la resolución espacial de la tecnología ha avanzado notablemente en la Eco3D, la resolución temporal sigue siendo limitada. La obtención de imágenes utilizando el modo zoom 3D ofrece aproximadamente el 25% de la velocidad de *frame rate* (velocidad de fotogramas) que se obtiene con las imágenes en 2D, ello puede derivar en una incapacidad para diagnosticar patologías de los segmentos velares asociados con el movimiento, como ocurre con las cuerdas rotas o con la presencia de hendiduras en los velos. Aunque la modalidad en tiempo real, no requiere reconstrucción, está limitada por el pequeño volumen de adquisición.

Otras de las desventajas, en los estudios transesofágicos, son la frecuente aparición de artefactos de ensamblado (*stitching*). Por el contrario, las adquisiciones en modo real (zoom 3D) de la válvula mitral no presenta estos problemas; pueden hacerse en ausencia de apnea y no requieren el gatillado o *trigger* del electrocardiograma, aunque la pirámide de datos obtenida tiene menos cuadros por segundo, entre 5 y 10. Sin embargo, dado que permite la visualización “en vivo” de las estructuras estudiadas, el modo zoom 3D es la modalidad más comúnmente utilizada en la práctica diaria para el estudio de la válvula mitral en el quirófano.

Limitaciones del estudio

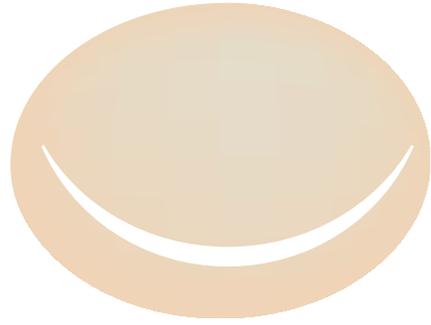
En este estudio no se ha estudiado la variabilidad intra ni interobservador. Las imágenes obtenidas no se analizaron a posteriori ni fueron analizadas por varios observadores, sin embargo, ya hay estudios referentes al respecto.^{111,116, 118}

Tampoco se estudiaron las lesiones comisurales, debido a la baja incidencia detectada en esta muestra por lo que los resultados no iban a ser ni significativos ni concluyentes y se decidió no incluir en este estudio. Pero estudios previos en el que se han estudiado las comisuras, como el realizado por Macnab et al. o Aubert S et al. han mostrado la superioridad de la Eco3D para la detección de lesiones en ambas comisuras.^{116,133}

Aunque sí que se realizó ocasionalmente las mediciones de las longitudes de las cuerdas, no se han incluido en este estudio dado que no se realizaron en todos los casos. No obstante, algunos autores ya han demostrado la fiabilidad de la Eco3D para medir con precisión y exactitud la longitud de las cuerdas tendinosas.¹²⁶

No se ha hecho ningún intento de cuantificar formalmente la regurgitación mitral ni por la Eco2D ni por la Eco3D antes de la entrada en CEC, ya que el grado

de insuficiencia mitral había sido cuantificado preoperatoriamente como moderado o severo, aunque sí se confirmó visualmente o por métodos estándar la severidad de la insuficiencia. A la salida de CEC, se utilizó el doppler color tanto en 2D como el color 3D para valorar el resultado de la reparación mitral para determinar el éxito o fracaso de la reparación.

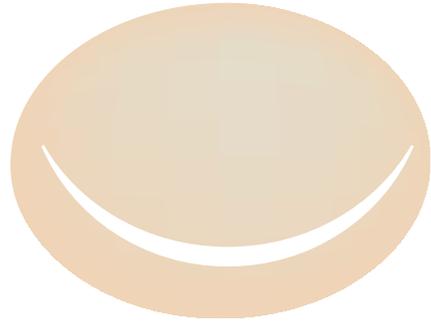


VIII. CONCLUSIONES



8.1 Conclusiones

1. La ecocardiografía transesofágica tridimensional (Eco3D) nos permite diagnosticar con mayor precisión que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) las alteraciones morfo-funcionales de la válvula mitral, siendo de gran utilidad en la cirugía de reparación valvular.
2. La ecocardiografía tridimensional (Eco3D) intraoperatoria es más precisa que la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) para la detección de prolapso valvular, ruptura cordal, e incluso en la detección de hendiduras o cleft en los velos mitrales.
3. Si bien la ecocardiografía transesofágica bidimensional es adecuada para detectar patología simple de la válvula mitral, en patología más compleja, la ecocardiografía tridimensional (Eco3D) añade información que no es posible obtener con la ecocardiografía bidimensional (Eco2D) ya que permite visualizar la válvula en tres dimensiones desde cualquier ángulo y perspectiva.
4. La concordancia de los hallazgos quirúrgicos con la ecocardiografía tridimensional (Eco3D) para la detección del prolapso valvular, rotura de cuerdas y cleft fue superior a la obtenida con la ecocardiografía bidimensional (Eco2D).



IX. BIBLIOGRAFÍA



9.1 Referencias bibliográficas

1. Williams DH. Stab wound of the heart, pericardium—Suture of the pericardium—Recovery—Patient alive three years afterward. *Med Rec* 1897; 1.
2. Rehn L. On penetrating cardiac injuries and cardiac suturing. *Arch Klin Chir* 1897; 55:315.
3. Hill LL. A report of a case of successful suturing of the heart, and table of thirty seven other cases of suturing by different operators with various terminations, and the conclusions drawn. *Med Rec* 1902; 2:846.
4. Trendelenburg F. Operative management of pulmonary emboli. *Verh Dtsch Ges Chir* 1908; 89.
5. Trendelenburg F. Zur operation der embolie der lungenarterie. *Dtsch Med Wochenschr* 1908; 34:1172.
6. Kirschner M. Ein durch die Trendelenburgische operation geheiter fall von embolie der art. pulmonalis. *Arch Klin Chir* 1924; 133:312.
7. Brunton L. Preliminary note on the possibility of treating mitral valve stenosis by surgical methods. *Lancet* 1902;1: 352
8. Cutler EC, Levine SA. Cardiomy and valvulotomy for mitral stenosis. *Boston Med Surg J* 1923; 188:1023.
9. Souttar HS. Surgical treatment of mitral stenosis. *BMJ* 1925; 2:603.
10. Bailey CP, O'Neill THE, Glover RP, Jamison WL, Ramirez HPR. Surgical repair of mitral insufficiency (preliminary report). *Dis Chest*. 1951;19:125-137.
11. Gibbon JH. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. *Arch Surg*. 1937; 34:1105.
12. Lillehei CW, Gott VL, DeWall RA, Varco RL. The surgical treatment of stenotic and regurgitant lesions of the mitral and aortic valves by direct utilization of a pump oxygenator. *J Thorac Surg*. 1958; 35:154.
13. Kirklin JW, DuShane JW, Patrick RT, Donald DE, Hetzel PS, Harshbarger H, et al. Intracardiac surgery with the aid of a mechanical pump-oxygenator system (Gibbon type). Report of eight cases. *Mayo Clin Proc* 1955; 30:201.
14. Bigelow WG, Callaghan JC, Hopps JA. General hypothermia for experimental intracardiac surgery. *Am Surg*. 1950; 132:531.
15. Lewis FJ, Taufic M. Closure of atrial septal defects with the aid of hypothermia. Experimental accomplishments and the report of one successful case. *Surgery* 1953; 33:52.
16. Swan H, Zeavin I, Blount SG Jr, Virtue RW. Surgery by direct vision in the open heart during hypothermia. *JAMA*. 1953; 153:1081.
17. Gay WA Jr, Ebert PA. Functional, metabolic, and morphologic effects of potassium-induced cardioplegia. *Surgery*. 1973; 74:284.
18. Tyers GFO, Todd GJ, Niebauer IM, Manley NJ, Waldhausen JA. The mechanism of myocardial damage following potassium-induced (Melrose) cardioplegia. *Surgery* 1978; 78:45.

