

JOSÉ IVO FIGUEIREDO DE SOUZA

Validação de um modelo computacional utilizando-se de dados da ecocardiografia 3D para avaliação do resultado cirúrgico em pacientes portadores de prolapso valvar mitral submetidos à plástica desta válvula

São Paulo

2024

JOSÉ IVO FIGUEIREDO DE SOUZA

Validação de um modelo computacional utilizando-se de dados da ecocardiografia 3D para avaliação do resultado cirúrgico em pacientes portadores de prolapso valvar mitral submetidos à plástica desta válvula

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de pós-graduação em Cirurgia Torácica e Cardiovascular

Orientador: Dr. Carlos Manuel de Almeida Brandão

São Paulo

2024

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Souza, José Ivo Figueiredo de

Validação de um modelo computacional utilizando-se de dados da ecocardiografia 3D para avaliação do resultado cirúrgico em pacientes portadores de prolapso valvar mitral submetidos à plástica desta válvula / José Ivo Figueiredo de Souza; Carlos Manuel de Almeida Brandão, orientador. -- São Paulo, 2024.

Tese (Doutorado) -- Programa de Cirurgia Torácica e Cardiovascular. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2024.

1. Insuficiência da valva mitral 2. Doença valvar cardíaca
3. Anuloplastia da valva mitral 4. Ecocardiografia
transesofágica 5. Ecocardiografia tridimensional 6. Análise de
dados 7. Processamento de imagem assistida por computador
I. Brandão, Carlos Manuel de Almeida, orient. II. Título

USP/FM/DBD-552/24

Responsável: Daniela Amaral Barbosa, CRB-8 7533

Nome: Souza, José Ivo Figueiredo

Título: Validação de um modelo computacional utilizando-se de dados da ecocardiografia 3D para avaliação do resultado cirúrgico em pacientes portadores de prolapso valvar mitral submetidos à plástica desta válvula

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Aprovado em: _____

Banca Examinadora

Prof^{o/a}. Dr^{o/a}.

Instituição

Julgamento

Prof^{o/a}. Dr^{o/a}.

Instituição

Julgamento

Prof^{o/a}. Dr^{o/a}.

Instituição

Julgamento

Dedico esta tese à minha família. Aos meus pais, José e Maria, que ao seu jeito, sempre estiveram ao meu lado, apoiando e me dando tranquilidade para que pudesse seguir em frente e buscar meus objetivos de vida. Seus exemplos e a oportunidade de estudo que me proporcionaram, foram fundamentais para que chegasse até onde cheguei. À minha esposa Natasha, pela parceria, companheirismo, dedicação e por acreditar sempre no meu potencial. Estar em São Paulo não teria sido a mesma coisa sem a sua presença. À minha irmã e meu cunhado, Jissele e Tiago, pela alegria e períodos de descontração, que puderam equilibrar um pouco todos os momentos de estresse e apreensão envolvidos na rotina profissional e de estudos. Aos meus falecidos avós, principalmente a minha amada avó Yvonne, minha maior fã, e a pessoa que mais acreditava na minha índole, potencial e inteligência entre todos, mulher humilde, mas cujos princípios eram irretocáveis e que me ensinou coisas que nenhum outro professor poderia.

Aos amigos de infância, Fernando, Fábio, Reinaldo, Daniel; aos amigos de faculdade, Bernardo, Mário, Thiago; aos amigos de residência médica no Rio de Janeiro, Renato, Marega, Lourenço, Bemmuyal, Provenzano; aos amigos de residência médica em São Paulo, Joaquim, Marcelo, Maurício, Victor, Gustavo – todos, de alguma forma, foram importantes nesta jornada até aqui. Sonhar, fazer sua parte e chegar; desistir jamais.

Aos meus animais de estimação, principalmente minha amada buldogue Bijou, que me fez companhia durante quase todo o tempo em São Paulo, conseguindo me animar, proporcionar ótimas lembranças e ser uma presença magnífica sempre. Surpresa mais que bem-vinda, foi luz, e nunca será esquecida.

A todos os pesquisadores brasileiros, muitos deles ainda anônimos e que, com muita determinação e resiliência, superam todos os obstáculos do dia a dia, não importa o quão difíceis eles se mostrem; para contribuir com a ciência e o conhecimento humano, nas mais diversas áreas. Não há dúvidas de que, para este grau de empenho, sua motivação principal é a excelência e a melhora da qualidade de vida do próximo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela saúde e bençãos sempre; que me trouxeram a oportunidade de viver tão vigorosa experiência, a de poder desenvolver um projeto de pesquisa em uma instituição de tão nobre tradição, cercada de pessoas incríveis, empenhadas e totalmente focadas na construção do conhecimento científico.

Ao Prof. Fabio Jatene, pessoa exemplo de liderança, dedicação ao trabalho e comprometimento para com o melhor desta Instituição - o INCOR, nobre casa que me formou como cirurgião cardiovascular e do qual conservo imenso carinho e orgulho por ter feito parte. Obrigado pelos ensinamentos, e pela ajuda para superar as adversidades.

Agradecimento especial ao Prof. Pablo Pomerantzeff, pesquisador principal deste trabalho, meu primeiro orientador e entusiasta da pesquisa, que se manteve sempre próximo e disposto a ajudar, compartilhando conhecimento e sendo motivador, mesmo que apenas com um singelo “tapinha” nas costas ou palavra amiga.

Ao meu prezado orientador, pela parceria e sua disponibilidade nesta pesquisa, por ser um exemplo de dedicação à instituição, às cirurgias, aos pacientes e ao ensino; por todo o conhecimento compartilhado, e pela ajuda em sempre formular soluções para os desafios que iam surgindo durante a tese. A despeito de todo o estresse da pesquisa, sempre me guiou em direção ao melhor, e é uma pessoa que tem minha total admiração e respeito.

Aos demais estafes do grupo da cirurgia valvar do InCor Dr. Elinthon Tavares Veronese e Dr. Fabrício Dinato, pela paciência, pela amizade, pela ajuda nos detalhes da tese e por sempre incentivarem e apoiarem não só a pesquisa, como a formação de todos os médicos residentes da instituição.

Ao Serviço de Ecocardiografia do InCor, especialmente ao Prof. Wilson Mathias, que gentilmente disponibilizou o equipamento de ecocardiografia com suporte à geração de imagem tridimensional e o programa computacional utilizado; e ao Prof. Marcelo Vieira, que disponibilizou seu tempo para a aquisição, segmentação e tratamento das imagens utilizadas no trabalho, impondo muita confiabilidade nos resultados e empregando toda a sua expertise em prol de nossa pesquisa.

Aos demais assistentes e professores do InCor-HCFMUSP: Dr. Ricardo Dias e Dr. Duncan, do grupo de cirurgias da aorta; Prof. Luis Alberto Dallan, Prof. Luiz Augusto Lisboa, Prof. Dr. Omar Asdrúbal Vilca Mejía, Dr. Alexandre Hueb e Dr. Luis Roberto Dallan, do grupo de cirurgia coronariana; Dr. Fabio Gaiotto, Dr. Samuel Steffen, Dr. Domingos Lourenço e Dr. Ronaldo Honorato, do Núcleo de Transplante; Prof. Marcelo Jatene, Profa. Carla Tanamati, Dr. Luiz Fernando Caneo, Dr. Leonardo Augusto Miana e Dr. Juliano Penha, do grupo das cardiopatias congênitas; Prof. Roberto Costa, Dra. Elizabeth Crevelari e Dr. Wagner Tadeu, do grupo da estimulação cardíaca artificial. Pessoas de extrema dedicação e excelência técnica, cujo principal objetivo é o atendimento exemplar aos pacientes, ao passo que

constroem e empregam diariamente o conhecimento científico, perpetuando-o na formação dos melhores cirurgiões cardiovasculares do país.

Aos amigos residentes, “fellows” e companheiros de batalhas, cujos nomes propositalmente não vou citar, para não incorrer no erro de ser injusto e não nomear alguém. Sem vocês, nada teria sido igual. Sendo um imigrante do Rio de Janeiro, vocês foram a minha família em São Paulo. Nos momentos felizes e naqueles difíceis, e até mesmo nas rusgas, só tenho a agradecer. Foi uma jornada de grande crescimento, não só profissional, como pessoal.

Ao Prof. Luiz Felipe Pinho Moreira, coordenador do programa, por todo o apoio desde o início deste projeto de pesquisa.

Agradecimento especial aos funcionários administrativos e técnicos da instituição. Desde às secretárias administrativas do grupo da valva, até os funcionários da pós-graduação, sempre prestativos em ajudar, meu muito obrigado pela parceria e apoio - como costume dizer, pelos lembretes e pelas lembranças!

Não tente se tornar uma pessoa de sucesso, e sim uma pessoa de valor.

Albert Einstein

Esta tese está de acordo com as normas estipuladas pela RESOLUÇÃO CoPGr 7695, de 05 de junho de 2019, em vigor no momento desta publicação.

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Agência de Bibliotecas e Coleções Digitais. Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP : parte I (ABNT) / Agência de Bibliotecas e Coleções Digitais da Universidade de São Paulo; Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro, coordenadora ; Giseli Adornato de Aguiar, Maria Aparecida Laet. 5. ed. -- São Paulo : ABCD/USP, 2024.

RESUMO

SOUZA, J.I.F. Validação de um modelo computacional utilizando-se de dados da ecocardiografia 3D para avaliação do resultado cirúrgico em pacientes portadores de prolapso valvar mitral submetidos à plástica desta válvula [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2024.

Avaliamos o resultado da plástica da valva mitral em pacientes com insuficiência mitral degenerativa através de um modelo computacional de ecocardiografia tridimensional. Foram incluídos 40 pacientes portadores de insuficiência mitral importante, sem outra doença valvar ou estrutural cardíaca associada, e que foram submetidos à plástica da valva mitral. As imagens foram avaliadas utilizando-se o programa QLab da Philips®, em sua função tridimensional, com segmentação semiautomática do funcionamento valvar no ciclo cardíaco. As imagens dos momentos pré e pós-operatório de cada paciente foram avaliadas quanto a 35 variáveis da função valvar fornecidas pelo programa. Os fragmentos valvares ressecados na técnica cirúrgica foram medidos e buscou-se uma correlação entre essas medidas e os resultados das variáveis obtidas pelo programa e o resultado cirúrgico. Na avaliação do resultado da plástica mitral, 95% dos pacientes apresentaram insuficiência mínima ou discreta no resultado pós-operatório. Foi realizada análise estatística comparativa entre as variáveis e os dados ecocardiográficos nos momentos pré e pós-operatório, bem como no grupo controle. Foi adotado um nível de significância de 5%. Através de um modelo linear generalizado, observamos correlação positiva entre os resultados da plástica mitral e as seguintes variáveis do programa computacional: diâmetro AP ($p < 0,001$), diâmetro AL-PM ($p < 0,001$), diâmetro comissural ($p 0,019$), área do anel em formato de sela tridimensional ($p 0,002$), perímetro do anel em formato de sela tridimensional ($p 0,015$), área do anel em forma de D bidimensional ($p 0,005$), perímetro do anel em forma de D ($p 0,012$), área do folheto anterior ($p 0,036$) e área do anel bidimensional ($p 0,001$). Com o uso do coeficiente de correlação de Pearson, obtivemos correlação positiva entre o tamanho da ressecção segmentar da cúspide e o resultado das seguintes variáveis no pós-operatório: diâmetro anteroposterior ($r 0,373$), índice de esfericidade ($r 0,362$) e área do folheto posterior ($r 0,362$).

Palavras-chave: Insuficiência da valva mitral. Doença valvar cardíaca. Anuloplastia da valva mitral. Ecocardiografia transesofágica. Ecocardiografia tridimensional. Análise de dados. Processamento de imagem assistida por computador.

ABSTRACT

SOUZA, J.I.F. **Validation of a computer model using 3D echocardiography data to assess surgical outcomes in patients with mitral valve prolapse undergoing mitral valve repair** [tese]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2024.

We evaluated the outcome of mitral valve repair in patients with degenerative mitral regurgitation using a three-dimensional echocardiography computer model. We included 40 patients with significant mitral valve insufficiency, without other associated valvular or structural heart disease, who underwent mitral valve repair. The images were evaluated using the Philips® QLab program, in its three-dimensional function, with semi-automatic segmentation of valve function in the cardiac cycle. The pre- and post-operative images of each patient were evaluated in terms of 35 valve function variables provided by the program. The valve fragments resected in the surgical technique were measured and a correlation was sought between these measurements and the results of the variables obtained by the program and the surgical outcome. When assessing the outcome of mitral valve repair, 95% of the patients had minimal or mild insufficiency in the post-operative result. A comparative statistical analysis was carried out between the variables and the echocardiographic data in the pre- and post-operative periods, as well as in the control group. A significance level of 5% was adopted. Using a generalized linear model, we observed a positive correlation between the results of mitral valve repair and the following variables from the computer program: AP diameter ($p < 0.001$), AL-PM diameter ($p < 0.001$), commissural diameter ($p 0.019$), three-dimensional saddle-shaped annulus area ($p 0.002$), three-dimensional saddle-shaped annulus perimeter ($p 0, 015$), two-dimensional D-shaped ring area ($p 0.005$), D-shaped ring perimeter ($p 0.012$), anterior leaflet area ($p 0.036$) and two-dimensional ring area ($p 0.001$). Using Pearson's correlation coefficient, we obtained a positive correlation between the size of the segmental cusp resection and the outcome of the following postoperative variables: anteroposterior diameter ($r 0.373$), sphericity index ($r 0.362$) and posterior leaflet area ($r 0.362$).

Keywords: Mitral valve insufficiency. Heart valve diseases. Mitral valve annuloplasty. Echocardiography. Transesophageal, three-dimensional. Data analysis. Image processing, computer-assisted.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Aparelho de ecocardiografia 3D Philips Epiq 7C.....24
- Figura 2:** Detalhe do transdutor de ecocardiografia 3D transesofágica Philips X8-2t.....25
- Figura 3:** Imagem ecocardiográfica transesofágica 3D da valva mitral, obtida no formato 3D Zoom.....26
- Figura 4:** Imagem ecocardiográfica transesofágica 3D da valva mitral, obtida no formato Full Volume.....27
- Figura 5:** Orientação espacial das imagens, com pontos, vetores e eixos de interesse. Na imagem A e B, visualizamos a valva mitral num corte longitudinal, demonstrando às cúspides anterior e posterior, e a orientação por linha contínua verde no sentido do AE para o VE. Imagem C demonstra o alinhamento do plano valvar mitral, linha 3Ch em secção longitudinal da Aorta. Imagens D e E, definição dos pontos MA1 a MA4, limites anulares que correspondiam à base do folheto neste corte. Imagem F, plano que demonstra a coaptação valvar mitral no seu ponto CL, demarcação dos pontos A e AA, limites do anel valvar aórtico.....30
- Figura 6:** Tela do modelo estático da valva mitral, programa QLab. Nas imagens A e B, vemos as linhas vermelhas e azuis, ajustadas de forma estática nesta imagem, de acordo com os eixos demonstrados na imagem D. Imagem C demonstra o “bloco” em 3D, primeira visualização tridimensional do plano valvar mitral, já sendo observada a subdivisão das cúspides anterior e posterior.....31
- Figura 7:** Tela do modelo dinâmico da valva mitral, programa QLab. Nas imagens A e B já observamos o comportamento valvar mitral delimitado pelas linhas azuis e vermelhas durante as fases do ciclo cardíaco. Na imagem C, temos o modelo computacional dinâmico da valva mitral obtido. Em destaque na imagem D vemos os eixos de orientação, que podem ser alterados em qualquer sentido, configurando novos planos de observação do modelo computacional em 3D criado ao longo do ciclo cardíaco. Nesta fase, ajustes de posicionamento e correção de incongruências podem ser realizadas.....32

Figura 8: Análise computacional de variáveis, programa QLab. Nesta fase obtemos o resultado do modelo em 3D da válvula mitral. De forma automática e com base neste modelo, é feita a quantificação das variáveis valvares seguindo dentro de ficheiros relacionados ao anel, forma, coaptação, cúspides e interações dinâmicas da valva.....32

Figura 9: Esquematização da técnica cirúrgica de plástica valvar pela técnica do Duplo-Teflon.....34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Caracterização dos pacientes.....	37
Tabela 2: Dados demográficos dos participantes avaliados de acordo com grupo.....	38
Tabela 3: Distribuição das comorbidades de acordo com o grupo.....	38
Tabela 4: Descrição dos dados cirúrgicos e internação dos 40 participantes avaliados.....	39
Tabela 5: Medidas descritivas dos fragmentos ressecados dos 40 participantes avaliados.....	40
Tabela 6: Frequências absolutas e percentuais dos achados no intraoperatório.....	40
Tabela 7: Comparação entre momento pré e pós cirurgia das medidas valvares obtidas pelo ecocardiograma representadas como média \pm desvio padrão.....	42
Tabela 8: Distribuição do resultado da plástica valvar mitral para os 40 pacientes avaliados.....	44
Tabela 9: Valores das variáveis valvares medidas dos 40 pacientes do estudo nos momentos pré e pós-operatório, obtidos com a avaliação através do programa QLab.....	44
Tabela 10: Comparação entre os grupos plástica valvar e controle, frente aos parâmetros obtidos via modelo computacional representados como média \pm desvio padrão.....	47
Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento.....	49

Tabela 12: Compara os dois casos (grupo Sim) com insuficiência moderada aos demais casos (grupo Não) em relação aos Resultados do ECO.....53

Tabela 13: Medidas descritivas das medidas dos fragmentos de acordo com o funcionamento da valva mitral após o procedimento.....54

Tabela 14: Valores do coeficiente de correlação de Pearson (IC95%) entre o Fragmento de Área e as medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com momento de avaliação.....56

ABREVIATURAS

ACO – Anticoagulação oral

AE – Átrio esquerdo

AL PM – Antero Lateral / Postero Medial

AVC – Acidente vascular encefálico

BAVT – Bloqueio atrioventricular total

BRA – Bloqueadores dos Receptores de Angiotensina

CEC – Circulação extracorpórea

Cm² – Centímetro quadrado

DAC – Doença arterial coronariana

DC – Débito cardíaco

DDVE – Diâmetro diastólico do ventrículo esquerdo

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

DLP – Dislipidemia

DM – Diabetes Mellitus

DPOC – Doença pulmonar obstrutiva crônica

DRC – Doença renal crônica

DSVE – Diâmetro sistólico do ventrículo esquerdo

DVD – Digital Video Disk

FA – Fibrilação atrial

FE – Fração de ejeção

FMUSP – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

FOV – Field of View

GHz – Gigahertz

HAP – Hipertensão arterial pulmonar

HD – Hard Drive

IA – Inteligência artificial

IECA – Inibidores da enzima de conversão da angiotensina

IQR – Intervalo interquartil

IC – Índice cardíaco

ICC – Insuficiência cardíaca
InCor – Instituto do Coração
IECA – Inibidor da enzima conversora de angiotensina
IRVS – Índice de resistência vascular sistêmica
IM – Insuficiência mitral
HC – Hospital das Clínicas
MHz – Megahertz
MIDA – Mitral Regurgitation International Database Investigators
NYHA – New York Heart Association
OR – Odds ratio
PAM – Pressão arterial média
PA – Pressão arterial
PSAP – Pressão sistólica da artéria pulmonar
PTFE – Politetrafluoretileno
RAM – Random Access Memory
RVM – Revascularização miocárdica
RVS – Resistência vascular sistêmica
SAM – Systolic Anterior Motion
SCA – Síndrome coronariana aguda
SD – Desvio-padrão
STS – The Society of Thoracic Surgeons
UTI – Unidade de tratamento intensivo
VD – Ventrículo direito
VE – Ventrículo esquerdo
2D – Duas dimensões/ bidimensional
3D – Três dimensões/ tridimensional
® – Marca registrada
% – Porcentagem
> – Maior que
< – Menor que
= – igual

SUMÁRIO

RESUMO / *ABSTRACT*
LISTA DE FIGURAS
LISTA DE TABELAS
LISTA DE ABREVIATURAS

1 – INTRODUÇÃO	18
2 – OBJETIVOS	32
3 – MATERIAL E MÉTODOS	33
3.1 – Desenho do estudo	33
3.2 – Critérios de seleção dos pacientes.....	33
3.3 – Intraoperatório	34
3.4 – Aquisição de imagens.....	35
3.5 – Análise das imagens.....	38
3.6 – Técnica cirúrgica.....	43
3.7 – Peças cirúrgicas/ Fragmentos do tecido valvar mitral.....	43
3.8 – Dados epidemiológicos.....	44
4 – RESULTADOS	45
4.1 – Dados populacionais.....	45
4.2 – Intraoperatório e período intra-hospitalar.....	48
4.3 – Desfecho pós-operatório.....	51
4.4 – Dados ecocardiográficos.....	51
4.5 – Análise dos dados obtidos com o programa QLab.....	53
4.6 – Fragmentos valvares.....	66
4.7 – Metodologia estatística.....	70
5 – DISCUSSÃO	72
6 – CONCLUSÕES.....	80
7 – LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	81
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82

1. INTRODUÇÃO:

A insuficiência da valva mitral é uma cardiopatia comum na prática clínica e uma das valvopatias mais prevalentes, caracterizada pela permissão de refluxo sanguíneo do ventrículo esquerdo ao átrio esquerdo durante a sístole ventricular. A doença degenerativa é a causa mais frequente de insuficiência mitral primária nos países desenvolvidos, muitas vezes descoberta acidentalmente em pacientes assintomáticos(1,2). A insuficiência valvar mitral pode ocorrer por diversos mecanismos que afetam o funcionamento das estruturas valvares ou das câmaras esquerdas, sendo dividida em causas primárias (ou orgânicas), que são intrínsecas ao tecido valvar, e incluem a doença degenerativa, a doença reumática e a endocardite; e em causas secundárias (ou funcionais), aquelas que são resultado da alteração funcional da valva mitral normal secundária à alteração da geometria ventricular como ocorre na cardiomiopatia dilatada ou isquêmica.

O prolapso da valva mitral ocorre quando há a projeção dos folhetos valvares acima da linha de coaptação valvar e em direção à cavidade atrial esquerda, também no momento da sístole ventricular. Embora a maioria dos pacientes com prolapso da valva mitral não tenham disfunção valvar e insuficiência mitral discreta seja encontrada frequentemente em indivíduos saudáveis, a alta prevalência do prolapso faz com que esta alteração seja uma das principais causas de insuficiência mitral importante na América do Norte, e a insuficiência mitral degenerativa constitua a principal etiologia na plástica da valva mitral(3). No Brasil, em estudo realizado no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, a etiologia degenerativa foi responsável pela insuficiência mitral em 25,91% dos pacientes que foram submetidos à plástica mitral, sendo a segunda causa mais frequente(4). O prolapso valvar mitral decorre na grande maioria das vezes da doença degenerativa valvar mitral.

As causas degenerativas são caracterizadas por mudanças morfológicas do tecido valvar, que acabam contribuindo para o funcionamento anormal da valva. As causas mais comuns, que diferem no tipo de lesão e disfunção valvar causada, são a Doença de Barlow, a Síndrome de Marfan e a deficiência fibroelástica. Contudo, levando-se em consideração que em todas estas doenças a disfunção observada é

causada pelo tecido valvar anormal, são descritas em conjunto como patologias degenerativas da valva mitral(5).

O principal substrato histológico do prolapso da valva mitral e da insuficiência mitral degenerativa é a degeneração mixomatosa, que se caracteriza pelo acúmulo de glicosaminoglicanos na camada esponjosa(6,7). As valvas apresentam focos de dissolução das fibras de colágeno e presença de fibras de colágeno torcidas. As fibras elásticas apresentam espaços císticos, fragmentação e dissolução. Há uma desproporção entre a atividade colágeno lítica e a síntese do colágeno, pendendo para um aumento da primeira, o que resulta em um defeito no colágeno que compõe a matriz valvar (8), levando ao alongamento das cordas tendíneas, possível ruptura das mesmas e ao espessamento das cúspides, que se tornam mais redundantes(9,10). Em artigo de 2017, Tiveron et al. demonstraram associação entre os agentes infecciosos *Mycoplasma pneumoniae* e *Borrelia burgdorferi* na etiopatogenia da degeneração mixomatosa da valva mitral (11).

O mecanismo determinante da falha de coaptação das cúspides da valva mitral é o alongamento ou rotura das cordas tendíneas, levando ao prolapso da cúspide acometida(12,13). Em aproximadamente 70% dos casos, o prolapso valvar está relacionado à rotura de cordas tendíneas localizadas no terço médio da cúspide posterior(14), que corresponde ao segmento médio (P2) da valva mitral de acordo com a classificação proposta por Carpentier.

A insuficiência valvar mitral causa uma sobrecarga volumétrica do átrio e ventrículo esquerdos, o que leva a aumento da complacência atrial e, evolutivamente, do volume desta cavidade, alteração que está diretamente associada à distúrbios da condução elétrica atrial, principalmente à fibrilação atrial. A hipertrofia miocárdica concêntrica do ventrículo esquerdo ocorre evolutivamente, na tentativa de manter inalterado ou próximo da normalidade o débito cardíaco, o que gera uma fração de ejeção aumentada. Com o passar do tempo, ocorrerá também a dilatação da cavidade ventricular esquerda, e conforme evolução natural da doença, aumento das pressões venosas pulmonares, hipertensão arterial pulmonar pelo aumento respectivo da resistência ao escoamento do sangue e, por final, perda da compensação hemodinâmica, com falência da função contrátil ventricular e insuficiência cardíaca(15,16).