IX. BIBLIOGRAFÍA

19. Braunwald N, Cooper T, Morrow A. Complete replacement of the mitral valve. *J Thorac Surg.* 1960; 40:1.
20. Starr A, Edwards M. Mitral replacement: clinical experience with a ball valve prosthesis. *Ann Thorac Surg.* 1961; 154:726.
21. Bjork VO, Lindblom D. The Monostrut Bjork-Shiley heart valve. *J Am Coll Cardiol.* 1985; 6:1142.
22. Carpentier A. *Principles of Tissue Valve Transplantation.* London, Butterworths, 1971; p 49.
23. Carpentier A. From valvular xenograft to valvular bioprosthesis: 1965–1970. *Ann Thorac Surg.* 1989; 48:S73.
24. Carpentier A, Deloche A, Dauptain J, Soyer R, Blondeau P, Piwnica A, et al. A new reconstructive operation for correction of mitral and tricuspid insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1971; 61:1.
25. Duran CG, Ubago JLM. Clinical and hemodynamic performance of a totally flexible prosthetic ring for atrioventricular valve reconstruction. *Ann Thorac Surg.* 1976; 22:458.
26. Vanermen H, Wellens F, De Geest R, Degrieck I, Van Praet F. Video-assisted Port-Access mitral valve surgery: from debut to routine surgery. Will Trocar-Port-Access cardiac surgery ultimately lead to robotic cardiac surgery? *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 1999; 11:223.
27. Carpentier A, Loulmet D, Aupecle B, Berrebi A, Relland J. Computer assisted cardiac surgery. *Lancet.* 1999; 352:37.
28. Mehmanesh H, Henze R, Lange R. Totally endoscopic mitral valve repair. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2002; 123:96.
29. Schofer J, Siminiak T, Haude M. Percutaneous mitral annuloplasty for functional mitral regurgitation: results of the CARILLON Mitral Annuloplasty Device European Union Study. *Circulation.* 120 2009:326-333.
30. Vesalius A. *De humanis corporis fabrica libri septem* [Portada: Andreae Vesalii Bruxellensis, scholae medicorum Patauinae professoris De humani corporis fabrica libri septem]. Basilea: Ex officina Joannis Oporini, 1543.
31. McAlpine WA. *Heart and coronary arteries. An anatomical atlas for clinical diagnoses, radiological investigation and surgical treatment.* New York: Springer-Verlag, 1975: 39-56.
32. Titus LL. Anatomy and pathology of the mitral valve. In Ellis FH Jr (eds): *Surgery for acquired mitral valve disease,* Philadelphia, Saunders, 1967.
33. Timek TA, Miller DC. Experimental and clinical assessment of mitral annular area and dynamics: what are we actually measuring?. *Ann Thorac Surg.* 2001; 72(3):966-974.
34. Ormiston JA, Shah PM, Tei C, Wong MA. Size and motion of the mitral valve annulus in man. I. A two-dimensional echocardiographic method and findings in normal subjects. *Circulation.* 1981; 64:113-120.
35. Levine RA, Handschumacher MD, Sanfilippo AJ, Hagege AA, Harrigan P, Mar-

- shall JE, et al. Three-dimensional echocardiographic reconstruction of the mitral valve, with implications for the diagnosis of mitral valve prolapse. *Circulation* 1989; 80(3):589-598.
36. Ranganathan N, Lam JHC, Wigle ED, Silver MD. Morphology of the human mitral valve. II. The valve leaflets. *Circulation* 1970; 41(3):459-467.
37. Carpentier A. Cardiac valve surgery – the “French correction” *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1983; 86 pp. 323–337
38. Kumar N, Kumar M, Duran CMG. A revised terminology for recording surgical findings of the mitral valve *J Heart Valve Dis.* 1995; 4, pp. 70–75
39. Shah PM. Current concepts in mitral valve prolapse--diagnosis and management. *J Cardiol.* 2010 Sep;56(2):125-33. doi: 10.1016/j.jjcc.2010.06.004. Epub 2010 Aug 10.
40. Zimmerman J, Bailey CP. The surgical significance of the fibrous skeleton of the heart. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1962;44:701–712.
41. Perloff JK, Roberts WC. The mitral apparatus: functional anatomy of mitral regurgitation. *Circulation.* 1972;46:227–239.
42. Testut L, Latarjet A. *Tratado de Anatomía Humana.* Tomo I. 1976. p. 34-36.
43. Lam JHC, Ranganathan N, Wigle ED, Silver MD. Morphology of the human mitral valve. I. Chordae tendinae: a new classification. *Circulation.* 1970;41:449-458.
44. Carpentier A. Unpublished anatomical studies 2006.
45. Estes EH Jr, Dalton FM, Entman ML, Dixon HB, Hackel DB. The anatomy and blood supply of the papillary muscles of the left ventricle, *Am Heart J.* 1966; 71(3):356-362.
46. Ho SY. Anatomy of the mitral valve. *Heart* 2002;88 Suppl:iv5–10.
47. Shinbane JS, Lesh MD, Stevenson WG, Klitzner TS, Natterson PD, Wiener I, et al. Anatomic and electrophysiologic relation between the coronary sinus and mitral annulus: implication for ablation of left-sides accessory pathways. *Am Heart J.* 1998; 136: 93–98.
48. Sarris GE, Miller DC. Valvular–ventricular interaction: the importance of the mitral chordae tendineae in terms of global left ventricular systolic function. *J Card Surg.* 1988;3:215–234.
49. Horstkotte D, Schulte HD, Niehues R, Klein RM, Piper C, Strauer BE. Diagnostic and therapeutic considerations in acute, severe mitral regurgitation: experience in 42 consecutive patients entering the intensive care unit with pulmonary edema. *J Heart Valve Dis.* 1993; 2:512-22.
50. Angelini A, Ho SY, Anderson RH, Becker AE, Davies MJ. Disjunction of the mitral annulus in floppy mitral valve. *N Engl J Med.* 1988; 318:188-9.
51. Hueb AC, Jatene FB, Moreira LF, Pomerantzeff PM, Kallas E, De Oliveira SA. Ventricular remodeling and mitral valve modifications in dilated cardiomyopathy: new insights from anatomic study. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2002; 124:1216-24.
52. Carpentier A. Cardiac valve surgery—the “French correction”, *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1983; 86(3):323-337.