A valvopatia mitral inicialmente é assintomática quando a doença se estabelece e tem evolução crônica, ocorrendo sintomas insidiosos de acordo com a progressão da dilatação do átrio esquerdo, aumento da pressão arterial pulmonar e da pressão venosa, e a descompensação da função ventricular. Os sintomas incluem dispnéia, fadiga e intolerância aos esforços físicos, ortopnéia e palpitação, sendo a apresentação devido a endocardite mais rara. O exame físico pode revelar um ictus cardíaco propulsivo, B1 hipofonética, B3 auscultada no ápice, sopro holossistólico característico mais audível no ápice cardíaco, irradiado à axila esquerda e acentuado ao decúbito lateral esquerdo(17).

O exame padrão ouro para o diagnóstico e quantificação da insuficiência valvar mitral é a ecocardiografia bidimensional transtorácica, sendo indicado tanto na avaliação pré-operatória como no seguimento posterior. O exame fornece informações como dimensões e função das câmaras cardíacas, pressão pulmonar, mecanismos e gravidade da insuficiência mitral. Informações adicionais sobre a anatomia valvar podem ser obtidas com a ecocardiografia transesofágica e a ecocardiografia tridimensional, sendo indicadas para complementar a avaliação na programação da plástica valvar(18–21). A utilidade da ecocardiografia transesofágica bidimensional no estudo da morfologia e da funcionalidade da valva mitral já está bem demonstrada(22–24), porém a identificação precisa do prolapso e sua localização nem sempre é possível com esta abordagem devido à complexidade da anatomia valvar, sobretudo a do anel valvar mitral não planar em forma de sela, que somente foi mais bem demonstrado e compreendido com o advento da técnica tridimensional(25–27).

A ecocardiografia tridimensional (3D) foi desenvolvida na década de 70, como método de mensuração de volume ventricular(28). Para esta finalidade, utilizava-se análise laboriosa das imagens obtidas pelo exame transtorácico bidimensional. Esta metodologia apresentava dificuldades, imprecisões e inadequações. Com o passar dos anos, a evolução da técnica englobou novos transdutores para o mapeamento ultrassônico, seguido do apoio eletromagnético, do mapeamento em paralelo, do mapeamento em varredura rotacional e, mais recentemente, do mapeamento volumétrico em tempo real; avanços que somados à maior evolução computacional, permitiram progressiva melhora na aquisição de imagens cada vez mais anatomicamente fidedignas(29). A ecocardiografia 3D em tempo real é resultado do

aumento da velocidade e da quantidade de aquisição de imagens por meio de novo processamento de informações que permite o escaneamento ultrassonográfico estrutural volumétrico(30–34).

A aquisição de imagens em tempo real é baseada no princípio de processamento de imagens em paralelo, com o intuito de aumentar a densidade de linhas de transmissão e emissão de feixe ultrassônico por meio de transdutores matriciais que possuem 20 vezes mais cristais de ultrassom que os transdutores convencionais(35). Desta forma o feixe ultrassônico é emitido em formato volumétrico piramidal, e não mais linear, permitindo a elevação do plano de incidência do ultrassom e propiciando a identificação do terceiro plano ou canal de observação. Isto proporciona a observação estrutural cardíaca em movimento no tempo real, em um multifacetamento estrutural, que permite novos planos anatômicos de observação(32,36), trazendo maior realismo à investigação por imagem.

O uso da ecocardiografia transesofágica tridimensional é uma realidade atual na aquisição de imagens de excelente qualidade do aparato valvar mitral, com estudos demonstrando que pode vir a se tornar método de escolha para o planejamento da cirurgia valvar mitral(22,33,37–51), com ganhos adicionais em relação à técnica bidimensional(31,32,38,41,44,47,48,52–54). Entre seus maiores benefícios, permite uma representação mais anatômica e estrutural da valva, sua função e alterações patológicas; além de permitir melhor compreensão de sua relação espacial com as demais estruturas cardíacas. Muitos estudos demonstraram correlação satisfatória entre os dados obtidos pela ecocardiografia transesofágica 3D e os achados cirúrgicos, oferecendo uma descrição anatômica exata entre 90-95% dos segmentos valvares examinados(34,55). Recente comentário em editorial do Journals of the American College of Cardiology ressalta como uma nova fronteira, o estudo da mecânica cardíaca valvar com os novos avanços nos estudos por imagem(55).

Tratamento de escolha para a insuficiência valvar mitral, a plástica valvar é corroborada pelas recomendações das diretrizes nacionais e internacionais(56–59). Também está bem definida na literatura a superioridade da conservação valvar em relação à substituição valvar mitral, com menor taxa de mortalidade perioperatória, menores taxas de tromboembolismo e endocardite, necessidades reduzidas de anticoagulação, maior sobrevida livre de doença e durabilidade no seguimento de longo prazo, com melhor função ventricular e reduzidos custos hospitalares(60–75).

Se realizada antes do início dos sintomas ou do aparecimento de disfunção ventricular, a plástica valvar pode proporcionar uma expectativa e qualidade de vida igual à da população geral(60,76–80).

Várias publicações, comparando a plástica mitral com as próteses valvares de última geração, com melhor perfil hemodinâmico e tratamento anti-calcificante dos tecidos, mostram que os resultados da plástica mitral são superiores(67–69). Em estudo multicêntrico prospectivo conduzido pelo MIDA (Mitral Regurgitation International Database Investigators) publicado em 2017(67), a mortalidade operatória foi menor na população submetida à plástica mitral (1,3 contra 4,4; $p < 0,001$), com sobrevida de 20 anos de 46% nos pacientes com plástica mitral, contra 24% na população submetida à troca valvar ($p < 0,001$). Em todos os subgrupos analisados, divididos por idade, sexo ou outros critérios de estratificação foi observada a mesma superioridade da plástica mitral. A cirurgia conservadora também esteve associada a menor incidência de reoperações e complicações relacionadas à valva ou à prótese.

Alguns estudos têm confirmado os benefícios da plástica mitral em determinados subgrupos. Na população mais idosa com insuficiência mitral importante, a plástica mitral demonstrou melhores resultados pós-operatórios, com menor mortalidade cirúrgica e melhor sobrevida a longo prazo, quando comparada à troca valvar(65,70,71,81,82). Silaschi et al.(70), analisando 341 pacientes com mais de 75 anos, mostrou menor mortalidade operatória e melhor sobrevida em 5 anos nos pacientes submetidos à plástica valvar ($P < 0,01$). Gaur et al.(65) encontrou resultados similares em 658 pacientes com mais de 70 anos, sendo que os pacientes submetidos à troca valvar apresentaram maior incidência de acidente vascular cerebral, maior tempo de internação e maior mortalidade operatória. Comparativamente, algumas publicações sugerem não haver diferença na sobrevida a longo prazo e no tempo até a reoperação entre sexos, porém a cirurgia de reparo valvar é indicada mais tardiamente e há uma taxa maior de complicações nas mulheres(83,84).

O momento ideal para intervenção cirúrgica ainda é controverso nos pacientes assintomáticos com insuficiência mitral importante. Montant et al. demonstraram superioridade da abordagem cirúrgica precoce, com sobrevida em 10 anos de 86% para os pacientes submetidos à cirurgia e 50% nos pacientes tratados clinicamente, com risco relativo em 10 anos de 5,21 para a mortalidade geral, 4,83 para a mortalidade cardíaca e 4,40 para eventos cardiovasculares nos pacientes submetidos

ao tratamento conservador(85). Trabalhos mais recentes têm demonstrado benefício da intervenção cirúrgica precoce com preservação da função ventricular e regressão da massa ventricular esquerda em pacientes assintomáticos com função ventricular normal(86,87). Yazdchi et al. avaliaram pacientes operados durante 25 anos na Cleveland Clinic e concluíram que pacientes submetidos à plástica mitral precoce apresentam boa evolução, com resultados superiores aos pacientes que foram acompanhados clinicamente, prevenindo o remodelamento atrial e ventricular, ocorrência de fibrilação atrial e insuficiência funcional da valva tricúspide(88). Suri et al relataram um benefício de sobrevida em 10 anos e menor risco de insuficiência cardíaca em pacientes assintomáticos com insuficiência mitral importante submetidos à intervenção cirúrgica em comparação com o seguimento clínico continuado(89). Do mesmo modo, as últimas diretrizes do American College of Cardiology (ACC) e da American Heart Association (AHA), assim como as diretrizes brasileiras e europeia recomendam cirurgia precoce para pacientes assintomáticos com insuficiência mitral importante e alta probabilidade de plástica valvar(57,59,61).

As decisões sobre o momento da intervenção têm se baseado na comparação entre a história natural da doença e os riscos e resultados da intervenção cirúrgica. Uma vez que os resultados cirúrgicos têm evidenciado altas taxas de sucesso na plástica mitral no período imediato e no longo prazo, com baixos índices de complicações e baixa mortalidade, tem havido cada vez mais consenso sobre a intervenção cirúrgica precoce neste cenário. Em publicação recente, foram apresentadas as informações do banco de dados da STS, que demonstraram que nos pacientes com insuficiência mitral degenerativa operados em centros especializados, o índice de plástica mitral tem sido acima de 90%(90).

Muitos trabalhos citam a preservação da função ventricular esquerda quando se preserva a tríade continuidade do anel - cordas tendíneas - músculos papilares(78,91–93), pois o aparato mitral é parte essencial do ventrículo esquerdo na manutenção da sua forma, volume e função. Na plástica valvar mitral, esta continuidade é idealmente mantida, o que favorece a preservação da função ventricular esquerda, com resultados anatômico e funcional adequados. David et al., em uma análise de seguimento no curto prazo, reportou os benefícios da anuloplastia com anéis flexíveis, descrevendo seus efeitos na dinâmica anular e na performance ventricular esquerda(94). Gillinov et al. também demonstraram as vantagens com o uso

do anel flexível posterior, quando comparado ao anel rígido circunferencial para anuloplastia(95). Em metanálise envolvendo 12 estudos, Xiang Hu e Qiang Zhao concluíram que ambos os tipos de anel apresentam resultados comparáveis em termos de sobrevida global, mortalidade, reoperação e recorrência de insuficiência mitral em até 8 anos de seguimento(96). Entretanto, com a utilização do anel flexível, foi observado que a área do anel mitral aumentou significativamente durante o ciclo cardíaco, com uma diferença significativa na velocidade do fluxo sanguíneo transmitral.

Os pacientes com anéis flexíveis apresentaram também melhora da fração de ejeção. Braile et al. obtiveram bons resultados usando anel flexível de pericárdio bovino, com ausência de eventos tromboembólicos e bons resultados funcionais(97). No Incor, 273 pacientes foram submetidos à anuloplastia posterior utilizando tira de pericárdio bovino, com baixa mortalidade operatória e excelente sobrevida livre de reoperação, tromboembolismo, hemólise e endocardite em 18 anos de seguimento, sendo uma técnica reproduzível e de baixo custo(98). Witschey et al. demonstraram em 2015, através de estudo experimental utilizando ressonância nuclear magnética cardiovascular para análise de fluxos, que os anéis para anuloplastia alteram o fluxo sanguíneo intraventricular, e o grau de alteração desta dinâmica está relacionado ao tamanho no anel utilizado, sendo pior nos anéis menores, o que pode levar à disfunção ventricular esquerda(99).

A anuloplastia sem anéis protéticos é utilizada por alguns grupos com bons resultados(100). Hetzer et al., em uma série publicada de 513 pacientes com 20 anos de seguimento, utilizando duas técnicas de plástica mitral sem anel protético para a correção da insuficiência mitral em crianças e adultos, apresentaram excelentes resultados funcionais e boa durabilidade no longo prazo, sem obstrução da via de saída do ventrículo esquerdo ou disfunção ventricular esquerda(101). Outros estudos que avaliaram a plástica mitral sem uso de anéis(102–106), levam em consideração a tentativa de preservar a fisiologia do anel mitral, que consegue aumentar sua área em até 26% durante o ciclo cardíaco(107). Esta contração fisiológica do anel mitral deve ser preservada sempre que possível, inclusive para não comprometer a função ventricular esquerda. Em alguns casos, a insuficiência mitral ocorre com discreta dilatação do anel mitral, como um defeito isolado na cúspide posterior da valva mitral, como pode acontecer na degeneração mixomatosa. Como o defeito pode ser muito

localizado, alguns autores admitem que não haja necessidade de implante de um anel protético, uma vez que o defeito foi corrigido e a coaptação das cúspides restaurada(108).

Yacoub também demonstrou resultados superiores da plástica mitral sem anéis protéticos em comparação à troca valvar em pacientes com degeneração mixomatosa, enfatizando a importância da preservação da dinâmica do anel, com baixos índices de reoperação (3%)(66). A anuloplastia mitral com sutura(109), tem sido aplicada e modificada por outros cirurgiões ao longo do tempo. Frater e Sisto descreveram a técnica semelhante de encurtamento mural do anel com sutura, para estabilizar a porção posterior do anel mitral(106), uma modificação da técnica de anuloplastia de Paneth-Burr previamente descrita em 1977(102). Estudo comparativo mostrou superioridade da anuloplastia com sutura em comparação à utilização de anéis rígidos, com melhor desempenho hemodinâmico e boa flexibilidade do anel(110).

No Brasil, Pomerantzeff et al. desenvolveram uma modificação técnica denominada técnica do “Duplo Teflon”, que consiste no emprego de fios com “pledges” sobre retalho de teflon para a plicatura segmentar do anel posterior no segmento correspondente à exérese segmentar da cúspide, sem a utilização do anel protético(111). Em experiência publicada com 10 anos de seguimento, foram observados excelentes resultados clínicos e ecocardiográficos(112), com sobrevida atuarial de 94,1%, e sobrevida livre de reoperação de 99,2%. Estudos com ecocardiograma 3D em pacientes submetidos à plástica valvar mitral por esta técnica já demonstraram remodelamento cardíaco reverso, com redução das dimensões das câmaras esquerdas e função ventricular e atrial preservadas(113). Também foi demonstrado que as dimensões do anel e a área da valva mitral permaneceram estáveis no seguimento(114). Em estudo de 2020, Abdouni et al avaliaram a mesma técnica com auxílio da ressonância cardiovascular magnética, e observaram redução significativa do anel mitral e preservação da mobilidade do anel após dois anos de seguimento(115). Outros grupos no Brasil obtiveram bons resultados realizando anuloplastia sem suporte, principalmente para crianças e jovens(46,116,117).

Fundarò et al publicou uma revisão de 13 trabalhos de anuloplastia com sutura, sem o uso de anéis protéticos, analisando as técnicas utilizadas. Concluiu que os resultados são bons, reproduzíveis e com baixo custo, sendo os melhores

resultados encontrados nos pacientes submetidos à plicatura segmentar, que é a plicatura realizada no anel mitral no segmento da cúspide posterior retirada na ressecção quadrangular(100).

Um bom resultado cirúrgico é conseguido com a plástica mitral quando temos, além da cura ou mitigação sintomática do paciente e melhora da tolerância ao exercício, resultado satisfatório em relação aos parâmetros observados à ecocardiografia, como a ausência ou mínima presença de refluxo mitral residual, parâmetros favoráveis de remodelamento das cavidades cardíacas esquerdas, ausência de movimento sistólico do folheto anterior, ausência de estenose valvar pós-reparo, e manutenção da função ventricular esquerda à níveis prévios ou normais(50,87,113,118). Alguns estudos têm demonstrado correlação direta entre o resultado obtido e a medida de determinadas variáveis, tentando de alguma maneira definir preditores que poderiam indicar melhores resultados cirúrgicos(18,48–50,119–130).

Para a realização da plástica da valva mitral, o conhecimento das alterações do aparelho valvar tem aplicabilidade direta na utilização das diversas técnicas de correção cirúrgica. Com vistas a um melhor planejamento operatório e definição da probabilidade de emprego da técnica, é fundamental identificar os mecanismos da insuficiência e determinar de forma acurada o local da anormalidade anatômica, quer sejam nas cúspides, nos papilares, nas cordoalhas ou no anel mitral; para assim definir as áreas a serem abordadas.

O uso da inteligência artificial, onde aparelhos eletrônicos são capazes de coletar dados, analisá-los e tomar decisões baseadas em algoritmos previamente instituídos, sem ou com pouca interferência humana durante o processo, se mostra favorável neste sentido e tem sido bastante utilizado na Cardiologia(131–133). Junto com conceitos de “machine learning”, onde há o aprimoramento do seu desempenho conforme sua experimentação, tem feito a aquisição ecocardiográfica ficar mais eficiente, menos observador dependente e com período de aquisição menor, ajudando na interpretação de grande volume de dados complexos(134–147).

Particularmente na área da ecocardiografia, tem sido importante sua capacidade de identificar estruturas dentro de uma imagem e rotulá-las com precisão(140–142,145,148–152). No caso específico da segmentação valvar, o uso da inteligência artificial tem sido uma ferramenta promissora, e um campo de estudo

em rápida expansão. A morfologia valvar mitral pode ser analisada por meio de medições automatizadas ou semiautomatizadas dos parâmetros morfológicos do anel, das cúspides, ângulos, áreas de coaptação, área e altura do prolapso(150,153,154) e, com uso de novos algoritmos, estas informações podem evoluir instantaneamente como parâmetros e escores para tomada de decisões, traduzindo-se como importante ferramenta para planejamento cirúrgico e predição de resultados.

Atualmente existem alguns softwares que já são empregados neste sentido, cujo aprimoramento melhora diariamente, e que podem promover medidas ecocardiográficas bi e tridimensionais de alta precisão. Sotaquira et al, em estudo de 2015, mostrou boa correlação anatômica cirúrgica, e com coeficientes de variação aceitáveis, e boa reprodutibilidade intra e inter-observador(153), em software baseado em imagens ecocardiográficas 3D.

O desempenho e desenvolvimento exponencial da inteligência artificial na quantificação rápida e semiautomática dos parâmetros valvares, a torna promissora para aplicação em ambientes clínicos, como por exemplo, durante a realização do ecocardiograma transesofágico 3D em tempo real na sala de cirurgia. Narang et al. demonstraram boa acurácia diagnóstica com o uso desta tecnologia, mesmo quando imagens ecocardiográficas eram adquiridas por operadores iniciantes e pouco experientes(143). Contudo, atenção especial deve ser dada à obtenção de dados de boa qualidade durante a realização do exame, visto que algoritmos de inteligência artificial podem ser levados ao viés de interpretação na dependência de seus dados de entrada(55,132,134,145,148,149,152,155,156).

Outros estudos têm demonstrado que a avaliação anatômica tridimensional da valva mitral com o uso de programas de informática fornece descrição geométrica detalhada da valva e medidas volumétricas de todo o aparato valvar(31,78,138,141,157–165). Buscando uma maior compreensão do funcionamento normal da valva mitral, bem como suas condições patológicas, o foco tem sido no modelamento computacional da valva e seu funcionamento dinâmico(160,162,166–175). Utilizam-se, para tanto, de dados gerados através de imagens de tomografia, ressonância nuclear magnética ou ultrassonografia durante condições fisiológicas ou alterações patológicas(23,52,164).

O emprego do método dos elementos finitos tem sido particularmente explorado ao longo dos anos(176–182). Trata-se de método matemático, amplamente utilizado na literatura de engenharia, para se fazer simulações de comportamentos de materiais em uma complexidade de cenários, em problemas de comportamento não linear. Discretizando o contínuo, torna palpável e factível o entendimento do comportamento de um material ou tecido, como por exemplo, o tecido valvar mitral; dividindo o seu todo em partes menores que, no entanto, preservam as características globais de sua constituição.

Partindo-se de interações menores, mais facilmente calculadas, que são expandidas através de uma malha matemática de associações delas mesmas, a técnica de elementos finitos progride até a organização global e espacial como um todo. Kunzelman et al. foram os primeiros a utilizar esta abordagem no contexto da cirurgia valvar mitral, seja para imitar seu funcionamento normal, entender a biomecânica atrás das doenças valvares e estudar suas correções cirúrgicas(162,167,168,180,183–189). De forma mais recente, trabalhos como o de Maisano et al. e Votta et al. focaram mais especificamente na análise e simulação dos efeitos observados após procedimentos de anuloplastia mitral(190,191).

Avanços como a descoberta da geometria do anel valvar(192)e sua deformação durante o ciclo cardíaco(193), já são conhecidos e levados em consideração em estudos mais recentes. Votta também postulou uma nova forma de simulação estrutural do funcionamento valvar mitral, baseada em elementos finitos, propondo a consideração da deformação do anel durante o ciclo cardíaco e a relevância do aparato subvalvar, mapeando o estresse ao qual as cúspides são submetidas no tempo(191,194).

Morgan et al, após revisão da literatura e considerando o modelamento passo a passo do aparato valvar mitral, enunciaram soluções em modelo computacional baseado em elementos finitos para simular um reparo cirúrgico da valva mitral(176). Reafirmaram em seu trabalho que a valva mitral é uma estrutura complexa, e com relações intrincadas com as estruturas ao seu redor. Seu funcionamento é afetado por processos intrínsecos e extrínsecos, e desordens podem levar ao processo de regurgitação valvar.

O modelamento por elementos finitos mostrou-se uma poderosa ferramenta para descrição do comportamento fisiológico, processos patológicos, e prover

entendimento sobre a geometria, estresse e tensão valvares, sendo, portanto, técnica promissora nos campos de desenvolvimento de dispositivos, planejamento pré-operatório e ensinamento cirúrgico. Estudos mais recentes têm corroborado esta afirmativa, e desenvolvido modelos de simulação(154,169,195,196).

O uso de modelos tridimensionais para avaliação da valva mitral é amplamente descrito na literatura(162,166,169,179,195,197,198). A obtenção de imagens pela avaliação ecocardiográfica 3D, com produção de análise tridimensional por meio de programas de computação ou impressão de modelos em 3D, permite avaliação individualizada, paciente específica, e altamente fidedigna da valva mitral. Essa estratégia permitiria uma programação cirúrgica mais detalhada no pré-operatório, antevendo detalhes anatômicos e possíveis dificuldades intraoperatórias, o que poderia justificar escolhas mais precisas de técnicas cirúrgicas, possivelmente contribuindo para um melhor resultado cirúrgico.

Como já relatado, outra possibilidade seria o uso destes modelos para treinamento e capacitação de cirurgiões menos experientes. Sabendo que a experiência do cirurgião na realização da plástica mitral é um dos fatores determinantes do melhor resultado cirúrgico(199–203), estaria aí um outro ponto de contribuição para a melhoria do resultado operatório. Não é surpresa que em centros com grande volume de realização de cirurgias de plástica mitral, o resultado clínico é melhor e o período entre reoperações é maior(203,204), demonstrando um resultado mais durável da plástica valvar.

Mesmo para cirurgiões mais experientes, formas mais realísticas de simulação valvar mitral, como as paciente-específicas, poderiam aumentar a eficiência do reparo valvar, e auxiliar em pacientes com indicação de plásticas valvares mais complexas. Em um estudo publicado em 2018 no Canadá(199), dados ecocardiográficos de 10 pacientes foram utilizados e processados com auxílio do programa QLab da Philips® para produção de um formato compatível com impressão em 3D usado na elaboração de um modelo físico construído com mistura de um não tecido e silicone para as cúspides valvares, e cordas constituídas de Goretex® e “pledges” de PTFE. De forma realística e dinâmica, e com auxílio de um simulador do ciclo cardíaco, foi possível simular anatomicamente o funcionamento de valvas de pacientes com insuficiência mitral, posteriormente submetidos à correção cirúrgica. Houve grande correspondência anatômica entre os modelos criados e os parâmetros

anatômicos dos pacientes neste estudo, na análise de cirurgiões mais experientes participantes do trabalho.

Embora com algumas limitações de acordo com o método, Noack et al. concluíram em seu estudo, que o complexo aparato valvar mitral podia ser analisado satisfatoriamente durante o ciclo cardíaco por diferentes tipos de modelos computacionais, e que isto representava um progresso substancial no diagnóstico de doenças estruturais da valva, uma vez que sua morfologia e dinâmica podia ser estudada com detalhes sem precedentes(205).

Sun et al. reafirmaram a mesma constatação, atentando também para a possibilidade de, com a validação de tais métodos, haver a oportunidade para emprego em estratégias paciente específicas, uso no planejamento e probabilística pré-operatória, e avaliação população específica de dispositivos valvares e métodos de tratamento(160).

Biffi B, em sua tese pela University College of London, utilizou-se de imagens obtidas através de ressonância nuclear magnética cardiovascular e ecocardiografia 3D transesofágica, para correlacionar parâmetros em conjunto com o uso da computação, e propor variáveis e médias para criação de um modelo automatizado. Utilizando interações fluido-estrutura, e com modelo de elementos finitos para prever o comportamento específico da valva mitral juntamente com a função ventricular esquerda(164); seu modelo mostrou consistência qualitativa na análise clínica em termos de volumes e dinâmica ventriculares, e na cinemática valvar mitral.

Neste contexto, simulações realísticas e automatizadas da doença valvar mitral de determinado paciente, que pudessem sugerir ou permitissem testar o emprego específico das técnicas cirúrgicas em momento prévio ao da realização do procedimento cirúrgico real, com equivalência realística dos resultados obtidos na simulação com aqueles in vivo; poderiam contribuir muito com a obtenção de melhores resultados e diminuição dos tempos operatórios, gerando expertise no treinamento de novos cirurgiões cardíacos. Modelos computacionais, em comparação a modelos protéticos, simuladores mecânicos ou até mesmo procedimentos testados em animais; configuram-se como uma solução economicamente mais viável, globalmente acessível, ética, e potencialmente mais uniforme e reproduzível(174).

Em tese de doutorado pela faculdade de Harvard em 2014, Tenenholtz, desenvolveu um modelo computacional para simulação rápida de cirurgia para

melhorar o reparo valvar mitral(206). Seus estudos sugeriram que, além de reduzir a regurgitação no pós-operatório, preocupação adicional deve ser dispendida pelo cirurgião na tentativa de restabelecer a geometria valvar normal. Para tanto, técnicas como a anuloplastia segmentar, “sling” papilar e aproximação transversa papilar poderiam ser importantes de acordo com seu modelo restrito à sua população de estudo.

Em recente comentário editorial do *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Aranda-Michel e Sultan(161), artigo de Caballero et al. foi comentado, destacando o seu achado de que quando utilizadas neocordas para a plástica valvar mitral, o tamanho ótimo versus um tamanho 5% menor da corda, tiveram o mesmo resultado clínico. Porém, na análise biomecânica, o autor demonstrou um aumento de 300% no estresse sistólico na cúspide valvar no modelo com a redução no tamanho da corda(159). Isso pode reforçar a observação de que a geometria valvar alterada estaria ligada a perturbações que poderiam contribuir com a durabilidade do bom resultado cirúrgico ao longo do tempo, e inclusive com o remodelamento cardíaco.

Propomos a utilização de ferramenta computacional, baseada na tecnologia de inteligência artificial, machine learning e elementos finitos para uso em relação à demonstração do resultado obtido com a realização de plástica valvar mitral pela técnica do Duplo Teflon, em pacientes com insuficiência importante da valva mitral secundária à doença valvar degenerativa.

2. OBJETIVOS DO ESTUDO

- Objetivo primário:
 - Avaliar a utilização de uma ferramenta computacional que se adeque à compreensão dinâmica da valva mitral, baseada no método dos elementos finitos e inteligência computacional, na forma de um software de apresentação 3D, com o uso de imagens obtidas através de ecocardiografia transesofágica perioperatória, para análise dos resultados cirúrgicos obtidos após a plástica da valva mitral pela técnica do Duplo-Teflon.

- Objetivos secundários:
 - Correlacionar as medidas obtidas pela inteligência computacional com o resultado cirúrgico, tentando definir variáveis determinantes para a obtenção de bons resultados da plástica mitral.
 - Comparar a amplitude da ressecção segmentar da cúspide e o encurtamento do anel mitral em relação as variáveis obtidas pelo programa computacional.

3. MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo pela Unidade Cirúrgica de Cardiopatias Valvares em conjunto com o Departamento de Ecocardiografia do hospital. O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética Para Análise de Projetos de Pesquisa do Hospital das Clínicas da FMUSP - SDC: 4704 / 18 / 055 – parecer consubstanciado 2.966.126 de 17/10/2018, emenda aprovada pelo parecer consubstanciado 5.155.334 de 09/12/2021.

No período de fevereiro de 2019 a julho de 2024, foram operados e incluídos no trabalho pacientes submetidos à plástica mitral pela técnica da ressecção quadrangular com anuloplastia Duplo-Teflon, com indicação primária por insuficiência importante da valva mitral. A indicação cirúrgica foi primariamente baseada nas Diretrizes Brasileiras de Valvopatias – 2017, com última atualização em 2020, estando condizente com as diretrizes internacionais da ACC/AHA e ESC/EACTS 2017, atualizadas respectivamente, nos anos de 2020 e 2021.

3.1 Desenho do estudo

Estudo unicêntrico, prospectivo, com avaliação de variáveis clínicas, anatômicas e de imagem ecocardiográficas.

3.2 Critérios de seleção dos pacientes

Critérios de inclusão:

- Pacientes com insuficiência valvar mitral importante;
- Disfunção valvar relacionada à cúspide posterior, em casos em que a plástica cirúrgica seja altamente indicada e desejável;
- Função ventricular esquerda normal;
- Maiores de 18 anos;
- Ambos os gêneros;

Critérios de exclusão

- Coronariopatia obstrutiva associada;
- Doença de outra valva cardíaca também com indicação cirúrgica;
- Cirurgia não eletiva;
- Diagnóstico de endocardite;
- Evidência de massa intracardíaca (tumor, trombo ou vegetação);

Todos os pacientes foram adequadamente informados acerca do procedimento e assinaram o termo de consentimento. Este estudo foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do InCor e foi conduzido de acordo com os princípios das Diretrizes de Boas Práticas Clínicas, da Resolução 196/96 do CNS/MS e demais normas regulatórias brasileiras.

3.3 Intraoperatório

Os pacientes do estudo foram operados e conduzidos no pré e pós-operatório nas dependências do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – InCor HCFMUSP. Os pacientes do grupo controle, sem doença valvar mitral, também eram pacientes do mesmo nosocômio, com indicação de ecocardiografia eletiva por motivos fora aqueles de sintomatologia cardiovascular.

As cirurgias seguiram fila de espera específica da Unidade Cirúrgica de Cardiopatia Valvar do InCor, sendo recrutados os pacientes que preenchiam os critérios de inclusão para o estudo a partir de 2019, após aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo cirurgião. O uso de ecocardiografia transesofágica intraoperatória durante procedimentos de plástica valvar já era uma rotina do serviço de cirurgia valvar do InCor, no entanto, cuidado especial era dispensado com atenção à passagem de sonda ecocardiográfica 3D compatível com o aparelho de ecocardiografia da Philips® utilizado, modelo capaz de aquisição de imagens em 3D de alta definição, gentilmente cedido para o estudo pelo serviço de Ecocardiografia do InCor.

A monitorização do paciente com cabo eletrodo específico para o aparelho de ecocardiografia utilizado era realizada, objetivando sincronização das imagens adquiridas com o ciclo cardíaco em tempo real. Como descreveremos mais adiante, essa estratégia era de suma importância para conseguirmos o mapeamento das imagens no correto momento da abertura e fechamento valvares. Todos os exames ecocardiográficos foram realizados pelo mesmo profissional ecocardiografista, com experiência no manejo do software utilizado no estudo, e vasta experiência na realização de ecocardiografia intraoperatória tridimensional.

3.4 Aquisição de imagens

Para a aquisição das imagens de nosso trabalho, foi utilizado o aparelho de ecocardiografia da fabricante Philips®, modelo Epiq 7C, de última linha e capaz de elaboração de imagens em 3D vasculares e anatômicas, com até 76% de ganho em penetração e 213% de ganho na resolução temporal, que é a capacidade em manter a resolução em taxas altas de quadros.

Figura 1: Aparelho de ecocardiografia 3D Philips Epiq 7C



Fonte: reprodução de foto própria

O transdutor utilizado foi o transdutor X8-2t, também da fabricante Philips®, sonda para realização de ecocardiografia transesofágica com modos 2D e 3D, e capacidade de aquisição de imagens com qualidades excepcionais, altos volumes de imagem 3D, possibilidade de configuração em tempo real e com fluxo dinâmico, com largura de banda 2-8 MHz, volume do campo de visão: 98 x 98 graus, 2500 elementos, matriz por setor x campo de visão (FOV):90.

Figura 2: Detalhe do transdutor de ecocardiografia 3D transesofágica Philips X8-2t



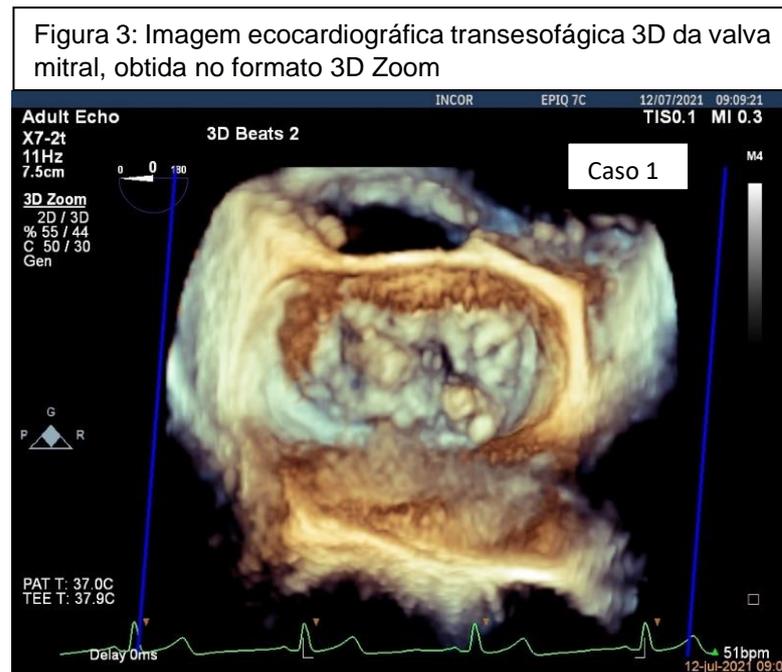
Fonte: reprodução de foto da internet

Em conjunto, o aparelho e o transdutor nos proporcionaram a realização de ecocardiografia transesofágica 3D em tempo real no intraoperatório. Com a tecnologia nSIGHT Imaging ® do aparelho e xMATRIX® do transdutor, que formam a imagem pixel a pixel e não linha a linha, obtivemos imagens precisas com aquisição e exibição simultânea de dois planos em alta resolução, em tempo real; permitindo controle independente da inclinação e rotação de outros planos em relação ao plano original.

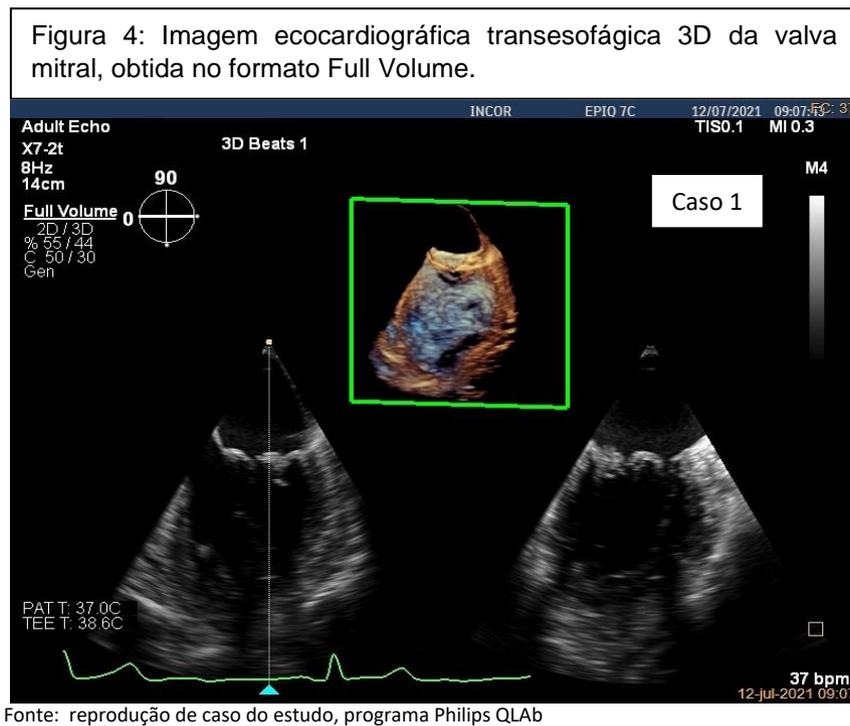
As imagens foram realizadas no intraoperatório, com aquisição do momento pré-operatório após indução anestésica e intubação orotraqueal, e antes do início da cirurgia. Eram feitas as aquisições sistemáticas com obtenção dos cortes convencionais pela técnica bidimensional, com análise do complexo aparato valvar mitral, incluindo análise detalhada de todos os seus componentes: anel, cúspides, comissuras, cordas, músculos papilares e ventrículo esquerdo.

As janelas utilizadas para a aquisição das imagens eram: Esôfago médio – cortes comissural, eixo longo, duas câmaras e quatro câmaras com e sem anteroflexão da sonda; e transgástrico – eixo curto e eixo longo.

Após a avaliação 2D, aquisições pela técnica 3D foram obtidas nos formatos 3D zoom e full volume. Imagens em 3D zoom compreendendo a valva em toda sua extensão foram adquiridas em tempo real em um único ciclo cardíaco e com frame rate que variou de 7 a 9 Hz. Repetidas imagens 3D zoom do complexo valvar mitral foram adquiridas a partir da face atrial que corresponde à visão cirúrgica, reduzindo o ganho total e aumentando a magnitude da imagem selecionada.



Aquisições no formato full volume também foram obtidas para análise quantitativa adicional da morfologia mitral. Tais aquisições consistem na obtenção de subvolumes com ângulo e resolução temporal maior que o formato 3D zoom com frame rate superior, entre 25-27 Hz, acopladas ao eletrocardiograma em ciclos cardíacos consecutivos, e armazenadas digitalmente para análise posterior das imagens processadas.



As imagens pós-operatórias eram obtidas após o término da CEC, e com o paciente já hemodinamicamente compensado na sequência dos ajustes de volemia e drogas vasoativas. Nesse momento, toda a mesma técnica para aquisição das imagens 2D e 3D anteriormente descritas era realizada, com ênfase na avaliação de parâmetros como coaptação das cúspides e grau de insuficiência mitral residual. As imagens em 2D e 3D obtidas, eram extraídas da máquina no formato DICOM RAW DATA ao término do uso do aparelho no centro cirúrgico, através de mídia física (DVD/ pen drive/ HD externo), para serem compiladas no banco de dados do estudo e posteriormente avaliadas pelo programa computacional utilizado no trabalho.

Como rotina do serviço de valvopatias cirúrgicas, foram realizados ecocardiograma transtorácico em todos os pacientes do protocolo do estudo ainda no período de internação, enquanto presentes na enfermaria e no momento anterior à alta hospitalar variando entre o 3º e 11º dia pós-operatórios, com uma mediana no 5º dia, para confirmação do resultado cirúrgico pós-operatório.

3.5 Análise das imagens

As imagens extraídas foram avaliadas por estudo computacional utilizando-se a suíte QLAB da Philips Health Care®, em sua versão 15.0.0. Este programa cujo

desenvolvimento também foi baseado em elementos finitos, inteligência artificial e “machine learning”; possui, dentre outras funcionalidades, a ferramenta 3D Auto-MV que consegue, a partir de imagens 3D no formato 3D zoom ou full volume DICOM RAW Data, quantificar volumes, fazer avaliações geométricas e morfofuncionais realistas da valva mitral.

Para tanto, a importação e renderização das imagens demandaram um baixo custo computacional. Foram utilizadas duas máquinas com processadores Intel Core I7, com 2,5 GHz ou mais de clock, memória RAM de 16 Gb, SSD 1 Gb, e placa de vídeo dedicada com clock mínimo de 1,47 GHz com ao menos 2 Gb de memória DDR 5 - 7000 MHz, em Sistema Operacional Windows 11.

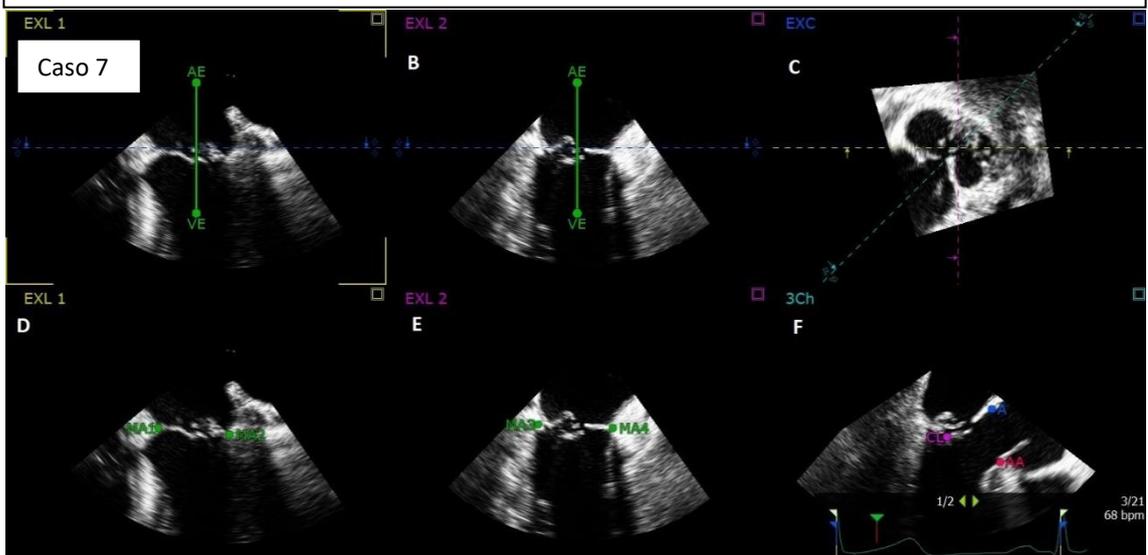
Após importação das imagens ao banco de dados do programa, foram feitas avaliações de 3 imagens diferentes selecionadas pelo mesmo examinador, nos momentos pré e pós-operatórios, sendo compiladas as médias destas 3 avaliações nos dois momentos para integrar a tabela que utilizamos para análise estatística.

As imagens selecionadas para a medição, foram escolhidas pelo profissional que realizou o exame, como as mais bem detalhadas e capturadas sem interferência de artefatos e em sincronia com o ciclo cardíaco pelo eletrocardiograma em tempo real. Todas elas compreendiam ao menos um ciclo cardíaco completo, compreendendo o momento de abertura valvar até o seu fechamento e reinício do ciclo. Não houve variação expressiva nas medidas.

Na figura 5 temos demonstração visual da imagem gerada pelo programa, com as orientações necessárias à realização correta das medidas. No momento demonstrado pela imagem superior esquerda (A) e central superior (B) desta figura, temos a orientação do plano valvar passando pela borda das cúspides durante o seu fechamento, no sentido do átrio esquerdo (AE) para o ventrículo esquerdo (VE). A terceira figura superior (C), do lado direito da figura, demonstra três eixos alinhados no plano valvar, sendo aquele representado pela linha pontilhada azul o 3º canal (3Ch), cuja orientação necessariamente seguia a secção longitudinal da Aorta, visualizada na parte inferior da mesma imagem. Da esquerda para a direita, nas imagens inferiores da mesma figura, vemos a marcação respectiva dos pontos MA1 a MA4 (imagens D e E), que correspondiam necessariamente a base das cúspides, em seu sentido antero-posterior e pósterio-anterior, no segmento do anel mitral. Na última imagem inferior da direita (F), era centralizado um plano que demonstrava a região de

coaptação valvar, indicada pelo ponto CL em rosa na figura. Nesta mesma imagem, vemos a abertura valvar aórtica e a via de saída do VE em corte coronal da Aorta, com as marcações A em azul e AA em vermelho, que respectivamente representavam a base da cúspide posterior e a base da cúspide direita, limites do anel valvar aórtico. O correto posicionamento destas referências era fundamental para a análise ideal do programa.

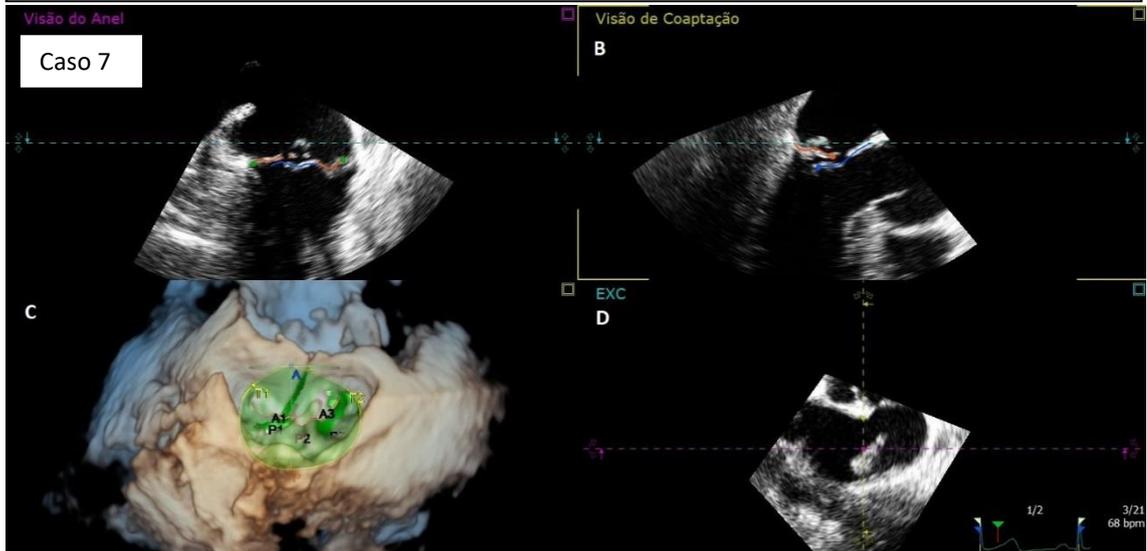
Figura 5: Orientação espacial das imagens, com pontos, vetores e eixos de interesse. Na imagem A e B, visualizamos a valva mitral num corte longitudinal, demonstrando às cúspides anterior e posterior, e a orientação por linha contínua verde no sentido do AE para o VE. Imagem C demonstra o alinhamento do plano valvar mitral, linha 3Ch em secção longitudinal da Aorta. Imagens D e E, definição dos pontos MA1 a MA4, limites anulares que correspondiam à base do folheto neste corte. Imagem F, plano que demonstra a coaptação valvar mitral no seu ponto CL, demarcação dos pontos A e AA, limites do anel valvar aórtico.



Fonte: reprodução de caso do estudo, programa Philips QLab

Na figura 6, após as demarcações descritas, era gerado um modelo estático da valva mitral no momento de seu fechamento. Ajustes no desenho de suas cúspides (linha vermelha ou azul visualizadas nas imagens A e B), ao longo dos dois eixos vistos na imagem inferior direita da mesma figura (D), com representação da região do anel (pontos verdes) conseguiam gerar a primeira imagem tridimensional do plano valvar (imagem inferior esquerda da mesma figura - C), e sua relação espacial com a Aorta/ Via de saída do VE. Nesta visualização tridimensional, já era subdividida a cúspide anterior nos segmentos A1, A2 e A3 e a cúspide posterior nos segmentos P1, P2 e P3.

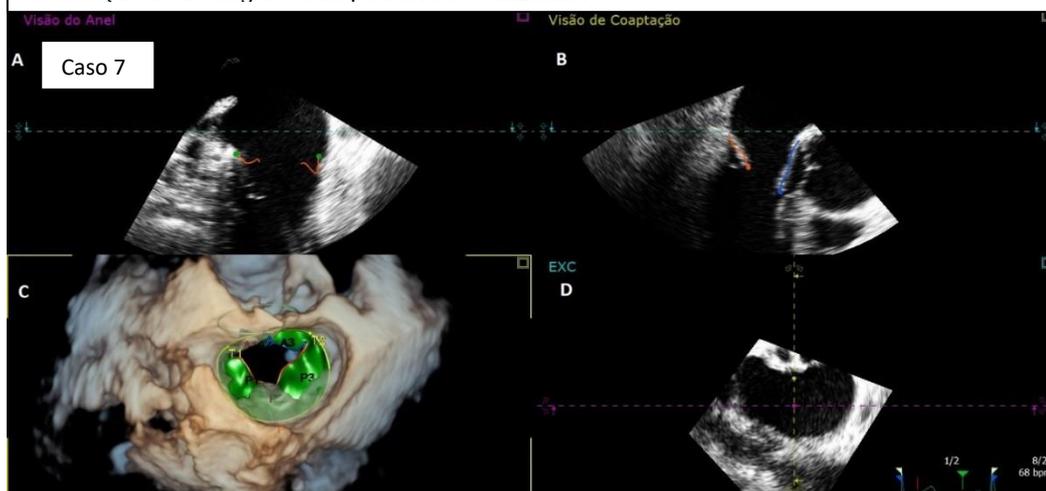
Figura 6: Tela do modelo estático da valva mitral, programa QLab. Nas imagens A e B, vemos as linhas vermelhas e azuis, ajustadas de forma estática nesta imagem, de acordo com os eixos demonstrados na imagem D. Imagem C demonstra o “bloco” em 3D, primeira visualização tridimensional do plano valvar mitral, já sendo observada a subdivisão das cúspides anterior e posterior.



Fonte: reprodução de caso do estudo, programa Philips QLAB

No terceiro passo para renderização das imagens, visto na figura 7, estava a criação de um modelo dinâmico da valva mitral, etapa de maior exigência gráfica do equipamento. Eram geradas imagens quadro a quadro da movimentação espacial das cúspides e do anel valvar, nos eixos anteriormente descritos, e o desenho das cúspides e o posicionamento do anel era ajustado também quadro a quadro para em conjunto, termos a real localização espacial e o comportamento valvar em movimento.

Figura 7: Tela do modelo dinâmico da valva mitral, programa QLab. Nas imagens A e B já observamos o comportamento valvar mitral delimitado pelas linhas azuis e vermelhas durante as fases do ciclo cardíaco. Na imagem C, temos o modelo computacional dinâmico da valva mitral obtido. Em destaque na imagem D vemos os eixos de orientação, que podem ser alterados em qualquer sentido, configurando novos planos de observação do modelo computacional em 3D criado ao longo do ciclo cardíaco. Nesta fase, ajustes de posicionamento e correção de incongruências podem ser realizadas.



Fonte: reprodução de caso do estudo, programa Philips QLAB

Uma vez concluídas todas estas etapas para cada imagem, era então solicitada a análise pelo programa do bloco em 3D dinâmico renderizado. Esta análise era automática, e quantificava diversas variáveis divididas entre cinco ficheiros principais, relacionados ao anel valvar, forma, coaptação, cúspides e interações dinâmicas (figura 8). Ao todo, até 35 variáveis eram geradas, e salvas em arquivo com formato texto.

Figura 8: Análise computacional de variáveis, programa QLab. Nesta fase obtemos o resultado do modelo em 3D da válvula mitral. De forma automática e com base neste modelo, é feita a quantificação das variáveis valvares seguindo dentro de ficheiros relacionados ao anel, forma, coaptação, cúspides e interações dinâmicas da valva.