IX. BIBLIOGRAFÍA

53. Shah PM, Raney AA. Impact of 3D echocardiography on mitral valve surgery, Aswan Heart Centre Science & Practice Series 2011:6.
54. Pomerance A. Ballooning deformity (mucoid degeneration) of atrioventricular valves. *Br Heart J*. 1969;31:343–351.
55. Rostagno C, Droandi G, Rossi A, Bevilacqua S, Romagnoli S, Montesi GF, et al. *Ital J Anat Embryol*. 2014;119(1):20-8.
56. Anyanwu AC, Adams DH. Etiologic classification of degenerative mitral valve disease: Barlow's disease and fibroelastic deficiency. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2007 Summer;19(2):90-6. Review.
57. Castillo JG, Anyanwu AC, El-Eshmawi A, Adams DH, et al. All anterior and bileaflet mitral valve prolapses are repairable in the modern era of reconstructive surgery. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2014; Jan;45(1):139-45.
58. Barlow JB, Pocock WA. Billowing, floppy, prolapsed or flail mitral valves?. *Am J Cardiol*. 1985; 55:501-2.
59. Barber JE, Ratliff NB, Cosgrove DM, Griffin BP, Vesely I. Myxomatous mitral valve chordae. I: Mechanical properties. *J Heart Valve Dis*. 2001; 10:320-4.
60. Arslan-Kirchner M, Arbustini E, Boileau C, Anne C, Gwenaelle CB, Anne DP. Clinical utility gene card for: Marfan syndrome type 1 and related phenotypes [FBN1]. *Eur J Hum Genet*. 2010 Sep;18(9)
61. Chou HT, Shi YR, Hsu Y, Tsai FJ. Association between fibrillin-1 gene exon 15 and 27 polymorphisms and risk of mitral valve prolapse. *J Heart Valve Dis*. 2003; 12:475-81.
62. Carpentier A, Lacour-Gayet F, Camilleri J. Fibroelastic dysplasia of the mitral valve: an anatomical and clinical entity. *Circulation*. 1982; 3:307.
63. Morrow AG, Cohen LS, Roberts WC, Braunwald NS, Braunwald E. Severe mitral regurgitation following acute myocardial infarction and ruptured papillary muscle. Hemodynamic findings and results of operative treatment in four patients. *Circulation* 1968; 37(4) Suppl II:124–132.
64. Lawrence HC. *Cardiac Surgery In The Adult*, Third ed.
65. Hueb AC, Jatene FB, Moreira LF, Pomerantzeff PM, Kallas E, De Oliveira SA. Ventricular remodeling and mitral valve modifications in dilated cardiomyopathy: new insights from anatomic study. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2002; 124:1216-24.
66. McCully RB, Enriquez-Sarano M, Tajik AJ, Seward JB. Overestimation of severity of ischemic/functional mitral regurgitation by color Doppler jet area. *Am J Cardiol*. 1994; 74:790-3.
67. Mihaljevic T, Lam BK, Rajeswaran J, Takagaki M, Lauer MS, Gillinov AM, et al. Impact of mitral valve annuloplasty combined with revascularization in patients with functional ischemic mitral regurgitation. *J Am Coll Cardiol*. 2007; 49:2191-201.
68. Watanabe N, Ogasawara Y, Yamaura Y, Yamamoto K, Wada N, Kawamoto T, et al. Geometric differences of the mitral valve tenting between anterior and inferior myocardial infarction with significant ischemic mitral regurgitation: quantitation by novel software system with transthoracic real-time three-dimensional echocardiography.

- graphy. *J Am Soc Echocardiogr.* 2006; 19:71-5.
69. Magne J, Girerd N, Senechal M, Mathieu P, Dagenais F, Dumesnil JG, et al. Mitral repair versus replacement for ischemic mitral regurgitation: comparison of short-term and long-term survival. *Circulation.* 2009; 120(Suppl 11):S104-11.
70. Levine R, Hung J, Otsuji Y, Messas E, Liel-Cohen N, Nathan N, et al. Mechanistic insights into functional mitral regurgitation. *Current cardiology reports.* 2002, 4(2):125-129.
71. Barth CW III, Dibdin JD, Roberts WC. Mitral valve cleft without cardiac septal defect causing severe mitral regurgitation but allowing long survival. *Am J Cardiol* 1985; 55:1129–1231.
72. Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F, Antunes MJ, Barón-Esquivias G, Baumgartner H, et al. The Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery. Guidelines on the management of valvular heart disease 2012.
73. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP III, Guyton RA et al. 2014 AHA/ACC guideline for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol.* 2014 Jun 10;63(22):e57-185. doi: 10.1016/j.jacc.2014.02.536.
74. Magne J, Girerd N, Senechal M, Mathieu P, Dagenais F, Dumesnil JG, et al. Mitral repair versus replacement for ischemic mitral regurgitation: comparison of short-term and long-term survival. *Circulation.* 2009; 120(Suppl 11):S104-11.
75. Glower DD, Tuttle RH, Shaw LK, Orozco RE, Rankin JS. Patient survival characteristics after routine mitral valve repair for ischemic mitral regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005; 129:860-8.
76. Gaudino M, Alessandrini F, Glieca F, Martinelli L, Santarelli P, Bruno P, et al. Conventional left atrial versus superior septal approach for mitral valve replacement. *Ann Thorac Surg.* 1997; 63:1123–1127.
77. Dubost C, Guilmet D, De Parades B, Pereferrri G. New technic of opening of the left auricle in open-heart surgery: the transseptal bi-auricular approach. *Presse Med* 1966; 74:1607–1608.
78. Zacek P, Harrer J, Dominik J, Vojacek J. Modified hockey- stick approach to the mitral valve. *J Card Surg.* 2010; 25:26–27
79. Meyer BW, Verska JJ, Lindesmith GG, Jones JC. Open repair of mitral valve lesions: the superior approach. *Ann Thorac Surg.* 1965; 92:453–457
80. Légaré JF, Buth KJ, Arora RC, Murphy DA, Sullivan JA, Hirsch GM. The dome of the left atrium: an alternative approach for mitral valve repair. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003;23:272-6.
81. Gómez-Durán C. Mitral valve repair today. *Rev Esp Cardiol.* 2004;57 Suppl 1:39-46.
82. Ishikawa S, Kawasaki A, Neya K, Suzuki H, Ueda K. Papillary muscle sandwich plasty for ischemic mitral regurgitation: a new simple technique. *J Thorac Cardio-*

IX. BIBLIOGRAFÍA

vasc Surg. 2008; 135:1384–1386.

83. Suri RM, Grewal J, Mankad S, Enriquez-Sarano M, Miller FA, Schaff. Is the anterior inter-trigonal distance increased in patients with mitral regurgitation due to leaflet prolapse? *Ann Thorac Surg.* 2009; 88:1202–1208.

84. McCarthy PM, McGee EC, Rigolin VH, Zhao Q, Subacius H, Huskin AL, et al. Initial clinical experience with Myxo-ETlogix mitral valve repair ring. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2008; 136:73–81.

85. Kay EB, Nogueira C, Head L. Surgical treatment of mitral insufficiency. *J Thorac Surg.* 1958; 36:677–690.

86. Wooler GH, Nixon PG, Grimshaw VA, Watson DA. Experiences with the repair of the mitral valve in mitral incompetence. *Thorax.* 1962; 17:49–57.

87. Gillinov AM, Cosgrove DM III. Modified quadrangular resection for mitral valve repair. *Ann Thorac Surg.* 2001; 72:2153–2154.

88. Gillinov AM, Cosgrove DM III. Modified sliding leaflet technique for repair of the mitral valve. *Ann Thorac Surg.* 1999; 68:2356–2357.

89. Calafiore AM, Mauro M, Actis-Dato G, Lacò AL, Centofani P, Forsennati P, et al. Longitudinal plication of the posterior leaflet in myxomatous disease of the mitral valve. *Ann Thorac Surg.* 2006; 81:1909–1910.

90. Perier P. A new paradigm for the repair of posterior leaflet prolapse: respect rather than resect. *Operative Techniques in Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 2005;10:180-93.

91. Tabata M, Ghanta RK, Shekar PS, Cohl LH. Early and mid-term outcomes of folding valvuloplasty without leaflet resection for myxomatous mitral valve disease. *Ann Thorac Surg.* 2008; 86:1388–1390.

92. Fundaro P, Mattia DG, Salati M, Santoli C. Free edge suture plication and remodeling: a technique for anterior mitral leaflet prolapse repair. *Ann Thorac Surg.* 1997; 63:1186–1188.

93. Fundaro P, Moneta A, Villa E, Pocar M, Triggiani M, Donatelli F, et al. Chordal plication and free edge remodeling for mitral anterior leaflet prolapse repair: 8-year follow-up. *Ann Thorac Surg.* 2001; 72:1515–1519.

94. Fattouch K, Bianco G, Sbraga F, Sampognaro R, Ruvolo G. Simple, safe and easy technique to ensure the correct length of artificial chordae in mitral valve repair. *Ann Thorac Surg.* 2007; 83:1902–1903.

95. Kasegawa H, Shimokawa T, Shibasaki I, Hayashi H., Koyanagi T, Ida T. Mitral valve repair for anterior leaflet prolapse with expanded polytetrafluoroethylene sutures. *Ann Thorac Surg.* 2006; 81:1625–1631.

96. Acar C, Ibarra JS, Lansac E. Anterior leaflet augmentation with autologous pericardium for mitral repair in rheumatic valve insufficiency. *J Heart Valve Dis.* 2004; 13:741–746.

97. Aubert S, Flecher E, Rubin S, Acar C, Gandjbakhch I. Anterior mitral leaflet augmentation with autologous pericardium. *Ann Thorac Surg.* 2007;83:1560–1561.

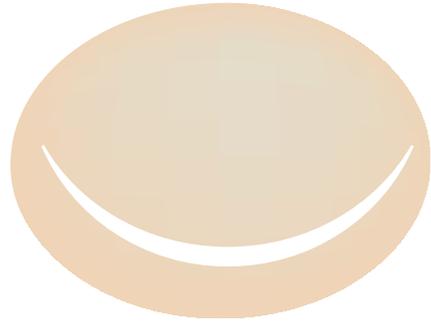
98. Alfieri O, De Bonis M, Lapenna E, Regesta T, Maisano F, Torracca L, et al.

- “Edge-to-edge” repair for anterior mitral leaflet prolapse. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2004; 16:182–187
99. Maisano F, Torracca L, Oppizzi M, Stefano PL, d’Addario G, La Canna G, et al. The edge-to-edge technique: a simplified method to correct mitral insufficiency. *Eur J Cardiothorac Surg.* 1998; 13:240–246.
100. Van Herwerden LA, Taams MA, Bos E. Repair of commissural prolapse by extended leaflet sliding. *Ann Thorac Surg.* 1994;57:387–390.
101. Lee KS, Stewart WJ, Lever HM, Underwood PL, Cosgrove DM. Mechanism of outflow tract obstruction causing failed mitral valve repair. *Circulation* 1993;88:24-9.
102. Maslow AD, Regan MM, Haering JM, Johnson RG, Levine RA. Echocardiographic predictors of left ventricular outflow tract obstruction and systolic anterior motion of the mitral valve after mitral valve reconstruction for myxomatous valve disease. *J Am Coll Cardiol* 1999;34:2096-104.
103. Mascagni R, Al Attar N, Lamarra M, Calvi S, Tripodi A, Mebazaa A, et al. Edge-to-edge technique to treat post-mitral valve repair systolic anterior motion and left ventricular outflow tract obstruction. *Ann Thorac Surg.* 2005; 79:471–474.
104. Dekker DL, Piziali RL, Dong E Jr. A system for ultrasonically imaging the human heart in three dimensions. *Comput Biomed Res.* 1974; 7:544-53.
105. Von Ramm OT, Smith SW. Real time volumetric ultrasound imaging system. *J Digit Imaging.* 1990; 3:261–266.
106. WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. 64th WMA General Assembly, Fortaleza, Brazil, October 2013. Disponible en www.wma.net.
107. Vassileva CM, Boley T, Markwell S, Hazelrigg S. Meta-analysis of short-term and long-term survival following repair versus replacement for ischemic mitral regurgitation. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2011; 39:295–303.
108. Eltzhig HK, Rosenberger P, Löffler M, Fox JA, Aranki SF, Shernan SK. Impact of intraoperative transesophageal echocardiography on surgical decisions in 12,566 patients undergoing cardiac surgery. *Ann Thorac Surg.* 2008; 85:845-852.
109. Stewart WJ, Currie PJ, Salcedo EE, Lytle BW, Gill CC, Schiavone WA, et al. Intraoperative Doppler color flow mapping for decision-making in valve repair for mitral regurgitation: technique and results in 100 patients. *Circulation.* 1990 Feb;81(2):556-66.
110. Garcia-Orta R, Moreno E, Vidal M, Ruiz-López F, Oyonarte JM, Lara J, et al. Three-dimensional versus two-dimensional transesophageal echocardiography in mitral valve repair. *J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:4-12.
111. Castillo JG, Solís J, González-Pinto A, Adams DH. Surgical echocardiography of the mitral valve. *Rev Esp Cardiol* 2011; Dec;64(12):1169-81.
112. Mahmood F, Warraich HJ, Shahul S, Qazi A, Swaminathan M, Mackensen GB, et al. En face view of the mitral valve: definition and acquisition. *Anesth Analg.* 2012 Oct;115(4):779-84.
113. McCarthy P. Three-dimensional echocardiography is not essential for intraope-