Fonte: reprodução de caso do estudo, programa Philips QLab

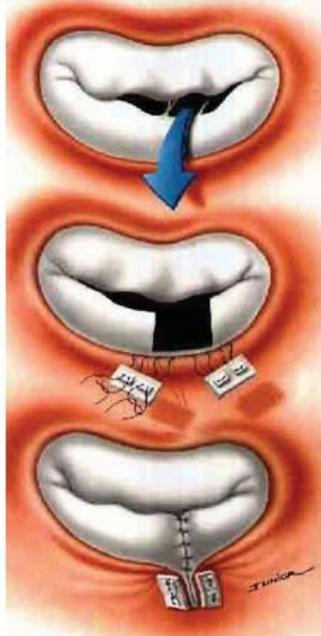
Para este estudo, não foram renderizadas imagens específicas do aparato subvalvar. Contudo, de forma indireta, as tensões calculadas pelo programa nas cúspides refletem indiretamente o comportamento desta região.

Para efeito comparativo e criação de um grupo referência/ controle, dez pacientes não portadores de doença valvar mitral ou quaisquer outras doenças estruturais cardíacas, ou seja, saudáveis do ponto de vista do funcionamento cardíaco; que realizaram ecocardiografia transesofágica tridimensional no serviço de Ecocardiografia do INCOR por outras indicações, quer sejam exames preventivos, suspeitas de patologias não confirmadas, entre outras; foram agregados ao estudo. As imagens geradas foram tratadas e renderizadas pelo mesmo programa e seguindo o mesmo método, gerando tabela com dados que foram usados para referência do resultado obtido no pós-operatório dos pacientes de nosso estudo.

3.6 Técnica cirúrgica

A cirurgia realizada em todos os pacientes foi a plástica valvar mitral, pela técnica cirúrgica que consistia na identificação do segmento da cúspide posterior que apresentava regurgitação, seguido de sua ressecção quadrangular, com rafia borda a borda da cúspide e anuloplastia segmentar na região do anel imediatamente relacionada, utilizando-se fios de poliéster com “pledges” e reforço com dupla tira de teflon – Técnica do Duplo Teflon anteriormente descrita por Pomerantzeff et al. ⁷⁵

Figura 9: Esquemática da técnica cirúrgica de plástica valvar pela técnica do Duplo-Teflon



Fonte: Pomerantzeff 2002

3.7 Peças cirúrgicas/ fragmentos do tecido valvar mitral

O fragmento da cúspide posterior ressecado, foi enviado para o estudo anatomopatológico. Em nosso estudo, contudo, este fragmento também era medido, considerando-se suas medidas na face orientada para o anel (nomeada como medida da largura basal - B), a medida da borda que compreendia a face livre da cúspide (nomeada como medida da largura da borda livre - BL), e aquela medida que correspondia a distância entre o meio das duas faces (nomeada como medida da

altura do fragmento - A), com auxílio de régua estéril e ainda dentro do momento cirúrgico.

Para fins de comparação de amostras e cálculos de resultados individualizados e, considerando que a espessura da cúspide valvar era mínima e não quantificada em nosso estudo, indexamos o valor de cada fragmento ressecado por sua área e não seu volume. Para isso, consideramos o fragmento ressecado como um formato de trapézio planificado sobre um campo cirúrgico, obtendo-se sua largura como a média da medida obtida com a soma da largura basal com a largura da borda livre, multiplicada pela altura do fragmento.

3.8 Dados epidemiológicos

Os dados sobre idade, gênero, comorbidades prévias, uso de medicamentos, e classe funcional NYHA no momento da cirurgia foram levantados através do histórico de consultas ambulatoriais do paciente durante o pré-operatório e confirmados no momento de sua internação para a realização da cirurgia.

Os escores de risco EuroScore II e STS também foram da mesma forma calculados e descritos, para melhor caracterização da população do estudo.

4. RESULTADOS

4.1 Dados populacionais

Foram avaliados 40 pacientes com idade entre 44 e 85 anos (média de 62,9 anos com desvio-padrão de 10,1 anos e mediana de 63,5 anos). 26 pacientes (65%) eram do sexo masculino. Com relação às comorbidades, a mais prevalente na população do estudo foi a Hipertensão Arterial Sistêmica (65% da amostra), seguida de Dislipidemia (27,5%), Doença Tireoidiana (20%), Fibrilação Atrial (17,5%), Doença Renal Crônica (15%), Passado de Doença Neoplásica (15%), Diabetes Mellitus (12,5%), Transtorno Depressivo Ansioso (10%), Acidente Vascular Cerebral (10%), DPOC/ Asma (7,5%) e Obesidade (5%). Dentre a prevalência de hábitos de vida nesta população, o Etilismo era presente em 17,5 %, o Tabagismo em 15% e o histórico de uso atual ou prévio de substâncias ilícitas em 2,5%.

Quanto à classe funcional, 9 pacientes (22,5%) apresentavam-se em classe funcional NYHA grau I no momento da cirurgia, 21 pacientes (52,5%) em classe funcional grau II e 10 pacientes (25%) em classe funcional grau III. O STS Score variou de 0,159 a 2,480 (média de 0,633 com desvio-padrão de 0,426 e mediana de 0,566). O Euroscore II variou de 0,500 a 2,190 (média de 0,966 com desvio-padrão de 0,415 e mediana de 0,830).

Na tabela 1 apresentamos a caracterização da população do estudo.

Tabela 1: Caracterização dos pacientes (Continua)

Variável		
Idade		62,9 ± 10,1
Gênero	Homem	26 (65%)
	Mulher	14 (35%)

Tabela 1: Caracterização dos pacientes (Continuação)

Variável		
Comorbidades	HAS	26 (65%)
	DLP	11 (27,5%)
	D. Tireoidiana	8 (20%)
	FA	7 (17,5%)
	DRC	6 (15%)
	Neoplasia	6 (15%)
	DM	5 (12,5%)
	Depressão/ Ansiedade	4 (10%)
	AVC	4 (10%)
	DPOC/ Asma	3 (7,5%)
	Obesidade	2 (5%)
	Hábitos de vida	Etilismo
Tabagismo		6 (15%)
Substâncias ilícitas		1 (2,5%)
Classe funcional (NYHA)	I	9 (22,5%)
	II	21 (52,5%)
	III	10 (25%)
Escores de risco	STS - Mediana (IQR)	0,566 (0,325 – 0,778)
	Euroscore - Mediana (IQR)	0,830 (0,690 – 1,220)

Verificamos se a amostra de casos submetidos à plástica valvar e os controles eram comparáveis em termos de características demográficas e clínicas (Tabelas 2 e 3), com a finalidade de determinar a homogeneidade das amostras para a comparação estatística.

De acordo com a Tabela 2 observou-se que o gênero masculino foi o mais frequente tanto entre casos como entre controles e que, independente do grupo, a média de idade dos sujeitos avaliados foi de 62 anos, variando de 41 a 85 anos. Verificou-se apenas diferença significativa entre casos e controles quanto à distribuição dos pacientes na classe NYHA ($p < 0,001$), isto é, todos os sujeitos controles foram classificados como classe I enquanto entre os pacientes submetidos à cirurgia a classe II era a mais prevalente, o que se justifica quando consideramos que os controles eram indivíduos saudáveis.

Tabela 2: Dados demográficos dos participantes avaliados de acordo com grupo

	Grupo			p-valor
	Total (n=50)	Casos (n=40)	Controles (n=10)	
Gênero				>0,999
Feminino	18 (36,0%)	14 (35,0%)	4 (40,0%)	
Masculino	32 (64,0%)	26 (65,0%)	6 (60,0%)	
Idade, anos				0,180
Média (desvio padrão)	62,0 (10,1)	62,9 (10,1)	58,1 (9,9)	
Mínimo – máximo	41 – 85	44 – 85	41 – 72	
NYHA				<0,001
I	19 (38,0%)	9 (22,5%)	10 (100,0%)	
II	21 (42,0%)	21 (52,5%)	0 (0,0%)	
III	10 (20,0%)	10 (25,0%)	0 (0,0%)	

A Tabela 3 demonstra que participantes submetidos à plástica valvar não se diferenciaram de forma significativa de controles com relação à presença das comorbidades avaliadas ($p > 0,05$).

Tabela 3: Distribuição das comorbidades de acordo com grupo (Continua)

Comorbidades	Grupo			p-valor
	Total (n=50)	Casos (n=40)	Controles (n=10)	
HAS	31 (62,0%)	26 (65,0%)	5 (50,0%)	0,474
Obesidade	4 (8,0%)	2 (5,0%)	2 (20,0%)	0,174

Tabela 3: Distribuição das comorbidades de acordo com grupo (Continuação)

Comorbidades	Total (n=50)	Grupo		p-valor
		Casos (n=40)	Controles (n=10)	
FA	7 (14,0%)	7 (17,5%)	0 (0,0%)	0,319
DM	7 (14,0%)	5 (12,5%)	2 (20,0%)	0,616
DPOC/Asma	4 (8,0%)	3 (7,5%)	1 (10,0%)	>0,999
DLP	16 (32,0%)	11 (27,5%)	5 (50,0%)	0,256
AVC	4 (8,0%)	4 (10,0%)	0 (0,0%)	0,571
IAM	1 (2,0%)	1 (2,5%)	0 (0,0%)	>0,999
Neoplasia	6 (12,0%)	6 (15,0%)	0 (0,0%)	0,327
Doença tireoidiana	9 (18,0%)	8 (20,0%)	1 (10,0%)	0,665
DRC	6 (12,0%)	6 (15,0%)	0 (0,0%)	0,327
Depressão/Ansiedade	7 (14,0%)	4 (10,0%)	3 (30,0%)	0,133
Doença Autoimune	1 (2,0%)	1 (2,5%)	0 (0,0%)	>0,999
Tabagismo	9 (18,0%)	6 (15,0%)	3 (30,0%)	0,358
Etilismo	9 (18,0%)	7 (17,5%)	2 (20,0%)	>0,999
Uso de Substância Ilícita	1 (2,0%)	1 (2,5%)	0 (0,0%)	>0,999

4.2 Intraoperatório e período intra-hospitalar

Na tabela 4 apresentamos os valores descritivos dos tempos de circulação extracorpórea (CEC), de clampeamento aórtico (Anóxia), e os tempos de UTI e internação.

Tabela 4: Descrição dos dados cirúrgicos e internação dos 40 participantes avaliados (Continua)

Dados cirúrgicos	Nº / (%)
Tempo CEC, minutos	
Mediana (IQR)	71 (65 – 80)
Mínimo – máximo	54 – 94

Tabela 4: Descrição dos dados cirúrgicos e internação dos 40 participantes avaliados
(Continuação)

Dados cirúrgicos	Nº / (%)
Tempo Anoxia , minutos	
Mediana (IQR)	54 (48 – 62)
Mínimo – máximo	40 – 74
Tempo UTI , dias	
Mediana (IQR)	3,5 (3 – 4)
Mínimo – máximo	2 – 14
Tempo de internação , dias	
Mediana (IQR)	9 (8 – 11)
Mínimo – máximo	4 – 26

Observa-se que o tempo mediano de CEC foi de 71 minutos variando de 54 a 94 minutos; o tempo de permanência em UTI variou de 2 a 14 dias e o de internação apresentou variação entre 4 e 26 dias.

Tabela 5: Medidas descritivas dos fragmentos ressecados dos 40 participantes avaliados
(Continua)

Medidas dos fragmentos	Medida descritiva
Superfície corporal (Dubois, m ²)	
Mediana (IQR)	1,85 (1,68 – 1,97)
Mínimo – máximo	1,46 – 2,17
A , (mm)	
Mediana (IQR)	20 (15 – 20)
Mínimo – máximo	7 – 25
B , (mm)	
Mediana (IQR)	10 (8 – 15)
Mínimo – máximo	3 – 20
BL , (mm)	
Mediana (IQR)	13 (10 – 18)
Mínimo – máximo	3 – 30
Fragmento Área , (mm ²)	
Mediana (IQR)	230,0 (161,5 – 295,0)
Mínimo – máximo	39,0 – 462,5

Tabela 5: Medidas descritivas dos fragmentos ressecados dos 40 participantes avaliados (Continuação)

Medidas dos fragmentos	Medida descritiva
Relação Área Fragmento/ Superfície Corporal	
Corporal	
Mediana (IQR)	116,81 (90,85 – 164,46)
Mínimo – máximo	25,13 – 264,35

IQR: intervalo interquartil

A Tabela 5 apresenta as medidas descritivas dos fragmentos ressecados, bem como sua relação com a superfície corporal. Observamos que a mediana da área do fragmento ressecado foi igual a 230 mm² variando de 39 a 462,5 mm²; a relação entre a área do fragmento e da superfície corporal apresentou variação entre 25,1 e 264,3 com mediana igual a 116,8.

Tabela 6: Frequências absolutas e percentuais dos achados no intraoperatório

Intraoperatório		n	%
Prolapso Posterior (Segmentos)			
	P2	33	82,5
	P1 e P2	3	7,5
	P2 e P3	2	5
	P1	1	2,5
	P3	1	2,5
Rotura da corda		28	70
Cordas redundantes		7	17,5
Espessamento		1	2,5

Na avaliação cirúrgica intraoperatória da valva mitral, dentre os segmentos prolapsados nesta amostra, o mais prevalente foi o prolapso isolado do segmento P2, que ocorreu em 82,5 % dos pacientes do grupo submetido à plástica valvar, conforme demonstrado na tabela 6. O acometimento concomitante de P1 e P2 foi o segundo

mais frequente, em 7,5% da amostra, seguido do acometimento concomitante dos segmentos P2 e P3 em 5%, e isolado em P1 e P3 em 2,5 % da amostra. O achado de rotura de corda foi observado em 70% da amostra, bem como cordas redundantes em 17,5% e espessamento macroscópico do folheto em 2,5%.

4.3 Desfecho pós-operatório

Considerando a ocorrência em qualquer período da internação de arritmias, presença de infecção, pneumotórax, acidente vascular encefálico, tromboembolismo pulmonar, desmame lento de drogas vasoativas e morte; observamos intercorrências durante a internação em metade da amostra do estudo (50% - 20 casos). A de maior incidência foi a presença de arritmia no pós-operatório, totalizando 12 casos. A arritmia mais prevalente foi a fibrilação atrial (77,7% dos casos de arritmia). Todas as intercorrências foram clínicas, com boa evolução. Houve apenas um episódio de tromboembolia pulmonar, com boa evolução após anticoagulação, não houve óbito hospitalar ou presença de acidente vascular encefálico.

Todos os pacientes obtiveram melhora da regurgitação valvar mitral no pós-operatório, sendo achado insuficiência mitral moderada em apenas dois pacientes após a cirurgia.

Os resultados do estudo anatomopatológico nesta série confirmaram a presença de causa degenerativa em todos os pacientes, conforme critério de inclusão.

4.4 Dados ecocardiográficos

Os pacientes realizaram exame ecocardiográfico nos momentos pré e pós-operatório. Na tabela 7 apresentamos os valores descritivos das variáveis ecocardiográficas analisadas.

Tabela 7: Comparação entre momento pré e pós cirurgia das medidas valvares obtidas pelo ecocardiograma representadas como média \pm desvio padrão

Medidas valvares	Pré	Pós	Diferença média entre Pós e Pré	p-valor	Varição % da diferença média em relação ao Pré
Seio Aórtico, mm	33,7 \pm 4,2 (n=40)	34,9 \pm 4,8 (n=37)	1,2 \pm 0,6	0,049	3,6
AE, mm	49,6 \pm 5,8 (n=40)	45,4 \pm 6,4 (n=37)	-4,2 \pm 0,9	<0,001	-8,5
VD basal, mm	36,0 \pm 4,8 (n=40)	36,1 \pm 4,2 (n=37)	0,1 \pm 0,7	0,839	0,3
VD médio, mm	25,7 \pm 4,0 (n=38)	25,2 \pm 4,3 (n=36)	-0,5 \pm 0,7	0,446	-1,9
Septo, mm	9,7 \pm 1,3 (n=40)	10,0 \pm 1,3 (n=37)	0,3 \pm 0,2	0,131	3,1
Parede Posterior VE, mm	9,4 \pm 1,3 (n=40)	9,8 \pm 1,2 (n=37)	0,4 \pm 0,2	0,079	4,3
DDVE, mm	57,5 \pm 6,1 (n=40)	53,2 \pm 5,7 (n=37)	-4,3 \pm 0,9	<0,001	-7,5
DSVE, mm	36,8 \pm 4,8 (n=40)	36,9 \pm 6,5 (n=37)	0,1 \pm 0,7	0,879	0,3
Volume Diastólico, mm	164,2 \pm 40,1 (n=39)	137,2 \pm 31,5 (n=34)	-27,0 \pm 5,9	<0,001	-16,4
Volume Sistólico, mm	58,5 \pm 18,3 (n=39)	58,0 \pm 21,1 (n=34)	-0,5 \pm 2,6	0,848	-0,9
Fração de Encurtamento, %	36,1 \pm 3,7 (n=37)	33,1 \pm 3,7 (n=30)	-3,0 \pm 0,8	<0,001	-8,3
FE Teicholz, %	64,4 \pm 5,4 (n=40)	58,3 \pm 7,7 (n=40)	-6,1 \pm 1,1	<0,001	-9,5
Índice de Massa, g/m²	121,6 \pm 35,4 (n=40)	112,0 \pm 27,3 (n=37)	-9,6 \pm 4,0	0,017	-7,9
Espessura relativa da parede	0,33 \pm 0,05 (n=40)	0,37 \pm 0,06 (n=37)	0,04 \pm 0,01	<0,001	12,1
PSAP, mmHg	41,8 \pm 19,1 (n=34)	30,7 \pm 6,0 (n=23)	-11,1 \pm 4,1	0,007	-26,6

De acordo com esta tabela pode-se observar que os parâmetros VD basal, VD médio, septo, parede posterior VE, DSVE e volume sistólico não apresentaram variação significativa da média entre os momentos pré e pós cirurgia ($p > 0,05$).

Ainda de acordo com a mesma tabela, verificou-se que, para os parâmetros seio aórtico e espessura relativa da parede houve variação significativa positiva entre os momentos avaliados, isto é, a média no momento pós-operatório foi estatisticamente maior do que a do momento pré-operatório. Para o seio aórtico a diferença média estimada entre esses momentos foi igual a $1,2 \pm 0,6$ mm ($p = 0,049$) e $0,04 \pm 0,01$ ($p < 0,001$) para a espessura relativa da parede.

Para os parâmetros AE, DDVE, volume diastólico, fração de encurtamento, FE Teicholz e PSAP também foi observada diferença significativa entre os dois momentos avaliados. Entretanto para estes parâmetros a diferença média observada foi negativa, ou seja, o valor observado no momento pós foi menor do que aquele do momento pré. As diferenças médias observadas foram iguais a $-4,2 \pm 0,9$ mm para AE ($p < 0,001$), $-4,3 \pm 0,9$ mm para DDVE ($p < 0,001$), $-27,0 \pm 5,9$ mmHg para o volume diastólico ($p < 0,001$), $-3,0 \pm 0,8$ % para a fração de encurtamento ($p < 0,001$), $-6,1 \pm 1,1$ % para FE Teicholz ($p < 0,001$) e $-11,1 \pm 4,1$ mmHg ($p < 0,001$) para PSAP.

Todos os pacientes selecionados para o estudo apresentavam insuficiência mitral importante no pré-operatório. No momento pós-operatório demonstrado na tabela 8, 77,5% dos pacientes do estudo apresentaram insuficiência mitral mínima, 17,5% insuficiência residual discreta e 5,0% insuficiência mitral moderada.

Tabela 8: Distribuição do resultado da plástica valvar mitral para os 40 pacientes avaliados

Resultado da plástica valvar mitral	Nº (%)
Mínimo	31 (77,5)
Discreto	7 (17,5)
Moderado	2 (5,0)

4.5 Análise dos dados obtidos com o programa QLab

Na tabela 9 apresentamos as variáveis valvares medidas nos momentos pré e pós cirúrgico, pela análise computacional através do programa QLab da Philips®,

em sua versão 15.0.0, e a partir dos dados adquiridos com a realização da ecocardiografia 3D transesofágica perioperatória.

Tabela 9: Valores das variáveis valvares medidas dos 40 pacientes do estudo nos momentos pré e pós-operatório, obtidos com a avaliação através do programa QLab (Continua)

Medidas	Pré (n=40)	Pós (n=40)	Diferença média entre Pós e Pré	p-valor	Varição % da diferença média em relação ao Pré
Diâmetro AP	3,94 ± 0,52	3,52 ± 0,34	-0,42 ± 0,06	<0,001	-10,7
Diâmetro AL-PM	4,10 ± 0,38	3,67 ± 0,38	-0,43 ± 0,05	<0,001	-10,5
Índice de Esfericidade (AP / AL-PM)	0,96 ± 0,08	0,96 ± 0,07	0,00 ± 0,01	0,957	0,0
Distância Intertrigonal	2,96 ± 0,34	2,77 ± 0,38	-0,19 ± 0,04	<0,001	-6,4
Diâmetro Comissural	3,97 ± 0,38	3,61 ± 0,38	-0,36 ± 0,06	<0,001	-9,1
Área do Anel em Forma de Sela (3D)	13,38 ± 2,73	10,86 ± 1,99	-2,52 ± 0,32	<0,001	-18,8
Perímetro do Anel em Forma de Sela (3D)	13,55 ± 1,30	12,32 ± 1,04	-1,23 ± 0,18	<0,001	-9,1
Área do Anel em Forma de D (2D)	11,45 ± 2,61	9,12 ± 1,79	-2,33 ± 0,32	<0,001	-20,3
Perímetro do Anel em Forma de D	12,59 ± 1,39	11,30 ± 1,00	-1,29 ± 0,18	<0,001	-10,2
Altura do Anel	1,10 ± 0,19	1,10 ± 0,20	0,00 ± 0,04	0,965	0,0
Ângulo Não-Planar	137,99 ± 12,70	137,59 ± 8,59	-0,40 ± 1,98	0,842	-0,3
Volume em Tenda	3,42 ± 2,76	3,19 ± 1,68	-0,23 ± 0,42	0,577	-6,7
Profundidade de Coaptação	7,37 ± 4,05	9,78 ± 2,29	2,41 ± 0,61	<0,001	32,7
Área em Tenda	2,10 ± 1,19	2,03 ± 0,63	-0,07 ± 0,17	0,703	3,3
Ângulo AAo-AP	105,57 ± 10,09	102,60 ± 6,00	-2,97 ± 1,35	0,028	2,8
Altura Máxima do Prolapso	5,17 ± 2,25	3,44 ± 1,77	-1,73 ± 0,44	<0,001	33,5
Abertura Máxima da Falha de Coaptação	8,24 ± 4,96	0,36 ± 0,56	-7,88 ± 0,78	<0,001	-95,6
Largura Máxima da Falha de Coaptação	41,48 ± 7,55	36,94 ± 5,87	-4,54 ± 1,19	<0,001	-10,9
Área Máxima da Falha de Coaptação (3D)	1,57 ± 1,26	0,04 ± 0,06	-1,53 ± 0,20	<0,001	-97,5

Tabela 9: Valores das variáveis valvares medidas dos 40 pacientes do estudo nos momentos pré e pós-operatório, obtidos com a avaliação através do programa QLab (Continuação)

Medidas	Pré (n=40)	Pós (n=40)	Diferença média entre Pós e Pré	p-valor	Varição % da diferença média em relação ao Pré
Área do Folheto Anterior	7,85 ± 1,65	7,23 ± 1,60	-0,62 ± 0,26	0,017	-7,9
Área do Folheto Posterior	8,44 ± 2,29	6,04 ± 1,34	-2,40 ± 0,27	<0,001	-28,7
Ângulo Distal do Folheto Anterior	25,41 ± 10,56	21,91 ± 4,43	-3,50 ± 1,59	0,027	-13,8
Ângulo do Folheto Posterior	26,14 ± 13,45	41,94 ± 10,56	15,80 ± 2,64	<0,001	60,4
Comprimento do Folheto Anterior	2,86 ± 0,37	2,78 ± 0,37	-0,08 ± 0,06	0,222	-2,8
Comprimento do Folheto Posterior	2,13 ± 0,49	1,65 ± 0,35	-0,48 ± 0,06	<0,001	-22,5
Área do Anel (2D)	12,67 ± 2,74	10,13 ± 1,90	-2,54 ± 0,31	<0,031	-20,0
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (2D)	3,87 ± 0,54	3,47 ± 0,37	-0,40 ± 0,08	<0,001	-10,3
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (3D)	4,19 ± 0,76	3,61 ± 0,40	-0,58 ± 0,10	<0,001	-13,8
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (2D)	3,93 ± 0,70	3,48 ± 0,38	-0,45 ± 0,09	<0,001	-11,5
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (3D)	4,25 ± 0,86	3,60 ± 0,40	-0,65 ± 0,11	<0,001	-15,3
Anel em Forma de C	9,63 ± 1,15	8,56 ± 0,92	-1,07 ± 0,18	<0,001	-11,1
Deslocamento Anular (max)	7,21 ± 2,32	4,94 ± 1,56	-2,27 ± 0,37	<0,001	-31,5
Velocidade do Deslocamento Anular (max)	25,11 ± 7,93	21,93 ± 11,58	-3,18 ± 2,59	0,219	-12,7
Fração do Volume em Tenda	86,67 ± 10,68	73,26 ± 10,93	-13,41 ± 2,27	<0,001	-15,5
Fração da Área Anular (2D)	16,78 ± 4,92	14,42 ± 5,90	-2,36 ± 0,92	0,011	-14,1

Observamos que há decréscimo significativo do momento pré para o momento pós nas medidas diâmetro AP, diâmetro AL-PM, distância intertrigonal, diâmetro comissural, área do anel em forma de sela (3D), perímetro do anel em forma de sela (3D), área do anel em forma D (2D), perímetro do anel em forma D, altura máxima do prolapso, lacuna de coaptação máxima, área aberta total na coaptação (3D), área da cúspide anterior, área da cúspide posterior, ângulo distal da cúspide anterior, comprimento da cúspide posterior, área anelar (2D), comprimento da linha de oclusão anterior (2D), comprimento da linha de oclusão anterior (3D), comprimento da linha de oclusão posterior (2D), comprimento da linha de oclusão posterior (3D), anel em forma de C, disposição anelar (max), fração do volume em tenda e fração da área anelar (2D). Não observamos alterações significativas nas demais medidas.

Na tabela 10 apresentamos as medidas valvares para o grupo submetido à plástica valvar frente ao grupo controle, que eram os pacientes sem doença valvar.

Tabela 10: Comparação entre os grupos plástica valvar e controle, frente aos parâmetros obtidos via modelo computacional representados como média \pm desvio padrão (Continua)

Parâmetro	Grupo			p-valor
	Total (n=50)	Casos (n=40)	Controles (n=10)	
Diâmetro AP	3,55 \pm 0,35	3,52 \pm 0,34	3,68 \pm 0,41	0,206
Diâmetro AL-PM	3,71 \pm 0,41	3,67 \pm 0,38	3,86 \pm 0,53	0,210
Índice de Esfericidade (AP / AL-PM)	0,96 \pm 0,06	0,96 \pm 0,07	0,96 \pm 0,05	0,898
Distância Intertrigonal	2,75 \pm 0,40	2,77 \pm 0,38	2,66 \pm 0,51	0,452
Diâmetro Comissural	3,65 \pm 0,41	3,61 \pm 0,38	3,81 \pm 0,51	0,180
Área do Anel em Forma de Sela (3D)	11,06 \pm 2,26	10,86 \pm 1,99	11,92 \pm 3,21 ^a	0,207
Perímetro do Anel em Forma de Sela (3D)	12,32 \pm 1,32	12,32 \pm 1,04	12,32 \pm 2,28 ^a	0,999
Área do Anel em Forma de D (2D)	9,38 \pm 2,00	9,12 \pm 1,79	10,42 \pm 2,53	0,065
Perímetro do Anel em Forma de D	11,39 \pm 1,16	11,30 \pm 1,00	11,82 \pm 1,71 ^a	0,228
Altura do Anel	1,10 \pm 0,20	1,10 \pm 0,20	1,09 \pm 0,23	0,839
Ângulo Não-Planar	137,76 \pm 8,27	137,59 \pm 8,59	138,42 \pm 7,22	0,782
Volume em Tenda	3,07 \pm 1,56	3,19 \pm 1,68	2,57 \pm 0,84	0,266

Tabela 10: Comparação entre os grupos plástica valvar e controle, frente aos parâmetros obtidos via modelo computacional representados como média \pm desvio padrão (Continuação)

Parâmetro	Grupo			p-valor
	Total (n=50)	Casos (n=40)	Controles (n=10)	
Profundidade de Coaptação	9,48 \pm 2,27	9,78 \pm 2,29	8,29 \pm 1,84	0,065
Área em Tenda	2,07 \pm 0,65	2,03 \pm 0,63	2,21 \pm 0,72	0,437
Ângulo AAo-AP	104,58 \pm 7,31	102,60 \pm 6,00	112,46 \pm 6,99	<0,001
Altura Máxima do Prolapso	3,39 \pm 1,87	3,44 \pm 1,77	3,19 \pm 2,34	0,713
Abertura Máxima da Falha de Coaptação	0,31 \pm 0,52	0,36 \pm 0,56	0,13 \pm 0,28	0,210
Largura Máxima da Falha de Coaptação	37,17 \pm 5,73	36,94 \pm 5,87	38,07 \pm 5,34	0,582
Área Máxima da Falha de Coaptação (3D)	0,04 \pm 0,06	0,04 \pm 0,06	0,02 \pm 0,03	0,196
Área do Folheto Anterior	7,30 \pm 1,58	7,23 \pm 1,60	7,56 \pm 0,50	0,555
Área do Folheto Posterior	6,26 \pm 1,60	6,04 \pm 1,34	7,14 \pm 2,27	0,052
Ângulo Distal do Folheto Anterior	22,66 \pm 5,86	21,91 \pm 4,43	25,65 \pm 9,48	0,071
Ângulo do Folheto Posterior	41,78 \pm 10,51	41,94 \pm 10,56	41,12 \pm 10,84	0,827
Comprimento do Folheto Anterior	2,79 \pm 0,35	2,78 \pm 0,37	2,84 \pm 0,25	0,658
Comprimento do Folheto Posterior	1,68 \pm 0,37	1,65 \pm 0,35	1,78 \pm 0,45	0,302
Área do Anel (2D)	10,32 \pm 2,14	10,13 \pm 1,90	11,09 \pm 2,89	0,208
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (2D)	3,49 \pm 0,40	3,47 \pm 0,37	3,58 \pm 0,50	0,430
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (3D)	3,63 \pm 0,43	3,61 \pm 0,40	3,69 \pm 0,52	0,621
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (2D)	3,50 \pm 0,40	3,48 \pm 0,38	3,58 \pm 0,50	0,498

Tabela 10: Comparação entre os grupos plástica valvar e controle, frente aos parâmetros obtidos via modelo computacional representados como média \pm desvio padrão (Continuação)

Parâmetro	Grupo			p-valor
	Total (n=50)	Casos (n=40)	Controles (n=10)	
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (3D)	3,62 \pm 0,42	3,60 \pm 0,40	3,69 \pm 0,53	0,536
Anel em Forma de C	8,67 \pm 1,01	8,56 \pm 0,92	9,15 \pm 1,24	0,098
Deslocamento Anular (max)	5,47 \pm 1,97	4,94 \pm 1,56	7,57 \pm 2,12	<0,001
Velocidade do Deslocamento Anular (max)	24,08 \pm 11,69	21,93 \pm 11,58	29,47 \pm 10,65	0,085
Fração do Volume em Tenda	71,88 \pm 15,93	73,26 \pm 10,93	66,51 \pm 28,43	0,236
Fração da Área Anular (2D)	13,82 \pm 6,08	14,42 \pm 5,90	11,42 \pm 6,52	0,164

a. n=9

Concluimos que não existem diferenças estatísticas significantes na maioria das variáveis apresentadas pelo programa em relação aos pacientes submetidos à plástica valvar e nosso grupo controle, de pacientes sem doença valvar mitral. Houve diferença estatisticamente significativa para os grupos apenas nas variáveis “Ângulo AAO-AP” e “Disposição Anular (max)”. A média do Ângulo AAO-AP de participantes controles foi $9,86^\circ \pm 2,2^\circ$ maior do que a observada entre participantes casos, o que representa uma diferença de 8,8%. Já a diferença média da Disposição Anular (max) entre participantes controles e casos foi $2,63 \pm 0,59$ mm, o que representa uma diferença de 34,7%.

Na tabela 11 apresentamos as medidas valvares obtidas pelo programa QLab em relação aos resultados da plástica valvar mitral no pós-operatório, correlação realizada através de um modelo linear generalizado.

Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento (Continua)

Medidas valvares	Resultado procedimento	Pós-operatório	p-valor
Diâmetro AP	Mínimo	3,44 ± 0,31	
	Discreto	3,73 ± 0,26	<0,001
	Moderado	4,05 ± 0,07	
	p-valor	0,045	
Diâmetro AL-PM	Mínimo	3,59 ± 0,36	
	Discreto	3,87 ± 0,47	<0,001
	Moderado	4,24 ± 0,24	
	p-valor	0,012	
Índice de Esfericidade (AP / AL-PM)	Mínimo	0,96 ± 0,07	
	Discreto	0,97 ± 0,09	0,670
	Moderado	0,96 ± 0,04	
	p-valor	0,914	
Distância Intertrigonal	Mínimo	2,73 ± 0,40	
	Discreto	2,90 ± 0,27	0,160
	Moderado	2,90 ± 0,24	
	p-valor	0,456	
Diâmetro Commissural	Mínimo	3,52 ± 0,32	
	Discreto	3,81 ± 0,46	0,019
	Moderado	4,20 ± 0,25	
	p-valor	0,019	
Área do Anel em Forma de Sela (3D)	Mínimo	10,39 ± 1,77	
	Discreto	12,07 ± 2,02	0,002
	Moderado	13,90 ± 1,28	
	p-valor	0,031	
Perímetro do Anel em Forma de Sela (3D)	Mínimo	12,09 ± 0,95	
	Discreto	12,93 ± 1,00	0,015
	Moderado	13,79 ± 0,52	
	p-valor	0,033	

Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento (Continuação)

Medidas valvares	Resultado procedimento	Pós-operatório	p-valor
Área do Anel em Forma de D (2D)	Mínimo	8,68 ± 1,54	
	Discreto	10,18 ± 1,85	0,005
	Moderado	12,13 ± 1,13	
	p-valor	0,029	
Perímetro do Anel em Forma de D	Mínimo	11,08 ± 0,88	
	Discreto	11,86 ± 1,07	<0,001
	Moderado	12,77 ± 0,57	
	p-valor	0,040	
Altura do Anel	Mínimo	1,09 ± 0,21	
	Discreto	1,18 ± 0,16	0,717
	Moderado	1,02 ± 0,07	
	p-valor	0,435	
Ângulo Não-Planar	Mínimo	136,60±8,22	
	Discreto	137,79±8,03	0,414
	Moderado	152,33±1,24	
	p-valor	0,133	
Volume em Tenda	Mínimo	3,00 ± 1,77	
	Discreto	3,40 ± 0,72	0,837
	Moderado	5,38 ± 1,54	
	p-valor	0,330	
Profundidade da Coaptação	Mínimo	9,62 ± 2,51	
	Discreto	10,22 ± 1,33	0,267
	Moderado	10,56 ± 1,48	
	p-valor	0,866	
Área em Tenda	Mínimo	1,91 ± 0,64	
	Discreto	2,30 ± 0,25	0,688
	Moderado	2,90 ± 0,77	
	p-valor	0,236	

Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento (Continuação)

Medidas valvares	Resultado procedimento	Pós-operatório	p-valor
Ângulo AAO-AP	Mínimo	102,06 ± 6,07	
	Discreto	103,66 ± 5,92	0,153
	Moderado	107,37 ± 5,04	
	p-valor	0,644	
Altura Máxima do Prolapso	Mínimo	3,68 ± 1,87	
	Discreto	2,88 ± 1,05	0,512
	Moderado	1,71 ± 0,23	
	p-valor	0,292	
Abertura Máxima da Falha de Coaptação	Mínimo	0,37 ± 0,58	
	Discreto	0,43 ± 0,54	0,006
	Moderado	0,0 #	
	p-valor	0,989	
Largura Máxima da Falha de Coaptação	Mínimo	37,04 ± 6,38	
	Discreto	35,35 ± 3,40	0,242
	Moderado	40,96 ± 2,10	
	p-valor	0,583	
Área Máxima da Falha de Coaptação (3D)	Mínimo	0,04 ± 0,05	
	Discreto	0,07 ± 0,09	0,012
	Moderado	0,0 #	
	p-valor	0,995	
Área do Folheto Anterior	Mínimo	6,90 ± 1,48	
	Discreto	7,94 ± 1,38	0,003
	Moderado	9,82 ± 1,39	
	p-valor	0,016	
Área do Folheto Posterior	Mínimo	5,88 ± 1,37	
	Discreto	6,44 ± 1,20	0,036
	Moderado	7,14 ± 0,19	
	p-valor	0,544	

Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento (Continuação)

Medidas valvares	Resultado procedimento	Pós-operatório	p-valor
Ângulo Distal do Folheto Anterior	Mínimo	21,91 ± 4,71	0,308
	Discreto	22,72 ± 3,46	
	Moderado	19,14 ± 2,53	
	p-valor	0,865	
Ângulo do Folheto Posterior	Mínimo	41,86 ± 11,59	0,207
	Discreto	41,05 ± 6,70	
	Moderado	46,29 ± 1,97	
	p-valor	0,866	
Comprimento do Folheto Anterior	Mínimo	2,71 ± 0,37	0,451
	Discreto	2,93 ± 0,18	
	Moderado	3,37 ± 0,16	
	p-valor	0,018	
Comprimento do Folheto Posterior	Mínimo	1,64 ± 0,38	0,520
	Discreto	1,70 ± 0,24	
	Moderado	1,60 ± 0,02	
	p-valor	0,933	
Área do Anel (2D)	Mínimo	9,66 ± 1,60	0,001
	Discreto	11,30 ± 2,06	
	Moderado	13,32 ± 1,36	
	p-valor	0,023	
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (2D)	Mínimo	3,45 ± 0,38	0,480
	Discreto	3,42 ± 0,31	
	Moderado	3,90 ± 0,16	
	p-valor	0,405	
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (3D)	Mínimo	3,61 ± 0,42	0,496
	Discreto	3,51 ± 0,35	
	Moderado	4,05 ± 0,20	
	p-valor	0,552	

Tabela 11: Comparação entre o momento pós-operatório das medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com resultado após o procedimento (Conclusão)

Medidas valvares	Resultado procedimento	Pós-operatório	p-valor
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (2D)	Mínimo	3,47 ± 0,40	
	Discreto	3,41 ± 0,30	0,028
	Moderado	3,90 ± 0,16	
	p-valor	0,516	
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (2D)	Mínimo	3,59 ± 0,41	
	Discreto	3,48 ± 0,33	0,020
	Moderado	4,05 ± 0,20	
	p-valor	0,564	
Anel em Forma de C	Mínimo	8,38 ± 0,88	
	Discreto	8,97 ± 0,83	0,304
	Moderado	9,87 ± 0,33	
	p-valor	0,066	
Deslocamento Anular (max)	Mínimo	4,65 ± 1,52	
	Discreto	5,71 ± 1,34	0,111
	Moderado	6,79 ± 0,98	
	p-valor	0,175	
Velocidade do Deslocamento Anular (max)	Mínimo	20,95 ± 13,00	
	Discreto	24,66 ± 7,55	0,376
	Moderado	23,23	
	p-valor	0,719	
Fração do Volume em Tenda	Mínimo	66,11 ± 24,46	
	Discreto	77,10 ± 8,58	0,232
	Moderado	60,51 ± 7,45	
	p-valor	0,270	
Fração da Área Anular (2D)	Mínimo	14,43 ± 5,80	
	Discreto	15,31 ± 7,30	0,864
	Moderado	11,23 ± 1,65	
	p-valor	0,650	

Dados expressos como média ± desvio padrão

as medidas dessa variável, para os dois pacientes, foram iguais a zero

Esta tabela nos informa que houve correlação direta entre determinados valores obtidos nas variáveis e o resultado cirúrgico pós-operatório, inclusive no intervalo dos valores entre as categorias de resultados.

Todos os pacientes da amostra de nosso estudo, após terem sido submetidos à plástica valvar mitral pela técnica do Duplo-Teflon, obtiveram melhora da competência valvar, com apenas dois casos demonstrando insuficiência valvar mitral moderada como resultado pós-operatório. Estes dois casos foram avaliados de forma pormenorizada, para estabelecer as diferenças principais deles em relação aos demais casos da amostra do estudo.

Tabela 12: Compara os dois casos (grupo Sim) com insuficiência moderada aos demais casos (grupo Não) em relação aos Resultados do ECO [Continua]

Variáveis ECO	Momento	Grupos	Média	Mediana	Desvio Padrão	N	IC	P-valor
Seio Aórtico (mm)	Pré	Não	33,61	33,00	4,19	38	1,33	0,771
		Sim	34,50	34,50	4,95	2	6,86	
	Pós	Não	34,91	34,00	4,76	35	1,58	0,692
		Sim	33,50	33,50	7,78	2	10,78	
AE (mm)	Pré	Não	49,68	49,00	5,99	38	1,90	0,784
		Sim	48,50	48,50	0,71	2	0,98	
	Pós	Não	45,31	45,00	6,53	35	2,16	0,701
		Sim	43,50	43,50	0,71	2	0,98	
VD Basal (mm)	Pré	Não	35,89	35,00	4,89	38	1,55	0,464
		Sim	38,50	38,50	3,54	2	4,90	
	Pós	Não	35,71	36,00	3,80	35	1,26	0,008
		Sim	43,50	43,50	4,95	2	6,86	
VD Médio (mm)	Pré	Não	25,72	26,00	4,08	36	1,33	0,560
		Sim	24,00	24,00	1,41	2	1,96	
	Pós	Não	24,91	24,00	4,40	34	1,48	0,978
		Sim	25,00	25,00	4,24	2	5,88	
Septo (mm)	Pré	Não	9,74	10,00	1,33	38	0,42	0,805
		Sim	9,50	9,50	0,71	2	0,98	
	Pós	Não	10,06	10,00	1,33	35	0,44	0,282
		Sim	9,00	9,00	1,41	2	1,96	
Parede Post. VE (mm)	Pré	Não	9,39	9,00	1,31	38	0,42	0,675
		Sim	9,00	9,00	0,00	2	- x -	
	Pós	Não	9,77	10,00	1,19	35	0,39	0,382
		Sim	9,00	9,00	1,41	2	1,96	

Variáveis ECO	Momento	Grupos	Média	Mediana	Desvio Padrão	N	IC	P-valor
DDVE (mm)	Pré	Não	57,03	56,00	5,93	38	1,89	0,032
		Sim	66,50	66,50	0,71	2	0,98	
	Pós	Não	52,57	53,00	5,49	35	1,82	0,041
		Sim	61,00	61,00	4,24	2	5,88	
DSVE (mm)	Pré	Não	36,29	36,00	4,44	38	1,41	0,004
		Sim	46,00	46,00	1,41	2	1,96	
	Pós	Não	36,29	37,00	5,98	35	1,98	0,050
		Sim	45,50	45,50	12,02	2	16,66	
Volume Diastólico (ml)	Pré	Não	161,62	154,00	38,36	37	12,36	0,022
		Sim	227,50	227,50	4,95	2	6,86	
	Pós	Não	132,88	135,00	29,64	33	10,11	0,028
		Sim	202,00	202,00	- x -	1	- x -	
Volume Sistólico (ml)	Pré	Não	57,00	54,00	16,39	37	5,28	0,002
		Sim	97,00	97,00	7,07	2	9,80	
	Pós	Não	54,24	58,00	17,91	33	6,11	0,001
		Sim	122,00	122,00	- x -	1	- x -	
Fração de encurtamento (%)	Pré	Não	36,43	36,00	3,58	35	1,18	0,043
		Sim	31,00	31,00	2,83	2	3,92	
	Pós	Não	33,17	33,00	3,74	30	1,34	- x -
		Sim	- x -	- x -	- x -	0	- x -	
FE (%) Teicholz	Pré	Não	64,74	65,00	5,23	38	1,66	0,047
		Sim	57,00	57,00	4,24	2	5,88	
	Pós	Não	59,13	60,00	6,94	38	2,21	0,002
		Sim	42,50	42,50	3,54	2	4,90	
Índice de Massa (g/m ²)	Pré	Não	119,08	111,50	34,48	38	10,96	0,048
		Sim	169,50	169,50	2,12	2	2,94	
	Pós	Não	108,71	109,00	26,92	35	8,92	0,104
		Sim	141,00	141,00	12,73	2	17,64	
Espessura relativa da parede	Pré	Não	0,34	0,33	0,05	38	0,02	0,107
		Sim	0,28	0,28	0,01	2	0,01	
	Pós	Não	0,38	0,37	0,06	35	0,02	0,044
		Sim	0,30	0,30	0,06	2	0,09	
PSAP (mmHg)	Pré	Não	40,75	37,50	18,45	32	6,39	0,208
		Sim	58,50	58,50	30,41	2	42,14	
	Pós	Não	30,64	30,00	6,13	22	2,56	0,710
		Sim	33,00	33,00	- x -	1	- x -	

X – Dados não informados pelo programa nesta variável

Vale ressaltar que a amostra de pacientes com Insuficiência Mitral Moderada no ecocardiograma pós-operatório é bem pequena, mesmo assim nós encontramos alguns resultados estatisticamente significantes, como por exemplo, no resultado de DDVE, tanto no momento pré quanto no pós-operatório, onde temos que a média do grupo estudado ficou maior do que do grupo restante dos pacientes. No pré-operatório essa média foi de 66,50 no grupo Sim contra 57,03 no grupo Não (p -valor = 0,032) e no pós-operatório foi de 61,00 e 52,57, respectivamente (p -valor = 0,041).

4.6 Fragmentos valvares

Dentre as 40 amostras, a área do fragmento ressecado da cúspide posterior da valva mitral variou de 39,00 mm² a 462,50 mm² (mediana de 226,0 mm²).

Tabela 13: Medidas descritivas das medidas dos fragmentos de acordo com o funcionamento da valva mitral após o procedimento

Medidas dos fragmentos	Resultado da plástica da Valva Mitral		p-valor
	Ausente ou Mínimo (n=38)	Importante (n=2)	
A, (mm)			0,995
Mediana	20	17,5	
Mínimo – máximo	7 – 25	15 – 20	
B, (mm)			0,590
Mediana	10	14	
Mínimo – máximo	3 – 20	8 – 20	
BL, (mm)			0,244
Mediana	13	18	
Mínimo – máximo	3 – 30	18 – 18	
Fragmento Área, (mm²)			0,428
Mediana	226,0	272,5	
Mínimo – máximo	39 – 462,5	260 – 285	
Área Fragmento/ Superfície Corporal			0,185
Mediana	115	167,1	
Mínimo – máximo	25,1 – 264,4	165,1 – 169,1	

De acordo com a Tabela 13, pode-se observar que não houve diferença significativa para nenhuma das medidas de ressecção dos fragmentos valvares avaliadas de acordo com o resultado da plástica valvar mitral ($p > 0,05$). Agrupamos os pacientes com melhor resultado pós-operatório frente aqueles que apresentaram insuficiência moderada ao ecocardiograma pós-operatório.

Com o objetivo de avaliar se o tamanho da amostra ou mesmo o desbalanceamento do número de pacientes em cada grupo poderia ter, de alguma forma, influenciado o desempenho do teste estatístico em detectar diferença significativa entre as categorias do funcionamento da valva mitral para cada uma das medidas de fragmentação, calculou-se o tamanho de efeito.

Todas as medidas apresentaram valores do tamanho de efeito entre 0,01 e 0,23, os quais de acordo com os critérios de Cohen (1988) podem ser classificados como baixos, e por isso o teste estatístico não foi capaz de evidenciar diferença significativa entre as categorias do funcionamento da valva mitral.

Como não houve correlação entre a área valvar ressecada na plástica e o resultado pós-operatório, partimos para a correlação entre as variáveis obtidas pelo programa computacional frente a área ressecada no fragmento.

Tabela 14: Valores do coeficiente de correlação de Pearson (IC95%) entre a Área do Fragmento e as medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com momento de avaliação (Continua)

Área do Fragmento com	Momento	
	Pré	Pós
	0,403	0,373
Diâmetro AP	(0,105 ; 0,635)	(0,069 ; 0,613)
	0,280	0,096
Diâmetro AL-PM	(-0,035 ; 0,544)	(-0,223 ; 0,395)
	0,305	0,362
Índice de Esfericidade (AP / AL-PM)	(-0,007 ; 0,563)	(0,056 ; 0,605)
	0,185	0,152
Distância Intertrigonal	(-0,134 ; 0,470)	(-0,167 ; 0,443)
	0,220	0,098
Diâmetro Comissural	(-0,099 ; 0,497)	(-0,220 ; 0,397)
	0,364	0,217
Área do Anel em Forma de Sela (3D)	(0,060 ; 0,607)	(-0,101 ; 0,495)

Tabela 14: Valores do coeficiente de correlação de Pearson (IC95%) entre a Área do Fragmento e as medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com momento de avaliação (Continuação)

Área do Fragmento com	Momento	
	Pré	Pós
	0,394	0,186
Perímetro do Anel em Forma de Sela (3D)	(0,094 ; 0,628)	(-0,133 ; 0,470)
	0,388	0,249
Área do Anel em Forma de D (2D)	(0,087 ; 0,624)	(-0,069 ; 0,520)
	0,408	0,185
Perímetro do Anel em Forma de D	(0,111 ; 0,639)	(-0,134 ; 0,470)
	0,208	-0,097
Altura do Anel	(-0,111 ; 0,488)	(-0,396 ; 0,221)
	-0,033	-0,041
Ângulo Não-Planar	(-0,341 ; 0,282)	(-0,348 ; 0,274)
	0,253	0,228
Volume em Tenda	(-0,063 ; 0,523)	(-0,090 ; 0,503)
	-0,022	-0,258
Profundidade da Coaptação	(-0,331 ; 0,291)	(-0,058 ; 0,527)
	0,188	0,218
Área em Tenda	(-0,131 ; 0,472)	(-0,100 ; 0,496)
	-0,052	-0,071
Ângulo AAo-AP	(-0,357 ; 0,264)	(-0,374 ; 0,246)
	0,257	-0,027
Altura Máxima do Prolapso	(-0,059 ; 0,526)	(-0,336 ; 0,287)
	0,392	-0,135
Abertura Máxima da Falha de Coaptação	(0,092 ; 0,627)	(-0,429 ; 0,184)
	0,297	0,237
Largura máxima da Falha de Coaptação	(-0,016 ; 0,557)	(-0,081 ; 0,511)
	0,413	-0,199
Área Máxima da Falha de Coaptação (3D)	(0,117 ; 0,642)	(-0,481 ; 0,120)
	0,244	0,102
Área do Folheto Anterior	(-0,074 ; 0,516)	(-0,217 ; 0,400)
	0,425	0,362
Área do Folheto Posterior	(0,131 ; 0,650)	(0,057 ; 0,605)
	0,098	0,160
Ângulo Distal do Folheto Anterior	(-0,220 ; 0,397)	(-0,159 ; 0,449)
	-0,105	-0,025
Ângulo do Folheto Posterior	(-0,404 ; 0,213)	(-0,334 ; 0,289)
	0,169	0,186
Comprimento do Folheto Anterior	(-0,150 ; 0,457)	(-0,133 ; 0,470)

Tabela 14: Valores do coeficiente de correlação de Pearson (IC95%) entre a Área do Fragmento e as medidas obtidas pelo modelo computacional de acordo com momento de avaliação (Conclusão)

Área do Fragmento com	Momento	
	Pré	Pós
Comprimento do Folheto Posterior	0,414 (0,118 ; 0,643)	0,266 (-0,050 ; 0,533)
Área do Anel (2D)	0,347 (0,040 ; 0,594)	0,225 (-0,093 ; 0,501)
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (2D)	0,321 (0,011 ; 0,575)	0,246 (-0,071 ; 0,518)
Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (3D)	0,291 (-0,023 ; 0,552)	0,241 (-0,076 ; 0,514)
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (2D)	0,308 (-0,004 ; 0,565)	0,284 (-0,030 ; 0,547)
Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (3D)	0,368 (0,064 ; 0,610)	0,267 (-0,048 ; 0,534)
Anel em Forma de C	0,414 (0,118 ; 0,643)	0,155 (-0,164 ; 0,445)
Deslocamento Anular (max)	0,285 (-0,030 ; 0,548)	-0,111 (-0,408 ; 0,208)
Velocidade do Deslocamento Anular (max)	0,136 (-0,223 ; 0,463)	-0,014 (-0,407 ; 0,384)
Fração do Volume em Tenda	0,007 (-0,313 ; 0,326)	-0,228 (-0,507 ; 0,094)
Fração da Área Anular (2D)	0,062 (-0,254 ; 0,367)	-0,154 (-0,444 ; 0,165)

A Tabela 14 apresenta as estimativas do coeficiente de correlação de Pearson entre a medida do fragmento de área e as medidas obtidas via modelo computacional, em cada um dos momentos de avaliação, sendo que estão hachurados em negrito resultados com correlação significativa ao nível de significância de 5%.