IX. BIBLIOGRAFÍA

- rative assessment of mitral regurgitation. *Circulation* 128:653-658, 2013.
114. Tsang W, Lang RM. Three-dimensional echocardiography is essential for intraoperative assessment of mitral regurgitation. *Circulation* 128:643-652, 2013.
115. Lung B, Baron G, Butchart EG, Delahaye F, Gohlke-Bärwolf C, Levang OW et al. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: The Euro Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur Heart J* 2003; 24 :1231-1243.
116. Macnab A, Jenkins NP, Bridgewater BJM, Hooper TL, Greenhalgh DL, Patrick MR, et al. Three-dimensional echocardiography is superior to multiplane transe-sophageal echo in the assessment of regurgitant mitral valve morphology. *Eur J Echocardiogr* 2004;5:212-222.
117. Vegas A, Meineri M. Core review: three-dimensional transesophageal echocar-diography is a major advance for intraoperative clinical management of patients un-dergoing cardiac surgery: a core review. *Anesth Analg*. 2010 Jun 1;110(6):1548-73.
118. Hien MD, Rauch H, Lichtenberg A, De Simone R, Weimer M, Ponta OA, et al, Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography: improvements in intraoperative mitral valve imaging. *Anesth Analg*. 2013 Feb;116(2):287-95.
119. Ahmed S, Nanda NC, Miller AP, Nekkanti R, Yousif AM, Pacifico AD, et al. Use-fulness of transesophageal three dimensional echocardiography in the identification of individual segment/scallop prolapse of the mitral valve. *Echocardiography*. 2003; 20: 203-209.
120. Lam JH, Ranganathan N, Wigle ED, Silver MD. Morphology of the human mitral valve. I. Chordae tendineae: A new classification. *Circulation*, 1970; 41: 449–458.
121. Grenadier E, Keidar S, Sahn DJ, Alpan G, Goldberg SJ, Valdez Cruz LM, et al. Ruptured mitral chordae tendineae may be a frequent and insignificant complication in the mitral valve prolapse syndrome. *Eur Heart J*, 1985; 6: 1006–1015.
122. Grigioni F, Tribouilloy C, Avierinos JF, Barbieri A, Ferlito M, Trojette F, et al.; MIDA Investigators. Outcomes in mitral regurgitation due to flail leaflets. A multicen-ter European study. *J Am Coll Cardiol Imag*, 2008;1: 133–141.
123. Emine BS, Murat A, Mehmet B, Mustafa K, Gokturk I. Flail mitral and tricuspid valves due to myxomatous disease. *Eur J Echocardiogr*. 2008; 9: 304–305.
124. Fischer GW, Salgo IS, Adams DH. Real-time three-dimensional transesopha-geal echocardiography: the matrix revolution. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2008; 22:904–912.
125. Flachskampf FA, Badano L, Daniel WG, Feneck RO, Fox KF, Fraser AG, et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: update 2010. *Eur J Echocardiogr*. 2010, 11:557–576.
126. Huang HL, Xie XJ, Fei HW, Xiao XJ, Liu J, Zhuang J, et al. Real-time three-di-mensional transesophageal echocardiography to predict artificial chordae length for mitral valve repair. *Cardiothorac Surg*. 2013 May 30;8:137.
127. Weber A, Hurni S, Vandenberghe S, Wahl A, Aymard T, Vogel R, et al. Ideal site for ventricular anchoring of artificial chordae in mitral regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2012, 143:S78–S81.

128. Shanks M, Delgado V, Ng AC, van der Kley F, Schuijf JD, Boersma E, et al. Mitral valve morphology assessment: three-dimensional transesophageal echocardiography versus computed tomography. *Ann Thorac Surg.* 2010; 90:1922–1929.
129. Fattouch K, Murana G, Castrovinci S, Mossuto C, Sampognaro R, Borruso MG, et al. Mitral valve annuloplasty and papillary muscle relocation oriented by 3-dimensional transesophageal echocardiography for severe functional mitral regurgitation. *Thorac Cardiovasc Surg.* 2012; 143:S38–S42.
130. Townsley MM, Chen EP, Sniecinski RM. Cleft posterior mitral valve leaflet: Identification using three-dimensional transesophageal echocardiography. *Anesth Analg.* 2010;111(6):1366–1368.
131. Looi JL, Lee AP, Wan S, Randolph HL, Wong B, Malcolm J, et al. Diagnosis of cleft mitral valve using real-time 3-dimensional transesophageal echocardiography. *J Cardiol.* 2013;168(2):1629–1630.
132. Ahmed S, Nanda NC, Miller AP, Nekkanti R, Yousif AM, Pacifico, AD et al. Usefulness of trans- esophageal three-dimensional echocardiography in the identification of individual segment/scallop prolapse of the mitral valve. *Echocardiography* 2003;20:203–9.
133. Aubert S, Barreda T, Acar C, Leprince P, Bonnet N, Ecochard R, et al. Mitral valve repair for commissural prolapse: surgical techniques and long term results. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2005;28(3):443–7.



X. ANEXOS



10.1 Anexo 1.

Sintaxis para trabajar sobre los prolapsos de la válvula mitral

Se muestra la sintaxis de Stata utilizada para realizar este trabajo. Se pueden importar fácilmente las variables y los datos a Stata mediante el comando input. Se ha dividido en 4 bases de datos diferentes para facilitar su manejo. Si se copia a un archivo.do y se ejecuta se obtendrá la base de datos de este trabajo.

1. Análisis estadístico de los prolapsos

```
clear
input float (prolapse prolapse_3D prolapse_2D prolapse_3D_correct prolapse_2D_correct ///
PA1 PA1_3D PA1_2D PA2 PA2_3D PA2_2D PA3 PA3_3D PA3_2D PP1 PP1_3D PP1_2D PP2 ///
PP2_3D PP2_2D PP3 PP3_3D PP3_2D PA1_3D_correct PA1_2D_correct PA2_3D_correct PA2_2D_correct ///
PA3_3D_correct PA3_2D_correct PP1_3D_correct PP1_2D_correct PP2_3D_correct ///
PP2_2D_correct PP3_3D_correct PP3_2D_correct)

1 1 1 1 1 0 0 1 1 1 1 1 1 0 0 1 1 0 0 1 0 0 0 1 0 1 1 1 0 0 0 1 0 1 1
1 1 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0 0 1 1 1 1 0 1 1 1 1 0 1 1
0 0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1 1 1
0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 0
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 0 0 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 1 0 0 0 0 0 0 1 0 0 1 1 1 1 0 0 0 0 1 1 1 1 0 1 0 1 0 1 1 1 1
1 0 1 0 1 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 1 1 0 0 1 1 1 0 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 0 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 0 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 0 0 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1
0 0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 0 1 0 0 0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 1 1 1 1 1 1 1 1
0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 0 0 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 0
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 0 0 1 1 1 0 1 1 1 1 1 1
0 0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
0 0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1
0 0 1 1 0 0 0 0 0 0 1 0 0 1 0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 1 0 1 0 1 1 1 0 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 0
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1 1 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 0 1 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 0 0 0 1 0 0 0 1 1 1 1 1 1 0 0 1 0 1 1
1 1 1 1 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 0 1 1
```


Para el cálculo de la sensibilidad, especificidad se utiliza la siguiente sintaxis

```
tab prolapse_3D prolapse, row col /* cálculo de Sens & Especific for 3D*/
tab prolapse_2D prolapse, row col /* cálculo de Sens & Especific for 2D*/
```

Para calcular el valor de p y la precisión se utilizó la siguiente sintaxis

```
mcc prolapse_3D_correct prolapse_2D_correct /*cálculo de p y precisión*/
```

Los IC se han calculado mediante el método Tango, Tango es un comando que actualmente no existe en Stata, así que se ha creado nuevo para poder ejecutarlo (*cortesía de Joe Canner; Johns Hopkins University School of Medicine, Baltimore*).

```
program tango
syntax anything

tokenize `anything'
local b `1'
local c `2'
local n `3'
local alpha `4'

//macro list

mata: scoreci_mp(`b',`c',`n',`alpha')

end

mata:

void scoreci_mp(real scalar b, real scalar c,real scalar n,real scalar conf_level)
{
    pa = 2*n
    z = invnormal(1-(1-conf_level)/2)

    if(c == n) {
        ul = 1
    }
    else {
        proot = (c-b)/n
        dp = 1-proot
        niter = 1
        while(niter <= 50){
            dp = 0.5*dp
            up2 = proot+dp
            pb = - b - c + (2*n-c+b)*up2
            pc = -b*up2*(1-up2)
            q21 = (sqrt(pb^2-4*pa*pc)-pb)/(2*pa)
            score = (c-b-n*up2)/sqrt(n*(2*q21+up2*(1-up2)))
            if(abs(score)<z) {
                proot = up2
            }
        }
    }
}
```

X. ANEXOS

```
niter=niter+1
if((dp<0.0000001) | (abs(z-score)<.000001)){
  niter=51
  ul=up2
}
}
}

if(b == n) {
  ll = -1
}
else {
  proot = (c-b)/n
  dp = 1+proot
  niter = 1
  while(niter <= 50){
    dp = 0.5*dp
    low2 = proot-dp
    pb = - b - c + (2*n-c+b)*low2
    pc = -b*low2*(1-low2)
    q21 = (sqrt(pb^2-4*pa*pc)-pb)/(2*pa)
    score = (c-b-n*low2)/sqrt(n*(2*q21+low2*(1-low2)))
    if(abs(score) < z){
      proot = low2
    }
    niter = niter+1
    if((dp<0.0000001) | (abs(z-score)<.000001)){
      ll = low2
      niter = 51
    }
  }
}
}

"Lower = "+stofreal(ll)+" Upper = "+stofreal(ul)
return
}

end
```

Una vez instalado Tango, es posible obtener los IC

```
tab prolapse_3D_correct prolapse_2D_correct, row col matcell(A) /**tango for CI*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95
```

Por último para cálculo de la concordancia se utiliza el comando Kapci

```
kapci prolapse prolapse_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci prolapse prolapse_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
```

Para los cálculos estadísticos de los segmentos, se realiza siguiendo el mismo orden;

```

*PA 1
tab PA1_3D PA1, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab PA1_2D PA1, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc PA1_3D_correct PA1_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab PA1_3D_correct PA1_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci PA1 PA1_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci PA1 PA1_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*PA 2
tab PA2_3D PA2, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab PA2_2D PA2, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc PA2_3D_correct PA2_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab PA2_3D_correct PA2_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci PA2 PA2_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci PA2 PA2_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*PA 3
tab PA3_3D PA3, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab PA3_2D PA3, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc PA3_3D_correct PA3_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab PA3_3D_correct PA3_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci PA3 PA3_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci PA3 PA3_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*PP 1
tab PP1_3D PP1, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab PP1_2D PP1, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc PP1_3D_correct PP1_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab PP1_3D_correct PP1_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci PP1 PP1_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci PP1 PP1_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*PP 2
tab PP2_3D PP2, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab PP2_2D PP2, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc PP2_3D_correct PP2_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab PP2_3D_correct PP2_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci PP2 PP2_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

```


Se hacen los cálculos de la misma manera que anteriormente

```
tab cleft_3D cleft, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab cleft_2D cleft, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc cleft_3D_correct cleft_2D_correct /*for p y precisión*/
tab cleft_3D_correct cleft_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci cleft cleft_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci cleft cleft_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
```

Por último, se importan los datos para el estudio de los flail

```
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
1 0 0 0 0
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
1 1 0 1 0
1 1 0 1 0
1 1 0 1 0
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
0 0 1 1 0
1 1 0 1 0
0 0 0 1 1
1 0 0 0 0
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
1 0 1 0 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
0 0 1 1 0
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
1 1 1 1 1
1 1 0 1 0
1 1 1 1 1
0 0 0 1 1
```

```

1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
1 1 1 1 1
end
label define Detectado 0 "No" 1 "Si"
foreach var of varlist _all {
  label values `var' Detectado

```

```

tab flail_3D Flail, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab flail_2D Flail, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc flail_3D_correct flail_2D_correct /*for cálculo de p y precisión*/
tab flail_3D_correct flail_2D_correct, row col matcell(A) /**tango for CI*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95
kapci Flail flail_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci Flail flail_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

```

```

clear
input byte (FA1 FA1_3D FA1_2D FA2 FA2_3D FA2_2D FA3 FA3_3D FA3_2D FP1 FP1_3D FP1_2D FP2
FP2_3D FP2_2D ///
FP3 FP3_3D FP3_2D) float (FA1_3D_correct FA1_2D_correct FA2_3D_correct ///
FA2_2D_correct FA3_3D_correct FA3_2D_correct FP1_3D_correct FP1_2D_correct ///
FP2_3D_correct FP2_2D_correct FP3_3D_correct FP3_2D_correct)
001110110110110100111101010100011
000000110110000110111110101110
0000001011100011011110111110
00000000111110100111111111000
0000000011000000111111101111
00000000110110000111111101011
0000000011010000111111100011
0000000010110000111111011011
0000000001110000111111101011
000000000000000011111111111
0000000000011000011111111011
000000000001000011111110011
00000000011110000111111001011
000000000000000011111111111
000000000000000011111111111
000000000000000011111111111
000000000000000011111111111
0000000000011000011111111011
0000000000011000011111111011
0000000000011000011111111011
000000000000000011111111111
000000000000000011111111111
0000000000011000011111111011
00000000000100000111111101111
0000000000011000011111111011
000000000000000011111111111
000000000000000011111111111
0000000000011000011111111011
0000000000011000011111111011
00000000000000001011111111101
00000000000011100011111111111