De acordo com os resultados apresentados pode-se observar que, no momento pré, o fragmento de área correlacionou-se de forma positiva e significativa com as seguintes medidas: Diâmetro AP, Área do Anel em Forma de Sela (3D), Perímetro do Anel em Forma de Sela (3D), Área do Anel em Forma de D (2D), Perímetro do Anel em Forma de D, Abertura Máxima da Falha de Coaptação, Área

Total da Coaptação Aberta(3D), Área do Folheto Posterior, Comprimento do Folheto Posterior, Área do Anel (2D), Comprimento da Linha de Oclusão Anterior (2D), Comprimento da Linha de Oclusão Posterior (3D) e Anel em Forma de C. Ou seja, para essas medidas pode-se dizer que quando o fragmento de área aumenta essas medidas também tendem a aumentar. No momento pós verificou-se correlação significativa entre o fragmento de área e as medidas Diâmetro AP, Índice de Esfericidade (AP / AL-PM) e Área do Folheto Posterior sendo novamente que estas correlações foram todas positivas indicando que quando o fragmento de área aumenta espera-se um acréscimo nessas medidas.

As variáveis fragmento de área e relação do fragmento de área pela superfície corporal são altamente correlacionadas de forma positiva (correlação de Pearson = 0,977; IC95%: 0,956 ; 0,988), ou seja, uma variável é uma combinação linear da outra. Dessa forma os achados que foram observados na Tabela 14 também valem se a variável de interesse fosse a relação do fragmento de área pela superfície corporal.

4.7 Metodologia estatística

Variáveis quantitativas normalmente distribuídas foram expressas como média (desvio padrão) ou como mediana e intervalo interquartil (IQR) quando não se mostraram normalmente distribuídas; variáveis qualitativas foram resumidas como número e porcentagem.

A comparação entre os momentos pré e pós procedimento das medidas valvares obtidas pelo ecocardiograma e daquelas medidas obtidas pelo modelo computacional foram realizadas através do teste t-pareado. Também foi estimada a diferença média entre a medida pós e a medida pré com o seu respectivo intervalo de confiança de 95% (IC95%), além do valor percentual da diferença em relação à medida observada no momento pré.

A comparação das medidas de fragmentação de acordo com a classificação do funcionamento da valva após o procedimento foi resumida como mediana, e valores de mínimo e máximo. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado quando a classificação da valva mitral apresentava três categorias, e nos casos em que havia apenas duas categorias utilizou-se o teste de Mann-Whitney.

A comparação entre os grupos (casos e controles) foi realizada através do teste t de Student para as variáveis quantitativas que se mostraram normalmente distribuídas. O teste Qui-quadrado ou teste exato de Fisher foi utilizado para avaliar a associação das variáveis qualitativas com o grupo.

Foi utilizado um modelo linear generalizado (“Generalized Linear Mixed Models” – GLM) que permitiu a comparação dos valores médios obtidos de cada uma das medidas valvares obtidas tanto pelo ecocardiograma como pelo método computacional. Através deste modelo foi possível realizar comparações entre os momentos avaliados (pré e pós), em cada um dos grupos de resultado obtido após o procedimento, como também foi possível comparar, em cada momento de avaliação, diferenças nas medidas obtidas entre os resultados. Optou-se por tal classe de modelos pois eles permitem levar em conta tanto a estrutura de dependência entre as medidas realizadas no mesmo participante nos dois momentos de avaliação, como também a variabilidade heterogênea dos dados.

Calculou-se o coeficiente de correlação de Pearson com respectivo intervalo de confiança de 95% (IC95%) entre o Fragmento de Área e as medidas obtidas pelo modelo computacional em cada um dos momentos de avaliação.

Em toda análise estatística adotou-se um nível de significância de 5%, ou seja, foram considerados como estatisticamente significantes resultados que apresentaram p-valor menor do que 5% ($p < 0,05$). Todos os testes foram bilaterais e realizados no programa STATA/MP 18.0 (StataCorp, 2023. College Station, TX, USA: StataCorp LLC).

5. DISCUSSÃO

Neste estudo utilizamos um modelo computacional, que foi a suíte QLab da Philips®, para avaliar o resultado obtido com a técnica de plástica valvar pelo Duplo Teflon frente a novas tecnologias que o programa englobou em sua versão mais nova, como a inteligência artificial, o modelamento e a simulação utilizando-se de elementos finitos, e o processo de aprendizado de máquina. Pela primeira vez, obtivemos a segmentação valvar mitral após o emprego desta técnica de forma semiautomática, e o cálculo de diversas variáveis valvares de forma automatizada.

A opção por engajarmos neste trabalho ocorreu devido a vontade de tentar ter um modelo de avaliação tridimensional rápido, e que pudesse trazer dados que tivessem relevância clínica para a indicação e o emprego da cirurgia de reparo valvar mitral. Como primeiro passo para este objetivo, desenhamos um estudo onde utilizamos um programa disponível comercialmente, o que traz menor custo de aquisição e desenvolvimento, características condizentes com a missão do Incor, instituição onde realizamos a pesquisa, que tem sua maior atuação atrelada ao sistema único de saúde, que é o sistema de assistência à saúde pública no Brasil.

A plástica valvar mitral é definida como a estratégia de escolha para o tratamento da Insuficiência Mitral com indicação cirúrgica, principalmente naqueles pacientes que têm como mecanismo o prolapso da cúspide valvar mitral. É bem demonstrado que pacientes com doença valvar degenerativa submetidos à plástica da valva mitral apresentam excelente sobrevida e condição clínica no longo prazo(4,72,85,91,92,207–210). David et al. obteve na evolução de 649 pacientes, 0,6% de mortalidade operatória com 92% de sobrevida livre de reoperação em 15 anos de seguimento(91). Em série publicada por Carpentier et al com seguimento de 2273 pacientes/ano, a sobrevida livre de reoperação foi de 83 a 92% em 20 anos de seguimento, dependendo da presença de envolvimento da cúspide anterior(72). Dibardino et al., acompanhando a evolução de 1503 pacientes com insuficiência mitral submetidos à plástica mitral, observou mortalidade operatória de 0,6% nos pacientes que apresentam etiologia degenerativa e sobrevida livre de reoperação de 82% em 20 anos de seguimento(207).

O uso da ecocardiografia transesofágica 3D perioperatória já está bem embasado como estratégia validada na avaliação da morfologia, geometria e

funcionamento valvar mitral, de forma complementar aos dados obtidos pela técnica convencional bidimensional e de acesso transtorácico(25,27,31,32,41,43,44,54,211–213). Porém, são limitados os estudos que descrevem o uso desta técnica de forma rotineira na avaliação intraoperatória do reparo valvar mitral.

O aprimoramento da tecnologia permitiu que novos aparelhos de ecocardiografia fornecessem em tempo real as imagens do funcionamento valvar mitral em 3D(21,31,33,34,114,211). Capaz de detalhar de forma mais avançada o funcionamento valvar, a ecocardiografia live 3D tem sido técnica empregada para pormenorização da avaliação, trazendo o benefício principalmente quando existem dúvidas nos resultados obtidos com o emprego da técnica convencional. Exemplo importantes são a quantificação mais precisa do refluxo valvar mitral, quando se trata de múltiplos orifícios regurgitantes; e a análise mais detalhada do formado anelar(21,214). Por ser em tempo real, é técnica factível de ser empregada na sala operatória.

A análise semiautomatizada ou automatizada de parâmetros ecocardiográficos traria o benefício, desde que validada, da acessibilidade aos dados de forma rápida, permitindo a tomada de decisão em relação a estratégia cirúrgica no ambiente pré-operatório e, no pós-operatório, podendo confirmar o resultado favorável e indicar ou não uma reintervenção(153). Abre-se também possibilidade de formulação de escores e análise de variáveis que podem se traduzir em preditores de um resultado cirúrgico duradouro a longo prazo(18,48,85,90,119–121,126).

Contudo, a análise destas variáveis se dava de forma lenta, necessitando de programas com alta demanda computacional, e que dependiam de um tempo maior para a conclusão do trabalho. Na última década, pesquisas têm proposto diversos modelos computacionais para a avaliação do funcionamento valvar mitral(160,162,164,167,169,172,176), sendo poucos os trabalhos tentando desenvolver técnicas exequíveis de maneira mais rápida para esta finalidade(206). A aplicação clínica de uma técnica mais rápida e prática teria um impacto maior, caso fosse confiável, acessível, de aceitável custo-benefício, de uso simples e em tempo real.

Com o desenvolvimento e emprego da inteligência artificial na medicina, muita atenção tem sido dada à utilização desta tecnologia no âmbito da avaliação de imagens médicas(55,132,134,141,148,149,152,155,215). O emprego desta

tecnologia na ecocardiografia, tem sido demonstrado de forma animadora; e diversos artigos têm apontado que a associação desta tecnologia, juntamente com o desenvolvimento e intercâmbio de banco de dados em processos de aprendizado de máquina, pode dar novos horizontes ao emprego da ecocardiografia 3D na atuação clínica. A ecocardiografia passa, além de prover imagens de qualidade magnífica, a também ser uma ferramenta factível de exercer avaliações sobre riscos de intercorrências, predição de resultados e indicação de técnicas operatórias.

Modelos computacionais baseados no emprego da ecocardiografia 3D (164,166,173,175,192,194,199) têm despontado como acessíveis, de custo consideravelmente menor frente à outras modalidades de imagens médicas, e vantajosos no ponto de vista de sua execução, podendo ser empregados em situações à beira leito como, por exemplo, o ambiente do centro cirúrgico.

Neste trabalho empregamos a ferramenta computacional para comparar a população do estudo entre os momentos pré e pós-operatório imediato. Também foi realizada comparação da nossa amostra frente a um grupo de pacientes, com perfil semelhante de idade e comorbidades e submetido aos mesmos critérios de inclusão da pesquisa, porém sem doença valvar mitral. Estes pacientes haviam realizado a ecocardiografia transesofágica 3D conforme indicação e propedêutica médica habitual, e foram incluídos por oportunidade ao nosso estudo. Após a marcação de pontos de referência no programa, estavam disponibilizadas de forma rápida e automatizada as 35 variáveis descritas.

De acordo com nossos resultados, houve variação significativa de diversas medidas calculadas pela ferramenta, entre os momentos pré e pós-operatórios. Ou seja, levando-se em consideração que nossa amostra obteve 95% dos pacientes com resultado ausente ou mínimo de insuficiência valvar mitral no pós-operatório, a técnica empregada foi satisfatória em alterar morfológicamente a disposição valvar, corrigindo a alteração funcional prévia. A avaliação frente ao grupo controle também foi essencial para corroborar esta afirmativa.

Na análise comparativa dos dados obtidos com o programa computacional, houve redução estatisticamente significativa representada por porcentagem entre o momento pré e o pós-operatório nas variáveis Diâmetro AP (10,7%), Diâmetro AL-PM (10,5%), Distância intertrigonal (6,4%), Diâmetro comissural (9,1%), Área do anel em forma de sela - 3D (18,8%), Perímetro do anel em forma de sela - 3D (9,1%), Área do

anel em forma de D (20,3%), Perímetro do anel em forma de D (10,2%), Abertura máxima da falha de coaptação (95,6%), Largura máxima da falha de coaptação (10,9%), Área total da falha de coaptação (97,5%), Área do folheto anterior (7,9%), Área do folheto posterior (28,7%), Ângulo distal do folheto anterior (13,8%), Comprimento do folheto posterior (22,5%), Área do anel - 2D (20%), Comprimento da linha de oclusão anterior - 2D (10,3%), Comprimento da linha de oclusão anterior - 3D (13,8%), Comprimento da linha de oclusão posterior - 2D (11,5%), Comprimento da linha de oclusão posterior - 3D (15,3%), Anel em forma de C (11,1%), Disposição do anel - max (31,5%), Fração do volume em tenda (15,5%) e Fração da área do anel - 2D (14,1%). Em contrapartida, houve aumento estatisticamente significativo e representado em porcentagem nas variáveis Profundidade de coaptação (32,7%), Ângulo Aorta/ Antero-posterior (2,8%), Altura máxima do prolapso (33,5%) e Ângulo do folheto posterior (60,4%). Nas demais variáveis, não houve alteração estatisticamente significativa.

O estudo comparativo entre as variáveis obtidas pelo programa no momento pós-operatório e aquelas obtidas no grupo controle sem doença valvar mitral demonstraram não haver diferença estatística entre 33 das 35 medidas realizadas pelo modelo, o que corrobora um resultado cirúrgico muito similar a situação valvar normofuncionante e competente. Houve diferença estatística apenas nas variáveis Ângulo Anterior da Aorta - Região Anteroposterior e Deslocamento Máximo do Anel. Acreditamos que estas diferenças derivem da técnica cirúrgica empregada, onde há a realização de uma anuloplastia segmentar sem anel protético em conjunto com uma ressecção segmentar isolada do folheto posterior. Contudo, mais estudos devem ser realizados no sentido de confirmar esta hipótese.

Fizemos uma correlação entre as medidas achadas pelo modelo computacional em relação ao resultado obtido. Através de um modelo linear generalizado (“Generalized Linear Mixed Models” – GLM, encontramos significância estatística entre os parâmetros Diâmetro AP, Diâmetro AL-PM, Diâmetro comissural, Área do anel em formato de sela 3D, Perímetro do anel em formato de sela 3D, Área do anel em forma de D (2D), Perímetro do anel em forma de D, Área do folheto anterior e Área do anel (2D); frente aos resultados mínimo, discreto e moderado para a plástica valvar. Por exemplo, na comparação para a variável Diâmetro AP no pós-operatório, obtivemos média de 3,44 para o resultado Ausente, 3,73 em Discreta e 4,05 para o

resultado Moderada (p-valores = 0,045/<0,001). Isto reflete um intervalo de resultados que variariam entre 3,13 e 3,99, com um desvio padrão máximo de 0,31 para esta variável, nos quais estariam presentes os resultados mais favoráveis com a técnica empregada. Isso se reflete também para as outras variáveis descritas e, no contexto das circunstâncias específicas deste estudo, podem se traduzir em intervalos de valores preditores de sucesso cirúrgico.

Os dados ecocardiográficos dentre os momentos pré e pós-operatórios demonstraram diferença estatística significativa com redução das medidas do seio aórtico, átrio esquerdo, diâmetro e volume diastólico do ventrículo esquerdo, na fração de encurtamento, no índice de massa e na PSAP. Estes achados já se mostraram presentes no momento imediatamente posterior e corroboram que um remodelamento reverso já se inicia nos primeiros momentos após o reparo valvar(87,113).

A fração de ejeção também teve uma redução significativa neste período. Contudo e, consubstanciado por outros estudos que observaram a mesma ocorrência, é mais um efeito de normalização da avaliação da FE no pós-operatório do que propriamente uma perda efetiva da força contrátil, visto que em pacientes com insuficiência valvar mitral importante e função ventricular preservada, a FE encontra-se superestimada devido ao aumento da pré carga cavitária e aumento do trabalho cardíaco(216–218). Reforçamos que, embora estatisticamente relevante, esta redução observada foi de 9,5%. Comparativamente, a redução na PSAP foi de 26,6%, dado muito mais expressivo.

A observação de que a FE pode estar superestimada no pré-operatório deve servir de reforço na atenção de que valores normais nesta fase podem não ser necessariamente reflexo da preservação da função ventricular, e que, estratégias de espera vigilante (watchful waiting) para a indicação de cirurgia podem acabar adiando a cirurgia para um momento potencialmente mais desfavorável, quando já está presente, mesmo que em um grau mais leve, a disfunção ventricular esquerda(219–223). Cirurgias realizadas nesta fase tendem a não se beneficiar de um grau tão evidente de remodelamento reverso e, a despeito da correção da disfunção valvar, podem apresentar a FE reduzida no seguimento pós-operatório.

Houve uma diferença estatística de 12,1% de acréscimo na espessura relativa da parede, o que em nossa interpretação, poderia ser decorrente tanto da fase de adaptação do miocárdio em relação à nova condição hemodinâmica pós reparo valvar,

como também por efeitos inerentes à recuperação recente da cirurgia com emprego de circulação extracorpórea (224–230).

Encontramos bom resultado da plástica no ecocardiograma antes da alta hospitalar dos pacientes da amostra, com 95% dos pacientes em resultado mínimo ou discreto de insuficiência mitral residual, ausência de estenose mitral pós procedimento e ausência de movimento sistólico anterior (SAM). Tentamos avaliar medidas descritas na literatura em relação ao bom prognóstico do resultado da plástica nos pacientes de nosso estudo (49,122,123,128,231). Como índices geométricos preditores do risco de SAM têm sido reportados a relação entre o comprimento do folheto anterior sobre o posterior $< 1,3$, distância C-sept $< 2,5$ cm, ângulo mitro-aórtico $< 120^\circ$, comprimento do folheto anterior > 2 cm e comprimento do folheto posterior $> 1,5$ cm. Em relação à índices preditores de insucesso do reparo valvar mitral têm sido demonstrados a altura da tenda > 1 cm, a área em tenda $> 2,5$ cm², o ângulo em tenda no setor P3 $> 29^\circ$, DDVE > 65 mm e DSVE > 51 mm.

A medida do ângulo entre a via de saída do VE e o plano antero-posterior mitral (AAo-AP), variou em relação aos valores de corte para o ângulo mitro-aórtico apresentado por outros estudos, mesmo em relação ao valor normal esperado para o grupo controle, e isto pode se dever à metodologia empregada em nosso estudo frente aos demais estudos já publicados, ou técnica de aferição pelo programa computacional. De forma homóloga, a medida da distância ente o septo interventricular e o ponto de coaptação (C-sept) não era calculada automaticamente pelo programa. Por tais motivos, não empregamos esta medida como variável preditora de SAM neste estudo.

Sendo assim, para o risco de SAM, utilizamos a relação entre a medida do comprimento do folheto anterior sobre a medida do comprimento do folheto posterior, obtendo uma mediana de 1,35 para a amostra do estudo, o que reflete uma adequação do resultado cirúrgico a esta variável, ou seja, baixo risco a longo prazo desta complicação.

Como preditores de falha do reparo valvar, devido a disponibilidade das variáveis, aplicamos ao nosso estudo a área em tenda, e os diâmetros sistólico e diastólicos finais do VE. A mediana da área em tenda no pós-operatório foi de 2,12, com mediana de 53,2 para o diâmetro diastólico do VE e 36,9 mm para o diâmetro

sistólico do VE. Novamente, seguindo estes preditores, nossa amostra esteve em concordância com o observado para resultados duradouros a longo prazo.

O tamanho da ressecção empreendida no folheto posterior não foi relacionado ao resultado cirúrgico de forma estatisticamente significativa. Porém, quando olhamos para a mediana de ressecção apresentada no grupo com resultado de IM residual moderada, houve uma tendência a valores maiores de ressecção nestes resultados. Contudo, visto o sucesso da técnica empregada, nosso “n” de resultados moderado foi muito baixo em relação à população do estudo. Isto reflete uma amostra desbalanceada para a análise desta relação, o que faz com que a força de correlação não possa ser estipulada.

Dados de estudos prévios sugerem assertivamente a correlação entre geometria valvar e forças tenses atuantes nos folhetos e aparato valvar mitral, que poderiam em caso de sobrecarga e ao longo do tempo levar a uma maior degeneração nestas estruturas e disfunção valvar(78,121,157,206). Nesta afirmativa reside a importância da avaliação de variáveis preditoras, avaliação do grau de ressecção e outras medidas que, ao serem instituídas, possibilitassem estratégias para a normalização da geometria valvar e conseqüentemente, das forças empregadas no trabalho valvar.

Identificamos, através do estudo de correlação de Pearson, correlação significativa entre o fragmento de área e as medidas Diâmetro AP, Índice de esfericidade (AP / AL-PM) e Área do folheto Posterior sendo estas correlações todas positivas, indicando que quando o fragmento de área aumenta espera-se um acréscimo nessas medidas. Contudo, conforme já descrito anteriormente, não foi possível com a metodologia empregada estipular uma faixa ótima de valores para o resultado ideal. Porém a constatação desta correlação reforça mais uma vez a importância da alteração na geometria valvar para a correção da disfunção valvar mitral.

Em relação aos dois casos do estudo que demonstraram insuficiência moderada no ecocardiograma pós-operatório, realizamos uma análise estatística buscando por semelhanças e diferenças em relação ao restante da população do estudo no eco pré-operatório, e identificamos significância estatística positiva nas variáveis DDVE, DSVE, Volume Diastólico, Volume Sistólico e Índice de Massa. Ao mesmo tempo, houve significância estatística negativa nas variáveis fração de

encurtamento e FE. Estas variáveis observadas, em conjunto, apontam para pacientes com remodelamento ventricular esquerdo mais avançado no pré-operatório, o que de acordo com a literatura por si só já é fator de risco para falência do reparo valvar.

Como consideração final, ressaltamos que o trabalho foi realizado de forma experimental e com metodologia nova, porém de forma confiável e reprodutível. Sendo assim, acreditamos que uma avaliação perioperatória com a metodologia e os resultados aqui obtidos, pelo menos em relação à técnica descrita, poderia auxiliar de forma positiva na tomada de decisões e contribuir para o bom resultado cirúrgico individualmente.

Contudo, destacamos que estudos com populações maiores e empregando outras técnicas cirúrgicas devam ser feitos, para refinamento do conhecimento e extrapolação destes resultados de maneira universal.

6. CONCLUSÕES

- A utilização do programa QLab da Philips na sua versão 15.0.0 em sua funcionalidade 3D-AutoMV foi adequada para a avaliação dinâmica segmentada semiautomatizada da valva mitral, utilizando as imagens obtidas através da ecocardiografia 3D transesofágica perioperatória para avaliação dos resultados cirúrgicos obtidos após a plástica da valva mitral.

- Existe correlação entre os resultados da plástica mitral e as seguintes variáveis: Diâmetro AP, Diâmetro AL-PM, Diâmetro comissural, Área do anel em formato de sela 3D, Perímetro do anel em formato de sela 3D, Área do anel em forma de D (2D), Perímetro do anel em forma de D, Área do folheto anterior e Área do anel (2D).

- Observamos correlação positiva entre o tamanho da ressecção segmentar da cúspide posterior e as variáveis Diâmetro AP, Índice de Esfericidade e Área do Folheto Posterior.

7. LIMITAÇÕES DO ESTUDO:

As imagens utilizadas para avaliação do modelo computacional foram obtidas em sala operatória, no contexto hemodinâmico de pacientes sob sedação anestésica e recém submetidos à cirurgia com emprego de circulação extracorpórea e que por isso muitas vezes estavam em vigência do uso de medicações vasoativas, o que pode interferir na aquisição e interpretação delas. Contudo, aproveitar este momento permitiu a realização do exame ecocardiográfico evitando-se maiores custos para a Instituição e menos riscos ao paciente, que de outra forma precisaria de nova sedação para a realização da ecocardiografia transesofágica, que é mais invasiva.

Não foi realizada comparação entre o uso do programa computacional empregado e outro método similar, portanto, não há como determinar não inferioridade ou superioridade de um método frente ao outro.