```

X. ANEXOS

```
0000000000001110011111111111110
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000110000111111111011
000000000000110000111111111011
000000000000000000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
0000000000001000001111111110011
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000110111000111111101111
000000000000110000111111111011
000000000110000000111111101111
000000000000000011011111111110
000000000000000000111111111111
000110000000111000111011111111
000000000000000011111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
000010000000000000111011111111
000110000000000000111011111111
000000000000000000111111111111
100000000000000000001111111111
000000000000111000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
000000000000101000111111110111
000010000001110001110111111111
000000000000000000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
111000000100000011111101111111
000000000000000000111111111111
000010000000000000111011111111
000000000000111000111111111111
000000000000000000111111111111
000110000000111000111011111111
000000000110000000111111101111
000000000000111000111111111111
end
label define Detectado 0 "No" 1 "Si"
foreach var of varlist _all {
  label values `var' Detectado
```

```

*FA 1
tab FA1_3D FA1, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FA1_2D FA1, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FA1_3D_correct FA1_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FA1_3D_correct FA1_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)` `=scalar(c)` `=scalar(n)` 0.95 /*acaba tango*/
kapci FA1 FA1_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci FA1 FA1_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*FA 2
tab FA2_3D FA2, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FA2_2D FA2, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FA2_3D_correct FA2_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FA2_3D_correct FA2_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)` `=scalar(c)` `=scalar(n)` 0.95 /*acaba tango*/
kapci FA2 FA2_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci FA2 FA2_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*FA 3
tab FA3_3D FA3, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FA3_2D FA3, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FA3_3D_correct FA3_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FA3_3D_correct FA3_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)` `=scalar(c)` `=scalar(n)` 0.95 /*acaba tango*/
kapci FA3 FA3_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci FA3 FA3_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*FP 1
tab FP1_3D FP1, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FP1_2D FP1, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FP1_3D_correct FP1_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FP1_3D_correct FP1_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)` `=scalar(c)` `=scalar(n)` 0.95 /*acaba tango*/
kapci FP1 FP1_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci FP1 FP1_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

*FP 2
tab FP2_3D FP2, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FP2_2D FP2, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FP2_3D_correct FP2_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FP2_3D_correct FP2_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)` `=scalar(c)` `=scalar(n)` 0.95 /*acaba tango*/
kapci FP2 FP2_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)

```

IX. ANEXOS

```
*PP 3
tab FP3_3D FP3, row col /* getting Sens & Sp for 3D*/
tab FP3_2D FP3, row col /* getting Sens & Sp for 2D*/
mcc FP3_3D_correct FP3_2D_correct /*for p and accuracy*/
tab FP3_3D_correct FP3_2D_correct, row col matcell(A) /*IC por Tango*/
scalar b=A[1,2]
scalar c=A[2,1]
scalar n=trace(A)+b+c
tango `=scalar(b)' `=scalar(c)' `=scalar(n)' 0.95 /*acaba tango*/
kapci FP3 FP3_3D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
kapci FP3 FP3_2D, estim(bsall) reps(1000) seed(1234321)
```

El tamaño muestral se calculo mediante el comando de sintaxis `power pairedproportions p12 p21`. Se decidió hacerlo para la detección de prolapso con flail dado que el resultado obtenido era consistente con la literatura médica.

```
tab flail_3D flail_2D
power pairedproportions 0.05 0.20
```

Para el cálculo de proporciones de los prolapsos, flail se aplicó la siguiente sintaxis

```
egen single_prolapse=rowmax(PA1-PP3)
egen PA=rowmax(PA1-PA3)
egen PP=rowmax(PP1-PP3)
egen bileaflet_prolapse=rowmin(PA PP)
egen PS=rowtotal(PA1-PP3)
gen multiple_prolapse=PS>1
proportion single_prolapse bileaflet_prolapse multiple_prolapse

egen single_flail=rowmax(FA1-FP3) //calcula el numero total de flail//
egen FA=rowmax(FA1-FA3) //calcula especificamente para flail ant, proportion & tab//
egen FP=rowmax(FP1-FP3)
egen bileaflet_flail=rowmin(FA FP) //afectacion de cuerdas de ambos velos//
egen FS=rowtotal(FA1-FP3)
gen multiple_flail=FS>1
```

10.2. Anexo 2.

Permisos y Copyright

ELSEVIER LICENSE
TERMS AND CONDITIONS

Sep 25, 2015

This is a License Agreement between ALBERTO HERNANDEZ ("You") and Elsevier ("Elsevier") provided by Copyright Clearance Center ("CCC"). The license consists of your order details, the terms and conditions provided by Elsevier, and the payment terms and conditions.

All payments must be made in full to CCC. For payment instructions, please see information listed at the bottom of this form.

Supplier	Elsevier Limited The Boulevard, Langford Lane Kidlington, Oxford, OX5 1GB, UK
Registered Company Number	1982084
Customer name	ALBERTO HERNANDEZ
Customer address	38 CITY ROAD EAST MANCHESTER, Non-US/Non-Canadian M154QL
License number	3713670737415
License date	Sep 21, 2015
Licensed content publisher	Elsevier
Licensed content publication	Journal of the American College of Cardiology
Licensed content title	Anatomy of the Mitral Valvular Complex and Its Implications for Transcatheter Interventions for Mitral Regurgitation
Licensed content author	Nicolas M. Van Mieghem, Nicolo Piazza, Robert H. Anderson, Apostolos Tzikas, Koen Nieman, Lotte E. De Laet, Jackie S. McGhie, Marcel L. Geleijnse, Ted Feldman, Patrick W. Serruys, Peter P. de Jaegere
Licensed content date	17 August 2010
Licensed content volume number	56
Licensed content issue number	8
Number of pages	10
Start Page	617
End Page	626
Type of Use	reuse in a thesis/dissertation
Portion	figures/tables/illustrations
Number of figures/tables/illustrations	1
Format	both print and electronic
Are you the author of this Elsevier article?	No
Will you be translating?	Yes
Number of languages	1



Dear Dr Alberto Hernandez Martinez

We hereby grant you permission to reprint the material detailed below at no charge **in your thesis** subject to the following conditions:

1. If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies.
2. Suitable acknowledgment to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication, as follows:
“This article was published in Publication title, Vol number, Author(s), Title of article, Page Nos, Copyright Elsevier (or appropriate Society name) (Year).”
3. Your thesis may be submitted to your institution in either print or electronic form.
4. Reproduction of this material is confined to the purpose for which permission is hereby given.
5. This permission is granted for non-exclusive world **English** rights only. For other languages please reapply separately for each one required. Permission excludes use in an electronic form other than submission. Should you have a specific electronic project in mind please reapply for permission
6. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission.

Yours sincerely

Jennifer Jones
Permissions Specialist

Title: Dr ALBERTO HERNANDEZ MARTINEZ

Institute/company: University Hospital South Manchester

Address: Southmoor Rd, Wythenshawe, United Kingdom

Post/Zip Code: M23 9LT

City: Manchester

State/Territory:

Country: United Kingdom

Telephone: 0034 637930993

Email: albimar23@yahoo.es

Type of Publication: Book

Book Title: Carpentier's Reconstructive Valve Surgery

Book ISBN: 978-0-7216-9168-8

Book Author: Alain Carpentier

Book Year: 2010

Book Pages: 5, to 130

Book Chapter number: 1 to 12

Book Chapter title: Valve Analysis: “The Functional Classification”

Quantity of material: Fig 2.1 a, Fig 5.3b, Fig 5.12a,b, Fig 5.13, Fig 5.14, Fig 5.15, Fig 7.1, fig 7.2, , Fig 7.5, fig 10.5, fig 12.1-12.4,

Excerpts:

Are you the author of the Elsevier material? No

If not, is the Elsevier author involved? No

If yes, please provide details of how the Elsevier author is involved:

In what format will you use the material? Print and Electronic

Will you be translating the material? No

If yes, specify language:

Information about proposed use: Reuse in a thesis/dissertation



PERMISSION LETTER

September 21, 2015

Springer reference

2012 Real-Time Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography
A Step-by-Step Guide

Authors: Annette Vegas, Massimiliano Meineri, Angela Jerath

© Springer Science+Business Media, LLC 2012

Materials to be reuse: Fig. p. 10, Fig. p. 13, Fig. a p. 16, Fig. p. 19, Fig. p. 56

DOI 10.1007/978-1-4614-0665-5

Print ISBN 978-1-4614-0664-8

Online ISBN 978-1-4614-0665-5

Atlas of Real Time 3D Transesophageal Echocardiography

pp. 13-46

Date: 12 March 2010

The Mitral Valve

Authors: Francesco F. Faletra, Stefano de Castro, Natesa G. Pandian, Itzhak Kronzon, Hans-Joachim Nesser, Siew Yen Ho

© Springer-Verlag London Limited 2010

Materials to be reuse: Fig 3.1, Fig 3.2, Fig 3.3, Fig 3.4, Fig 3.8 and Fig 3.10(b)

DOI 10.1007/978-1-84996-083-0_3

Print ISBN 978-1-84996-082-3

Online ISBN 978-1-84996-083-0

Your project

Requestor: Dr. Alberto Hernandez
Anaesthetist
University Hospital South Manchester
Department of Anaesthesia & Intensive Care.
Southmoor Road, Wythenshawe,
Manchester M23 9LT
albimar23@yahoo.es

University: Univeristy Autonomia Barcelona

Purpose: Dissertation/Thesis

With reference to your request to reuse material in which **Springer** controls the copyright, our permission is granted free of charge under the following conditions:

Springer material

- represents original material which does not carry references to other sources (if material in question refers with a credit to another source, authorization from that source is required as well);
- requires full credit (Springer book/journal title, chapter/article title, volume, year of publication, page, name(s) of author(s), original copyright notice) to the publication in which the material was originally published by adding: "With permission of Springer";
- figures, illustrations, and tables may be altered minimally to serve your work. Any other abbreviations, additions, deletions and/or any other alterations shall be made only with prior written authorization of the author;
- Springer does not supply original artwork or content.

This permission

- is non-exclusive;



PERMISSION LETTER

September 7, 2015

Springer reference

2010

**Heart Valve Surgery
An Illustrated Guide**

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010

Authors: Jan Dominik, Pavel Zacek

DOI 10.1007/978-3-642-12206-4

Print ISBN 978-3-642-12205-7

Online ISBN 978-3-642-12206-4

Materials to be used: Figs 6.1-6.4, Fig 6.23, Fig 6.29, Fig 6.35, Fig 6.36, Figs 6.40-6.59

Your project

Requestor: Dr. Alberto Hernandez
albimar23@yahoo.es

University: UNIVERSITY AUTONOMA BARCELONA

Purpose: Dissertation/Thesis

With reference to your request to reuse material in which **Springer Science+Business Media** controls the copyright, our permission is granted free of charge under the following conditions:

Springer material

- represents original material which does not carry references to other sources (if material in question refers with a credit to another source, authorization from that source is required as well);
- requires full credit (Springer and the original publisher, book/journal title, chapter/article title, volume, year of publication, page, name(s) of author(s), original copyright notice) to the publication in which the material was originally published by adding: "With permission of Springer Science+Business Media";
- figures, illustrations, and tables may be altered minimally to serve your work. Any other abbreviations, additions, deletions and/or any other alterations shall be made only with prior written authorization of the author and/or Springer Science+Business Media;
- **Springer does not supply original artwork or content.**

This permission

- is non-exclusive;
- is valid for one-time use only for the purpose of defending your thesis limited to university-use only and with a maximum of 100 extra copies in paper. If the thesis is going to be published, permission needs to be reobtained.
- includes use in an electronic form, provided it is an author-created version of the thesis on his/her own website and his/her university's repository, including UMI (according to the definition on the Sherpa website: <http://www.sherpa.ac.uk/romeo/>);
- is subject to courtesy information to the author (address is given in the publication);
- is personal to you and may not be sublicensed, assigned, or transferred by you to any other person without Springer's written permission;
- is only valid if no personal rights, trademarks, or competitive products are infringed.

This license is valid only when the conditions noted above are met.



Dear Dr A Hernandez

In response to your request below, Medscape Drugs & Diseases grants permission for you to reprint images #1 and 4 from our Mitral Valve Anatomy article at <http://emedicine.medscape.com/article/1878301-overview>. There is no fee associated with this permission and I've attached the image files for your convenience.

Such reproduction will be for the following purpose only: To use in a PhD thesis written by Dr. Alberto Hernandez and submitted to the Autonomous University of Barcelona, Spain.

Medscape Drugs & Diseases retains copyright for the material that you reproduce as part of this agreement. Please include the following credit line and copyright acknowledgement (or something similar) with each reproduction: Image reprinted with permission from Medscape Drugs & Diseases (<http://emedicine.medscape.com/>), 2015, available at: <http://emedicine.medscape.com/article/1878301-overview>.

Please feel free to contact me directly if you have further questions or requests. Thank you for your use of the Medscape Drugs & Diseases site!

Kathy

Kathleen Roarty | Web Operations Manager, Editorial | Medscape Drugs & Diseases | kroarty@webmd.net | Direct Phone 646-674-6929 | Fax 646-674-6987



Apreciado Dr. Hernández.

Le escribo como responsable de permisos del fondo editorial de revistas en Elsevier. Por supuesto tiene usted nuestro permiso y el del Dr. Solis. Le indico a continuación la normativa para este tipo de permisos:

1. Si cualquier parte del material que debe utilizarse (por ejemplo, figuras) ha aparecido en nuestra publicación con crédito de otra fuente, el permiso también deberá ser obtenido de esa otra fuente. En este caso particular, si dicho permiso no se obtiene previamente, este no se puede incluir en su nuevo trabajo.
2. En su nuevo trabajo debe reconocerse la fuente original adecuadamente, ya sea como un pie de figura o en la bibliografía, de la siguiente manera:
"Publicado con permiso del autor y del editor. Fuente original: Solis J, Sitges M, Levine RA, Hung J. Ecocardiografía tridimensional. Nuevas perspectivas sobre la caracterización de la válvula mitral. Rev Esp Cardiol. 2009;62(2):188-98."
3. Este permiso se concede sin derechos exclusivos de reproducción.