Algumas correlações avaliadas mostraram tendências, que talvez em uma população de estudo maior, pudessem atingir patamares estatísticos relevantes. Portanto, a realização de um estudo multicêntrico nos mesmos moldes deste estudo, incluindo amostra consideravelmente maior, possa trazer respostas a algumas suposições demonstradas.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *www.thelancet.com* [Internet]. 2006;368. Disponível em: www.thelancet.com
2. Savage DD, Garrison RJ, Devereux RB, Castelli WP, Anderson SJ, Levy D, et al. Mitral valve prolapse in the general population. I. Epidemiologic features: The Framingham Study. *Am Heart J.* setembro de 1983;571–6.
3. Iung 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.* julho de 2003;24(13):1231–43.
4. Pomerantzeff PMA, Brandão CMA, Faber CN, Fonseca MH, Puig LB, Grinberg M, et al. Plástica da valva mitral: resultados aos 17 anos de experiência. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular.* 1999;14(3):185–90.
5. Anyanwu AC, Adams DH. Etiologic Classification of Degenerative Mitral Valve Disease: Barlow's Disease and Fibroelastic Deficiency. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2007;19(2):90–6.
6. Grande-Allen KJ, Griffin BP, Ratliff NB, Cosgrove DM, Vesely I. Glycosaminoglycan profiles of myxomatous mitral leaflets and chordae parallel the severity of mechanical alterations. *J Am Coll Cardiol.* 16 de julho de 2003;42(2):271–7.
7. Veinot JP, Prichett-Pejic W, Song J, Waghay G, Parks W, Mesana TG, et al. CD117-positive cells and mast cells in adult human cardiac valves - Observations and implications for the creation of bioengineered grafts. *Cardiovascular Pathology.* janeiro de 2006;15(1):36–40.
8. Rabkin E, Aikawa M, Stone JR, Fukumoto Y, Libby ; Peter, Schoen FJ. Activated Interstitial Myofibroblasts Express Catabolic Enzymes and Mediate Matrix Remodeling in Myxomatous Heart Valves. *Circulation* [Internet]. 2001;2525–32. Disponível em: <http://www.circulationaha.org>
9. Criley JM, Lewist KB, Humphries N, Ross RS. Prolapse of the Mitral Valve: Clinical and Cine-angiographic Findings*. *Brit. Heart.* 1966.
10. Hayek E, Gring CN, Griffin BP. Mitral valve prolapse. *Lancet.* 2005;(Mitral valve prolapse).
11. Agozzino ' L, Falco A, Agozzino L. Surgical pathology of the mitral valve: gross and histological study of 1288 surgically excised valves. *Internacional Journal of cardiology.* 1992;37:79–89.
12. Tiveron MG, Pomerantzeff PMA, Lourdes Higuchi M, Reis MM, Jesus Pereira J, Kawakami JT, et al. Infectious agents is a risk factor for myxomatous mitral valve degeneration: A case control study. *BMC Infect Dis.* 21 de abril de 2017;17(1).
13. Cheng TO, Barlow JB. Mitral Leaflet Billowing and Prolapse: Its Prevalence Around the World. *Angiology.* 1º de fevereiro de 1989;40(2):77–87.
14. Olson LJ, Subramanian R, Ackermann DM, Orszulak TA, Edwards WD. Surgical Pathology of the Mitral Valve: A Study of 712 Cases Spanning 21 Years. *Mayo Clin Proc.* janeiro de 1987;62(1):22–34.

15. Oliveira HL. ASPECTOS HEMODINÂMICOS DA INSUFICIÊNCIA MITRAL. *Revista de Medicina*. 30 de agosto de 1940;49–55.
16. Mansur AJ. Fisiopatologia das Disfunções Valvares Mitrais e Aórticas. *Revista de Medicina*. junho de 1982;64:40.
17. Silva ACB, Yamada KA, Montezuma RVM, Oliveira MV de, Belfort RL de A. Valvopatias mitrais: fisiopatologia, diagnóstico e manejo clínico no contexto brasileiro. *Brazilian Journal of Health Review*. 28 de agosto de 2024;7(4):e72316.
18. Saiki Y, Kasegawa H, Kawase M, Osada H, Ootaki E. Intraoperative TEE During Mitral Valve Repair: Does It Predict Early and Late Postoperative Mitral Valve Dysfunction? *Annals of Thoracic Surgery*. 1998;66:1277–81.
19. Enriquez-Sarano M, Freeman WK, Tribouilloy CM, Orszulak TA, Khandheria BK, Seward JB, et al. Functional anatomy of mitral regurgitation: Accuracy and outcome implications of transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol*. outubro de 1999;34(4):1129–36.
20. Essayagh B, Mantovani F, Benfari G, Maalouf JF, Mankad S, Thapa P, et al. Mitral Annular Disjunction of Degenerative Mitral Regurgitation: Three-Dimensional Evaluation and Implications for Mitral Repair. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 1º de fevereiro de 2022;35(2):165–75.
21. Lee APW, Hsiung MC, Salgo IS, Fang F, Xie JM, Zhang YC, et al. Quantitative analysis of mitral valve morphology in mitral valve prolapse with real-time 3-dimensional echocardiography: Importance of annular saddle shape in the pathogenesis of mitral regurgitation. *Circulation*. 19 de fevereiro de 2013;127(7):832–41.
22. Chaudhry FA, Upadya SPY, Singh VP, Cusik DA, Izrailtyan I, Sanders J, et al. Identifying patients with degenerative mitral regurgitation for mitral valve repair and replacement: A transesophageal echocardiographic study. *Journal of the American Society of Echocardiography*. setembro de 2004;17(9):988–94.
23. Foster GP, Isselbacher EM, Rose GA, Torchiana DF, Akins CW, Picard MH. Accurate Localization of Mitral Regurgitant Defects Using Multiplane Transesophageal Echocardiography. *Annals of Thoracic Surgery*. 1998;65:1025–2031.
24. Levine RA, Stathogiannis E, Newell JB, Arthur PHR, Weyman E, Massachussets L. Reconsideration of Echocardiographic Standards for Mitral Valve Prolapse: Lack of Association Between Leaflet Displacement Isolated to the Apical Four Chamber View and Independent Echocardiographic Evidence of Abnormality. *JACC*. maio de 1988;11(5):1010–9.
25. Sugeng L, Shernan SK, Salgo IS, Weinert L, Shook D, Raman J, et al. Live 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography. Initial Experience Using the Fully-Sampled Matrix Array Probe. *J Am Coll Cardiol*. 5 de agosto de 2008;52(6):446–9.
26. Salgo IS, Gorman JH, Gorman RC, Jackson BM, Bowen FW, Plappert T, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. *Circulation*. 6 de agosto de 2002;106(6):711–7.
27. Roelandt JRTC. *Three-Dimensional Echocardiography*. Em: *Echocardiography*. London: Springer London; 2009. p. 603–18.

28. Cheng TO, Xie MX, Wang XF, Li ZA, Hu G. Evaluation of mitral valve prolapse by four-dimensional echocardiography. *Am Heart J.* 1997;133:120–9.
29. Feigenbaum H. Evolution of Echocardiography. *Circulation.* 1º de abril de 1996;93(7):1321–7.
30. Ahmad M. Real-Time Three-Dimensional Echocardiography in Assessment of Heart Disease. *Echocardiography.* 28 de janeiro de 2001;18(1):73–7.
31. Mor-Avi V, Sugeng L, Lang RM. Real-time 3-dimensional echocardiography: An integral component of the routine echocardiographic examination in adult patients? Vol. 119, *Circulation.* 2009. p. 314–29.
32. Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L, Nieman PS, Sahn DJ. Three-Dimensional Echocardiography. The Benefits of the Additional Dimension. Vol. 48, *Journal of the American College of Cardiology.* 2006. p. 2053–69.
33. Grewal J, Mankad S, Freeman WK, Click RL, Suri RM, Abel MD, et al. Real-Time Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography in the Intraoperative Assessment of Mitral Valve Disease. *Journal of the American Society of Echocardiography.* janeiro de 2009;22(1):34–41.
34. Salcedo EE, Quaife RA, Seres T, Carroll JD. A Framework for Systematic Characterization of the Mitral Valve by Real-Time Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography. Vol. 22, *Journal of the American Society of Echocardiography.* 2009. p. 1087–99.
35. Kisslo J, Firek B, Ota T, Kang DH, Fleishman CE, Stetten G, et al. Real-Time Volumetric Echocardiography. *Echocardiography.* 13 de novembro de 2000;17(8):773–9.
36. Pothineni KR, Inamdar V, Miller AP, Nanda NC, Bandarupalli N, Chaurasia P, et al. Initial Experience with Live/Real Time Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography. *Echocardiography.* 12 de novembro de 2007;24(10):1099–104.
37. O’Gara P, Sugeng L, Lang R, Sarano M, Hung J, Raman S, et al. The Role of Imaging in Chronic Degenerative Mitral Regurgitation. Vol. 1, *JACC: Cardiovascular Imaging.* 2008. p. 221–37.
38. Solis J, Sitges M, Levine RA, Hung J. Three-Dimensional Echocardiography. New Possibilities in Mitral Valve Assessment. *Revista Española de Cardiología (English Edition).* fevereiro de 2009;62(2):188–98.
39. Mahmood F, Sharkey A, Maslow A, Mufarrih SH, Qureshi NQ, Matyal R, et al. Echocardiographic Assessment of the Mitral Valve for Suitability of Repair: An Intraoperative Approach From a Mitral Center. Vol. 36, *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia.* W.B. Saunders; 2022. p. 2164–76.
40. Karamnov S, Burbano-Vera N, Shook DC, Fox JA, Shernan SK. A Novel 3-Dimensional Approach for the Echocardiographic Evaluation of Mitral Valve Area After Repair for Degenerative Disease. *Anesth Analg.* 1º de fevereiro de 2020;130(2):300–6.
41. Loardi CM, Nagata Y, Thiene G. 3D echocardiography in mitral valve prolapse. *Frontiers in Cardiovascular Medicine.* 10 de janeiro de 2023;9(1050476).
42. Cimino S, Guarracino F, Valenti V, Frati G, Sciarretta S, Miraldi F, et al. Echocardiography and Correction of Mitral Regurgitation: An Unbreakable Link. Vol. 145, *Cardiology (Switzerland).* S. Karger AG; 2020. p. 110–20.

43. Zamper R, Prempeh A, Iglesias I, Fayad A. Intraoperative transesophageal echocardiography following mitral valve repair: a systematic review. Vol. 72, *Brazilian Journal of Anesthesiology (English Edition)*. Elsevier Editora Ltda; 2022. p. 379–97.
44. García-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. *Journal of the American Society of Echocardiography*. janeiro de 2007;20(1):4–12.
45. Bhatt H V., Lisann-Goldman L, Baron EL, Salter BS, Lin H, Itagaki S, et al. The use of transesophageal echocardiography to predict surgical complexity scoring system for degenerative mitral valve repair. *Echocardiography*. 22 de junho de 2023;40(6):562–7.
46. Dahm M, Iversen S, Schmid F, Drexler M, Erbel R, Oelert H. Intraoperative Evaluation of Reconstruction of the Atrio ventricular Valves by Transesophageal Echocardiography. *Thorac Cardiovasc Surg*. 19 de novembro de 1987;35(S 2):140–2.
47. Fabricius AM, Walther T, Falk V, Mohr FW. Three-dimensional echocardiography for planning of mitral valve surgery: Current applicability? *Annals of Thoracic Surgery*. agosto de 2004;78(2):575–8.
48. Chikwe J, Adams DH, Su KN, Anyanwu AC, Lin HM, Goldstone AB, et al. Can three-dimensional echocardiography accurately predict complexity of mitral valve repair? *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*. 1º de março de 2012;41(3):518–24.
49. Varghese R, Itagaki S, Anyanwu AC, Trigo P, Fischer G, Adams DH. Predicting systolic anterior motion after mitral valve reconstruction: Using intraoperative transoesophageal echocardiography to identify those at greatest risk. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*. janeiro de 2014;45(1):132–8.
50. Tamborini G, Mantegazza V, Penso M, Muratori M, Fusini L, Ghulam Ali S, et al. Predictive value of pre-operative 2D and 3D transthoracic echocardiography in patients undergoing mitral valve repair: Long term follow up of mitral valve regurgitation recurrence and heart chamber remodeling. *J Cardiovasc Dev Dis*. 1º de dezembro de 2020;7(4):1–11.
51. Pino PG, Madeo A, Lucà F, Ceravolo R, di Fusco SA, Benedetto FA, et al. Clinical Utility of Three-Dimensional Echocardiography in the Evaluation of Mitral Valve Disease: Tips and Tricks. Vol. 12, *Journal of Clinical Medicine*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2023.
52. Vieira MLC, Nomura CH, Tranchesi B, De Oliveira WA, Naccarato G, Serpa BS, et al. Real-time three-dimensional echocardiographic left ventricular systolic assessment: Side-by-side comparison with 64-slice multi-detector cardiac computed tomography. *European Journal of Echocardiography*. 2010;11(3):257–63.
53. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, Afilalo J, Armstrong A, Ernande L, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: An update from the American society of echocardiography and the European association of cardiovascular imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 1º de março de 2015;16(3):233–71.
54. Lang RM, Tsang W, Weinert L, Mor-Avi V, Chandra S. Valvular heart disease: The value of 3-dimensional echocardiography. Vol. 58, *Journal of the American College of Cardiology*. 2011. p. 1933–44.

55. Alsharqi M, Woodward WJ, Mumith JA, Markham DC, Upton R, Leeson P. Artificial intelligence and echocardiography. *Echo Res Pract*. 2018;5(4):R115–26.
56. Fedak PWM, McCarthy PM, Bonow RO. Evolving concepts and technologies in mitral valve repair. Vol. 117, *Circulation*. 2008. p. 963–74.
57. Tarasoutchi F, Montera MW, Ramos AI de O, Sampaio RO, Rosa VEE, Accorsi TAD, et al. Update of the brazilian guidelines for valvular heart disease – 2020. *Arq Bras Cardiol*. 1º de outubro de 2020;115(4):720–75.
58. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Fleisher LA, et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 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 Clinical Practice Guidelines. Vol. 135, *Circulation*. Lippincott Williams and Wilkins; 2017. p. e1159–95.
59. Otto CM, Nishimura RA, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Gentile F, et al. 2020 ACC/AHA Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2 de fevereiro de 2021;77(4):e25–197.
60. Baumgartner H, Falk V, Bax JJ, De Bonis M, Hamm C, Holm PJ, et al. 2017 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur Heart J*. 21 de setembro de 2017;38(36):2739–86.
61. Vahanian A, Beyersdorf F, Praz F, Milojevic M, Baldus S, Bauersachs J, et al. 2021 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur Heart J*. 14 de fevereiro de 2022;43(7):561–632.
62. Enriquez-Sarano M, Schaff H V., Orszulak TA, Tajik AJ, Bailey KR, Frye RL. Valve Repair Improves the Outcome of Surgery for Mitral Regurgitation. *Circulation* [Internet]. 15 de fevereiro de 1995;91(4):1022–8. Disponível em: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.91.4.1022>
63. Perier P, Deloche A, Chauvaud S, Fabiani JN, Rossant P, Bessou JP, et al. Comparative evaluation of mitral valve repair and replacement with Starr, Björk, and porcine valve prostheses. *Circulation*. setembro de 1984;70(3 Pt 2):1187–92.
64. Gillinov AM, Faber C, Houghtaling PL, Blackstone EH, Lam BK, Diaz R, et al. Repair versus replacement for degenerative mitral valve disease with coexisting ischemic heart disease. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1º de junho de 2003;125(6):1350–61.
65. Gaur P, Kaneko T, McGurk S, Rawn JD, Maloney A, Cohn LH. Mitral valve repair versus replacement in the elderly: Short-term and long-term outcomes. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1º de outubro de 2014;148(4):1400–6.
66. Yacoub M, Halim M, Radley-Smith R, McKay R, Nijveld A, Towers M. Surgical treatment of mitral regurgitation caused by floppy valves: repair versus replacement. *Circulation*. agosto de 1981;64(2 Pt 2):II210–6.
67. Lazam S, Vanoverschelde JL, Tribouilloy C, Grigioni F, Suri RM, Avierinos JF, et al. Twenty-Year Outcome after Mitral Repair Versus Replacement for Severe Degenerative Mitral Regurgitation:

- Analysis of a Large, Prospective, Multicenter, International Registry. *Circulation*. 31 de janeiro de 2017;135(5):410–22.
68. Coutinho GF, Martínez Cereijo JM, Correia PM, Lopes CS, López LR, Muñoz DD, et al. Long-term results after concomitant mitral and aortic valve surgery: repair or replacement? *Eur J Cardiothorac Surg*. 1º de dezembro de 2018;54(6):1085–92.
 69. Javadikasgari H, Gillinov AM, Idrees JJ, Mihaljevic T, Suri RM, Raza S, et al. Valve Repair Is Superior to Replacement in Most Patients With Coexisting Degenerative Mitral Valve and Coronary Artery Diseases. *Annals of Thoracic Surgery*. 1º de junho de 2017;103(6):1833–41.
 70. Silaschi M, Chaubey S, Aldalati O, Khan H, Uzzaman MM, Singh M, et al. Is Mitral Valve Repair Superior to Mitral Valve Replacement in Elderly Patients? Comparison of Short-and Long-Term Outcomes in a Propensity-Matched Cohort. *J Am Heart Assoc*. 1º de agosto de 2016;5(8).
 71. Nloga J, Hénaine R, Vergnat M, Wautot F, Desebbe O, Robin J, et al. Mitral valve surgery in octogenarians: Should we fight for repair? A survival and quality-of-life assessment. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*. junho de 2011;39(6):875–80.
 72. Braunberger E, Deloche ; A, Berrebi ; A, Abdallah ; F, Celestin ; J A, Meimoun ; P, et al. Very Long-Term Results (More Than 20 Years) of Valve Repair With Carpentier’s Techniques in Nonrheumatic Mitral Valve Insufficiency. *Circulation [Internet]*. 2001;104(1):l8–11. Disponível em: <http://www.circulationaha.org>
 73. David TE, Armstrong S, McCrindle BW, Manlhiot C. Late outcomes of mitral valve repair for mitral regurgitation due to degenerative disease. *Circulation*. 9 de abril de 2013;127(14):1485–92.
 74. Fan Q, Li X, Cao G, Yu P, Zhang F. Outcome of mitral valve repair or replacement for non-ischemic mitral regurgitation: a systematic review and meta-analysis. Vol. 16, *Journal of Cardiothoracic Surgery*. BioMed Central Ltd; 2021.
 75. Kakuta T, Peng D, Yong MS, Skarsgard P, Cook R, Ye J. Long-term outcome of isolated mitral valve repair versus replacement for degenerative mitral regurgitation in propensity-matched patients. *JTCVS Open*. 1º de fevereiro de 2024;17:84–97.
 76. lung B, Baron G, Tornos P, Gohlke-Bärwolf C, Butchart EG, Vahanian A. Valvular Heart Disease in the Community: A European Experience. *Curr Probl Cardiol*. novembro de 2007;32(11):609–61.
 77. Yun KL, Miller DC. Mitral Valve Repair Versus Replacement. *Cardiol Clin*. maio de 1991;9(2):315–27.
 78. Ren JF, Aksut S, Lighty GW, Vigilante GJ, Sink JD, Segal BL, et al. Mitral valve repair is superior to valve replacement for the early preservation of cardiac function: Relation of ventricular geometry to function. *Am Heart J*. 1996;131(5):974–81.
 79. Shuhaiber J, Anderson RJ. Meta-analysis of clinical outcomes following surgical mitral valve repair or replacement. Vol. 31, *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*. 2007. p. 267–75.
 80. Watt TMF, Brescia AA, Murray SL, Burn DA, Wisniewski A, Romano MA, et al. Degenerative Mitral Valve Repair Restores Life Expectancy. Em: *Annals of Thoracic Surgery*. Elsevier USA; 2020. p. 794–801.

81. Carvalho JL, Iribarne A. The Sustained Benefit of Mitral Valve Repair vs Replacement in Elderly Patients With Degenerative Mitral Regurgitation. Vol. 116, *Annals of Thoracic Surgery*. Elsevier Inc.; 2023. p. 742–3.
82. Kurlansky PA, Traad EA, Ebra G. Mitral Repair vs Replacement for Degenerative Mitral Regurgitation in Patients Aged ≥ 65 Years. *Annals of Thoracic Surgery*. 1º de outubro de 2023;116(4):736–42.
83. Avierinos JF, Tribouilloy C, Bursi F, Grigioni F, Vanoverschelde JL, Resseguier N, et al. Degenerative mitral regurgitation due to flail leaflet: sex-related differences in presentation, management, and outcomes. *Eur Heart J*. 7 de julho de 2024;45(26):2306–16.
84. Liu K, Ye Q, Zhao Y, Zhao C, Song L, Wang J. Sex Differences in the Outcomes of Degenerative Mitral Valve Repair. *Annals of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2023;29(4):192–9.
85. Montant P, Chenot F, Robert A, Vancraeynest D, Pasquet A, Gerber B, et al. Long-term survival in asymptomatic patients with severe degenerative mitral regurgitation: A propensity score-based comparison between an early surgical strategy and a conservative treatment approach. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. dezembro de 2009;138(6):1339–48.
86. Imasaka KI, Tomita Y, Tanoue Y, Tominaga R, Tayama E, Onitsuka H, et al. Early mitral valve surgery for chronic severe mitral regurgitation optimizes left ventricular performance and left ventricular mass regression. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. julho de 2013;146(1):61–6.
87. Liu B, Neil DAH, Bhabra M, Patel R, Barker TA, Nikolaidis N, et al. Reverse Myocardial Remodeling Following Valve Repair in Patients With Chronic Severe Primary Degenerative Mitral Regurgitation. *JACC Cardiovasc Imaging*. 1º de fevereiro de 2022;15(2):224–36.
88. Yazdchi F, Koch CG, Mihajlevic T, Hachamovitch R, Lowry AM, He J, et al. Increasing disadvantage of “watchful waiting” for repairing degenerative mitral valve disease. *Annals of Thoracic Surgery*. 1º de junho de 2015;99(6):1992–2000.
89. Suri RM, Vanoverschelde JL, Grigioni F, Schaff HV., Tribouilloy C, Avierinos JF, et al. Association Between Early Surgical Intervention vs Watchful Waiting and Outcomes for Mitral Regurgitation Due to Flail Mitral Valve Leaflets. *JAMA*. 14 de agosto de 2013;310(6):609.
90. Badhwar V, Rankin JS, He X, Jacobs JP, Gammie JS, Furnary AP, et al. The Society of Thoracic Surgeons Mitral Repair/Replacement Composite Score: A Report of The Society of Thoracic Surgeons Quality Measurement Task Force. *Ann Thorac Surg [Internet]*. 2016;101:2265–71. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2015.11.049>
91. David TE, Burns RJ, Bacchus CM, Druck MN. Mitral valve replacement for mitral regurgitation with and without preservation of chordae tendineae. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1984;
92. Pomerantzeff PMA, Brandão CMA, Amato M, Fukushima J, Horta P, Ratti M, et al. Estudo Randomizado Comparando-se a Substituição Valvar Mitral Com e Sem Preservação da Continuidade Anel-Cordas Tendíneas-Papilares. *Arq Bras Cardiol*. 1993;60(5):321–5.
93. David TE, Uden DE, Strauss HD. The importance of the mitral apparatus in left ventricular function after correction of mitral regurgitation. *Circulation*. setembro de 1983;68(3 Pt 2):II76-82.

94. David TE, Komeda M, Pollick C, Burns RJ. Mitral valve annuloplasty: The effect of the type on left ventricular function. *Ann Thorac Surg.* 1989;47(4):524–8.
95. Gillinov MA, Cosgrove DM, Blackstone EH, Diaz R. DURABILITY OF MITRAL VALVE REPAIR FOR DEGENERATIVE DISEASE. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 1998;116:734–43.
96. Hu X, Zhao Q. Systematic evaluation of the flexible and rigid annuloplasty ring after mitral valve repair for mitral regurgitation. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery.* agosto de 2011;40(2):480–7.
97. Braile DM, Ardito R V, Helena PINTO G, Luiz Verde dos SANTOS J, Zaiantchick M, Rossi SOUZA DS, et al. Plástica mitral. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular.* 1990;5(2):86–98.
98. Maria P, Pomerantzeff A, Manuel De Almeida Brandão C, Marcelo J, Albuquerque A, Pomerantzeff PY, et al. ORIGINAL RESEARCH MITRAL VALVE ANNULOPLASTY WITH A BOVINE PERICARDIAL STRIP-18-YEAR RESULTS. Vol. 60, *CLINICS.* 2005.
99. Witschey WRT, Zhang D, Contijoch F, Mcgarvey JR, Lee M, Takebayashi S, et al. The Influence of Mitral Annuloplasty on Left Ventricular Flow Dynamics. *Annals of Thoracic Surgery [Internet].* 2015;100:114–21. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2015.02>.
100. Fundarò P, Tartara PM, Villa E, Fratto P, Campisi S, Vitali EO. Mitral Valve Repair: Is There Still a Place for Suture Annuloplasty? *Asian Cardiovasc Thorac Ann.* 1º de agosto de 2007;15(4):351–8.
101. Hetzer R, Walter EMD. No ring at all in mitral valve repair: Indications, techniques and longterm outcome. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery.* fevereiro de 2014;45(2):341–51.
102. Burr LH, Krayenbühl C, St MJ, Sutton MRCP, Paneth M, London FRCS. The mitral plication suture. *J Thorac Cardiovasc Surg.* abril de 1977;73(4):589–95.
103. Matsuda H, Shintani H, Taniguchi K, Mitsuno M, Miyamoto Y, Kadoba K, et al. Semicircular suture annuloplasty for mitral regurgitation: appraisal of the Paneth-Burr method. *J Heart Valve Dis.* janeiro de 1997;6(1):48–53.
104. Duebener LF, Wendler O, Nikoloudakis N, Georg T, Fries R, Scha Efers HJ. Mitral-valve repair without annuloplasty rings: results after repair of anterior leaflet versus posterior-leaflet defects using polytetrafluoroethylene sutures for chordal replacement. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery [Internet].* janeiro de 2000;17:206–12. Disponível em: www.elsevier.com/locate/ejcts
105. Barlow CW, Ali ZA, Lim E, Barlow JB, Wells FC. Modified Technique for Mitral Repair Without Ring Annuloplasty. *Annals of Thoracic Surgery.* 2003;75:298–300.
106. Frater R, Sisto D. Mural annulus shortening suture (MASS) for annuloplasty. *Journal of Cardiovascular Surgery.* 1990;31:10.
107. Ormiston JA, Shah PM, Tei C, Wong M, Section C. Size and Motion of the Mitral Valve Annulus in Man A Two-dimensional Echocardiographic Method and Findings in Normal Subjects. *Circulation [Internet].* julho de 1981;64(1):113–20. Disponível em: <http://ahajournals.org>
108. Eisenmann B, Charpentier A, Popescu S, Epailly E, Billaud P, Jirari A. Is a prosthetic ring required for mitral repair of mitral insufficiency due to posterior leaflet prolapse? Long-term results in 96 patients submitted to repair with no ring. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*

- [Internet]. 1998;14:584–9. Disponível em: <https://academic.oup.com/ejcts/article/14/6/584/407949>
109. Wooler GH, Nixon PGF, Grimshaw VA, Watson DA. EXPERIENCES WITH THE REPAIR OF THE MITRAL VALVE IN MITRAL INCOMPETENCE. *Thorax*. 1962.
 110. Detter C, Aybek T, Kupilik N, Fischlein T, Moritz A. Mitral valve annuloplasty: comparison of the mural annulus shortening suture (MASS) with the Carpentier-Edwards prosthetic ring. *J Heart Valve Dis*. julho de 2000;9(4):478–86.
 111. Pomerantzeff PMA, Brandão CMA, Souza LR, Vieira MLC, Grimberg M, Ramires JAF, et al. Posterior mitral leaflet repair with a simple segmental annulus support: the “double-Teflon technique”. *J Heart Valve Dis*. março de 2002;11(2):160–4.
 112. Brandão CMA, Guedes MA V, Silva MF, Vieira ML, Pomerantzeff PMA, Stolf NAG. Plastia da valva mitral com a técnica do “Duplo Teflon”. Resultados de 10 anos. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 2007;22 (4):448–53.
 113. Guedes MA V, Pomerantzeff PMA, Brandão CMA, Vieira MLC. Plastia valvar mitral pela técnica do Duplo Teflon: análise do remodelamento cardíaco pela ecocardiografia tridimensional. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 2010;25(2):534–42.
 114. Guedes MAV, Pomerantzeff PMA, Brandão CM de A, Vieira MLC, Tarasoutchi F, Spinola P da C, et al. Mitral annulus morphologic and functional analysis using real time tridimensional echocardiography in patients submitted to unsupported mitral valve repair. *Braz J Cardiovasc Surg*. 1º de julho de 2015;30(3):325–34.
 115. Abdouni AA, Brandão CMA, Rochitte CE, Pomerantzeff PMA, Veronese ET, Pacheco AB, et al. Cardiac Magnetic Resonance Analysis of Mitral Annular Dynamics after Mitral Valve Repair. *Clinics*. 1º de janeiro de 2020;75.
 116. Arruda Filho MB, Maia Silva Jr HE, Rayol SC, G Santos FA, B Gusmão CA, Paola ARRUDA AM, et al. Anuloplastia concêntrica do anel mitral, isolada ou associada à ressecção quadrangular, em crianças e jovens Mitral annuloplasty either in isolation or associated with posterior quadrantectomy in young patients ARTIGO ORIGINAL. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 2004;19(1):24–8.
 117. Bordignon S, Karan KALIL RA, Ricardo SANT JM, Roberto PRATES P, Manuel PEREIRA E, Nesralla IA, et al. Resultado clínico tardio da anuloplastia mitral sem suporte em crianças e adolescentes. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 1996;11(4):263–72.
 118. MacArthur JW, Cohen JE, Goldstone AB, Fairman AS, Edwards BB, Hornick MA, et al. Nonresectional single-suture leaflet remodeling for degenerative mitral regurgitation facilitates minimally invasive mitral valve repair. Em: *Annals of Thoracic Surgery*. Elsevier Inc.; 2013. p. 1603–6.
 119. Casey L, Jinih M, MacHale J, Kirby F, Neill JOO, Byrne R, et al. Predictability and durability of mitral valve repair in patients with severe degenerative mitral regurgitation in medium sized centres. *Ann R Coll Surg Engl*. 1º de julho de 2023;105(6):532–9.
 120. Albabtain MA, Almathami EA, Alghosoon H, Alsubaie FF, Abdelaal IM, Ismail H, et al. Scores predicting atrial fibrillation after mitral valve surgery: Do we need a more specific score? *J Arrhythm*. 1º de abril de 2024;40(2):342–8.

121. Liu H, Simonian NT, Pouch AM, Iaizzo PA, Gorman JH, Gorman RC, et al. A Computational Pipeline for Patient-Specific Prediction of the Postoperative Mitral Valve Functional State. *J Biomech Eng.* 1º de novembro de 2023;145(11).
122. Bonaros N, Hoefler D, Oezpeker C, Gollmann-Tepeköylü C, Holfeld J, Dumfarth J, et al. Predictors of safety and success in minimally invasive surgery for degenerative mitral disease. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery.* 1º de março de 2022;61(3):637–44.
123. Rumman RK, Verma S, Chan V, Mazer D, Quan A, Hibino M, et al. Predictors of mitral valve haemodynamics after mitral valve repair for degenerative mitral regurgitation. *Heart.* 1º de junho de 2023;109(11):866–73.
124. Kang Y, Sohn SH, Choi JW, Hwang HY, Kim KH. Machine-learning-based prediction of survival and mitral regurgitation recurrence in patients undergoing mitral valve repair. *Interdisciplinary cardiovascular and thoracic surgery.* 1º de novembro de 2023;37(5).
125. Hu YN, Lee WH, Tsai MT, Wang YC, Shih CJ, Huang YC, et al. The Predictors and Outcomes of Functional Mitral Stenosis following Surgical Mitral Valve Repair: A Retrospective Analysis. *J Cardiovasc Dev Dis.* 1º de novembro de 2023;10(11).
126. Sá MP, Jacquemyn X, Van den Eynde J, Erten O, Caldonazo T, Doenst T, et al. Coaptation Length as Predictor of Recurrent Mitral Regurgitation After Surgical Repair for Degenerative Mitral Valve Disease: Meta-Analysis of Reconstructed Time-to-Event Data. *Structural Heart.* 1º de maio de 2023;7(3).
127. Penso M, Pepi M, Mantegazza V, Cefalù C, Muratori M, Fusini L, et al. Machine learning prediction models for mitral valve repairability and mitral regurgitation recurrence in patients undergoing surgical mitral valve repair. *Bioengineering.* 2021;8(9).
128. 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. *JACC.* 1999;34(7):2096–104.
129. McCarthy PM, Herborn J, Kruse J, Liu M, Andrei AC, Thomas JD. A multiparameter algorithm to guide repair of degenerative mitral regurgitation. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 1º de setembro de 2022;164(3):867-876.e5.
130. Desai A, Thomas JD, Bonow RO, Kruse J, Andrei AC, Cox JL, et al. Asymptomatic degenerative mitral regurgitation repair: Validating guidelines for early intervention. *Em: Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* Mosby Inc.; 2021. p. 981-994.e5.
131. Leon MM, Maştaleru A, Abdulan IM, Cristea A, Şerban RC, Mitu F. Artificial Intelligence in Cardiology. *Internal Medicine.* 1º de junho de 2024;21(2):55–64.
132. Samant S, Bakhos JJ, Wu W, Zhao S, Kassab GS, Khan B, et al. Artificial Intelligence, Computational Simulations, and Extended Reality in Cardiovascular Interventions. Vol. 16, *JACC: Cardiovascular Interventions.* Elsevier Inc.; 2023. p. 2479–97.
133. Johnson KW, Torres Soto J, Glicksberg BS, Shameer K, Miotto R, Ali M, et al. Artificial Intelligence in Cardiology. Vol. 71, *Journal of the American College of Cardiology.* Elsevier USA; 2018. p. 2668–79.

134. Kusunose K, Haga A, Abe T, Sata M. Utilization of artificial intelligence in echocardiography. Vol. 83, *Circulation Journal*. Japanese Circulation Society; 2019. p. 1623–9.
135. Gimenes VML, Vieira MLC, Andrade MM, Pinheiro J, Hotta VT, Mathias W. Standard Values for Real-Time Transthoracic Three-Dimensional Echocardiographic Dyssynchrony Indexes in a Normal Population. *Journal of the American Society of Echocardiography*. novembro de 2008;21(11):1229–35.
136. Gutiérrez-Chico JL, Zamorano JL, Prieto-Moriche E, Hernández-Antolín RA, Bravo-Amaro M, Pérez De Isla L, et al. Real-time three-dimensional echocardiography in aortic stenosis: A novel, simple, and reliable method to improve accuracy in area calculation. *Eur Heart J*. maio de 2008;29(10):1296–306.
137. Lancellotti P, Pibarot P, Chambers J, Edvardsen T, Delgado V, Dulgheru R, et al. Recommendations for the imaging assessment of prosthetic heart valves: A report from the European Association of Cardiovascular Imaging endorsed by the Chinese Society of Echocardiography, the Inter-American Society of Echocardiography, and the Brazilian Department of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 1º de junho de 2016;17(6):589–90.
138. Addetia K, Muraru D, Veronesi F, Jenei C, Cavalli G, Besser SA, et al. 3-Dimensional Echocardiographic Analysis of the Tricuspid Annulus Provides New Insights Into Tricuspid Valve Geometry and Dynamics. *JACC Cardiovasc Imaging*. 1º de março de 2019;12(3):401–12.
139. Vieira MLC, Branco CE de B, Gazola ASL, Vieira PPAC, Benvenuti LA, Demarchi LMMF, et al. 3D Echocardiography for Rheumatic Heart Disease Analysis: Ready for Prime Time. Vol. 8, *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. Frontiers Media SA; 2021.
140. Kuehn BM. Cardiac Imaging on the Cusp of an Artificial Intelligence Revolution. Vol. 141, *Circulation*. NLM (Medline); 2020. p. 1266–7.
141. Slostad B, Karnik A, Appadurai V, Narang A. Applications of Artificial Intelligence in Echocardiography. Vol. 17, *Current Cardiovascular Risk Reports*. Springer; 2023. p. 123–32.
142. Genovese D, Rashedi N, Weinert L, Narang A, Addetia K, Patel AR, et al. Machine Learning–Based Three-Dimensional Echocardiographic Quantification of Right Ventricular Size and Function: Validation Against Cardiac Magnetic Resonance. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 1º de agosto de 2019;32(8):969–77.
143. Narang A, Bae R, Hong H, Thomas Y, Surette S, Cadieu C, et al. Utility of a Deep-Learning Algorithm to Guide Novices to Acquire Echocardiograms for Limited Diagnostic Use. *JAMA Cardiol*. 1º de junho de 2021;6(6):624–32.
144. Sadeghpour A, Jiang Z, Hummel YM, Frost M, Lam CSP, Shah SJ, et al. An Automated Machine Learning–Based Quantitative Multiparametric Approach for Mitral Regurgitation Severity Grading. *JACC Cardiovasc Imaging*. agosto de 2024;
145. Gandhi S, Mosleh W, Shen J, Chow C. Automation, machine learning, and artificial intelligence in echocardiography: A brave new world. *Echocardiography*. 5 de setembro de 2018;35(9):1402–18.

146. Zhu K, Xu H, Zheng S, Liu S, Zhong Z, Sun H, et al. A complexity evaluation system for mitral valve repair based on preoperative echocardiographic and machine learning. *Hellenic Journal of Cardiology*. 2024;
147. Long A, Haggerty CM, Finer J, Hartzel D, Jing L, Keivani A, et al. Deep Learning for Echo Analysis, Tracking, and Evaluation of Mitral Regurgitation (DELINEATE-MR). *Circulation*. 17 de junho de 2024;
148. Seetharam K, Raina S, Sengupta PP. The Role of Artificial Intelligence in Echocardiography. Vol. 22, *Current Cardiology Reports*. Springer; 2020.
149. Seetharam K, Thyagaturu H, Ferreira GL, Patel A, Patel C, Elahi A, et al. Broadening Perspectives of Artificial Intelligence in Echocardiography. Vol. 13, *Cardiology and Therapy*. Adis; 2024. p. 267–79.
150. Yuan B, Dukler Y, Zhao L, Qian Y, Ge Y, Yamamoto S, et al. Automatic valve segmentation in cardiac ultrasound time series data. Em: Angelini ED, Landman BA, organizadores. *Medical Imaging 2018: Image Processing*. SPIE; 2018. p. 69.
151. Xu B, Sanchez-Nadales A. Artificial Intelligence in Echocardiographic Evaluation of Mitral Regurgitation. *JACC Cardiovasc Imaging*. agosto de 2024;
152. Aziz D, Maganti K, Yanamala N, Sengupta P. The Role of Artificial Intelligence in Echocardiography: A Clinical Update. Vol. 25, *Current Cardiology Reports*. Springer; 2023. p. 1897–907.
153. Sotaquira M, Pepi M, Fusini L, Maffessanti F, Lang RM, Caiani EG. Semi-automated Segmentation and Quantification of Mitral Annulus and Leaflets from Transesophageal 3-D Echocardiographic Images. *Ultrasound Med Biol*. 1º de janeiro de 2015;41(1):251–67.
154. Chen J, Li H, He G, Yao F, Lai L, Yao J, et al. Automatic 3D mitral valve leaflet segmentation and validation of quantitative measurement. *Biomed Signal Process Control*. 1º de janeiro de 2023;79.
155. Qayyum SN. A comprehensive review of applications of artificial intelligence in echocardiography. Vol. 49, *Current Problems in Cardiology*. Elsevier Inc.; 2024.
156. Nedadur R, Bhatt N, Liu T, Chu MWA, McCarthy PM, Kline A. The Emerging and Important Role of Artificial Intelligence in Cardiac Surgery. *Canadian Journal of Cardiology*. agosto de 2024;
157. de Oliveira DC, Espino DM, Deorsola L, Buchan K, Dawson D, Shepherd DET. A geometry-based finite element tool for evaluating mitral valve biomechanics. *Med Eng Phys*. 1º de novembro de 2023;121.
158. Olivieri L, Niall Stevenson G, Jolley MA. SlicerHeart: An open-source computing platform for cardiac image analysis and modeling. *Front Cardiovasc Med* [Internet]. 6 de setembro de 2022; Disponível em: <https://github.com/>
159. Caballero A, McKay R, Sun W. Computer simulations of transapical mitral valve repair with neochordae implantation: Clinical implications. *JTCVS Open*. 1º de setembro de 2020;3:27–44.
160. Sun W, Martin C, Pham T. Computational modeling of cardiac valve function and intervention. Vol. 16, *Annual Review of Biomedical Engineering*. Annual Reviews Inc.; 2014. p. 53–76.

161. Aranda-Michel E, Sultan I. Commentary: Computational approaches for valve repair: Calculating the unknown. Vol. 3, JTCVS Open. Elsevier Inc.; 2020. p. 46–7.
162. Toma M, Bloodworth CH, Einstein DR, Pierce EL, Cochran RP, Yoganathan AP, et al. High-resolution subject-specific mitral valve imaging and modeling: experimental and computational methods. *Biomech Model Mechanobiol*. 1º de dezembro de 2016;15(6):1619–30.
163. Bennati L, Giambruno V, Renzi F, Di Nicola V, Maffei C, Puppini G, et al. Turbulence and blood washout in presence of mitral regurgitation: a computational fluid-dynamics study in the complete left heart [Internet]. *bioRxiv*. Verona; 2023 mar. Disponível em: <https://doi.org/10.1101/2023.03.19.533094>
164. Biffi B. A computational framework for mitral valve analysis combining multi-modality imaging, statistical shape modelling and fluid-structure simulations. [London]: University of London; 2019.
165. Giambruno V. An Image-Based Computational Fluid Dynamics Study of Mitral Valve. A novel Approach to Assess the Mitral Valve, from Physiology to Surgical Practice PhD Student. [Verona]: University of Verona; 2023.
166. Voigt I, Ionasec RI, Georgescu B, Houle H, Huber M, Hornegger J, et al. Model-driven physiological assessment of the mitral valve from 4D TEE. Em: Miga MI, Wong KH, organizadores. 2009. p. 72610R.
167. Kunzelman KS, Cochran RP, Verrier ED, Eberhart RC. Anatomic Basis for Mitral Valve Modelling. *J Heart Valve Dis*. 1994;491–6.
168. Kunzelman KS, Einstein DR, Cochran RP. Fluid–structure interaction models of the mitral valve: function in normal and pathological states. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*. 29 de agosto de 2007;362(1484):1393–406.
169. Gao H, Qi N, Feng L, Ma X, Danton M, Berry C, et al. Modelling mitral valvular dynamics—current trend and future directions. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 1º de outubro de 2017;33(10).
170. Prot V, Skallerud B, Sommer G, Holzapfel GA. On modelling and analysis of healthy and pathological human mitral valves: Two case studies. *J Mech Behav Biomed Mater*. fevereiro de 2010;3(2):167–77.
171. Razavi SE, Talebi A. Comparative modeling of the mitral valve in normal and prolapse conditions. *BioImpacts*. 2023;13(4):323–32.
172. Heyden S, Nagler A, Bertoglio C, Biehler J, Gee MW, Wall WA, et al. Material modeling of cardiac valve tissue: Experiments, constitutive analysis and numerical investigation. *J Biomech*. 16 de dezembro de 2015;48(16):4287–96.
173. Vainrib A, Massera D, Sherrid M V., Swistel DG, Bamira D, Ibrahim H, et al. Three-Dimensional Imaging and Dynamic Modeling of Systolic Anterior Motion of the Mitral Valve. Vol. 34, *Journal of the American Society of Echocardiography*. Mosby Inc.; 2021. p. 89–96.
174. Park MH, Zhu Y, Imbrie-Moore AM, Wang H, Marin-Cuartas M, Paulsen MJ, et al. Heart Valve Biomechanics: The Frontiers of Modeling Modalities and the Expansive Capabilities of Ex Vivo Heart Simulation. Vol. 8, *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. Frontiers Media SA; 2021.

175. Gaidulis G, Padala M. Computational Modeling of the Subject-Specific Effects of Annuloplasty Ring Sizing on the Mitral Valve to Repair Functional Mitral Regurgitation. *Ann Biomed Eng.* setembro de 2023;51(9):1984–2000.
176. Morgan AE, Pantoja JL, Weinsaft J, Grossi E, Guccione JM, Ge L, et al. Finite Element Modeling of Mitral Valve Repair. *J Biomech Eng.* 1º de fevereiro de 2016;138(2).
177. Prot V, Skallerud B, Holzapfel GA. Transversely isotropic membrane shells with application to mitral valve mechanics. Constitutive modelling and finite element implementation. *Int J Numer Methods Eng.* 20 de agosto de 2007;71(8):987–1008.
178. Weinberg EJ, Kaazempur Mofrad MR. A finite shell element for heart mitral valve leaflet mechanics, with large deformations and 3D constitutive material model. *J Biomech.* 2007;40(3):705–11.
179. Sturla F, Onorati F, Votta E, Pechlivanidis K, Stevanella M, Milano AD, et al. Is it possible to assess the best mitral valve repair in the individual patient? Preliminary results of a finite element study from magnetic resonance imaging data. *Em: Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* Mosby Inc.; 2014. p. 1025–34.
180. Kunzelman KS, Quick DW, Cochran RP. Altered Collagen Concentration in Mitral Valve Leaflets: Biochemical and Finite Element Analysis. *Annals of Thoracic Surgery.* 1998;66(S):198–205.
181. Choi A, Rim Y, Mun JS, Kim H. A novel finite element-based patient-specific mitral valve repair: virtual ring annuloplasty. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(1):341–7.
182. Rim Y, Laing ST, McPherson DD, Kim H. Mitral valve repair using ePTFE sutures for ruptured mitral chordae tendineae: A computational simulation study. *Ann Biomed Eng.* janeiro de 2014;42(1):139–48.
183. Kunzelman KS, Cochran RP. Mechanical Properties of Basal and Marginal Mitral Valve Chordae Tendineae. *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs.* 1990;XXXVI(Slide Forum 9-Heart Valves).
184. Kunzelman KS, Cochran RP, Chuong C, Ring WS, Verrier ED, Eberhart RD. Finite element analysis of the mitral valve. *J Heart Valve Dis.* maio de 1993;2(3):326–40.
185. Kunzelman KS, Cochran RP, Murphree SS, Ring WS, Verrier ED, Eberhart RC. Differential collagen distribution in the mitral valve and its influence on biomechanical behaviour. *J Heart Valve Dis.* março de 1993;2(2):236–44.
186. Kunzelman KS, Reimink MS, Cochran RP. Annular Dilatation Increases Stress in the Mitral Valve and Delays Coaptation: A Finite Element Computer Model. *Cardiovascular Surgery.* 1º de agosto de 1997;5(4):427–34.
187. Kunzelman KS, Reimink MS, Cochran RP. Flexible versus rigid ring annuloplasty for mitral valve annular dilatation: a finite element model. *J Heart Valve Dis.* janeiro de 1998;7(1):108–16.
188. Cochran RP, Kunzelman KS. Effect of Papillary Muscle Position on Mitral Valve Function: Relationship to Homografts. *Annals of Thoracic Surgery.* 1998;66(S):155–61.
189. Einstein D, Kunzelman K, Nicosia M. The relationship of normal and abnormal microstructural proliferation to the mitral valve closure sound [Internet]. Article in *Journal of Biomechanical Engineering.* 2005. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/7869203>

190. Maisano F, Redaelli A, Soncini M, Votta E, Arcobasso L, Alfieri O. An annular prosthesis for the treatment of functional mitral regurgitation: Finite element model analysis of a dog bone-shaped ring prosthesis. *Annals of Thoracic Surgery*. 2005;79(4):1268–75.
191. Votta E, Maisano F, Bolling SF, Alfieri O, Montevecchi FM, Redaelli A. The Geoform Disease-Specific Annuloplasty System: A Finite Element Study. *Annals of Thoracic Surgery*. julho de 2007;84(1):92–101.
192. Lim KH, Yeo JH, Duran CMG. Three-dimensional asymmetrical modeling of the mitral valve: a finite element study with dynamic boundaries. *J Heart Valve Dis*. maio de 2005;14(3):386–92.
193. DAVIS PK, KINMONTH JB. THE MOVEMENTS OF THE ANNULUS OF THE MITRAL VALVE. *J Cardiovasc Surg (Torino)*. agosto de 1963;4:427–31.
194. Votta E, Caiani E, Veronesi F, Soncini M, Montevecchi FM, Redaelli A. Mitral valve finite-element modelling from ultrasound data: a pilot study for a new approach to understand mitral function and clinical scenarios. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 28 de setembro de 2008;366(1879):3411–34.
195. Feng L, Qi N, Gao H, Sun W, Vazquez M, Griffith BE, et al. On the chordae structure and dynamic behaviour of the mitral valve. *IMA Journal of Applied Mathematics (Institute of Mathematics and Its Applications)*. 2018;83(6):1066–91.
196. Alleau T, Lanquetin L, Salsac AV. Use of a parametric finite element model of the mitral valve to assess healthy and pathological valve behaviors. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 1º de maio de 2019;22(sup1):S4–5.
197. Khodaei S, Fatourae N, Nabaei M. Numerical simulation of mitral valve prolapse considering the effect of left ventricle. *Math Biosci*. 1º de março de 2017;285:75–80.
198. Nappi F, Spadaccio C, Mihos CG, Fraldi M. Euler’s elastica-based biomechanical assessment for neochordal insertion in the treatment of degenerative mitral valve repair. *J Thorac Cardiovasc Surg*. fevereiro de 2018;155(2):603–5.
199. Ginty OK, Moore JM, Xu Y, Xia W, Fujii S, Bainbridge D, et al. Dynamic Patient-Specific Three-Dimensional Simulation of Mitral Repair. *Innovations: Technology and Techniques in Cardiothoracic and Vascular Surgery*. 1º de janeiro de 2018;13(1):11–22.
200. Adams DH, Rosenhek R, Falk V. Degenerative mitral valve regurgitation: Best practice revolution. Vol. 31, *European Heart Journal*. 2010.
201. Ray S, Chambers J, Gohlke-Baerwolf C, Bridgewater B. Mitral valve repair for severe mitral regurgitation: The way forward? Vol. 27, *European Heart Journal*. 2006. p. 2925–8.
202. Gammie JS, O’Brien SM, Griffith BP, Ferguson TB, Peterson ED. Influence of hospital procedural volume on care process and mortality for patients undergoing elective surgery for mitral regurgitation. Vol. 115, *Circulation*. 2007. p. 881–7.
203. Holzhey DM, Seeburger J, Misfeld M, Borger MA, Mohr FW. Learning minimally invasive mitral valve surgery: A cumulative sum sequential probability analysis of 3895 operations from a single high-volume center. *Circulation*. 30 de julho de 2013;128(5):483–91.

204. Nishimura RA, Vahanian A, Eleid MF, Mack MJ. Series Valvular heart disease 2 Mitral valve disease-current management and future challenges [Internet]. Vol. 387, www.thelancet.com. 2016. Disponível em: www.thelancet.com
205. Noack T, Kiefer P, Ionasec R, Voigt I, Mansi T, Vollroth M. New concepts for mitral valve imaging. *Ann Cardiothorac Surg*. agosto de 2013;2(6):787–95.
206. Tenenholtz NA. Fast Surgical Simulation to Improve Mitral Valve Repair Citation Terms of Use Share Your Story [Internet]. [Cambridge]: Harvard University; 2014. Disponível em: <http://nrs.harvard.edu/urn-3:HUL.InstRepos:12274575>
207. DiBardino DJ, ElBardissi AW, McClure RS, Razo-Vasquez OA, Kelly NE, Cohn LH. Four decades of experience with mitral valve repair: Analysis of differential indications, technical evolution, and long-term outcome. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. janeiro de 2010;139(1):76–84.
208. Roberto GEROLA L, A Pomerantzeff PM, Pêgo-fernandoes PM, G Stolf NA, Sarsero-marcial M, Esaio M, et al. Cirurgia valvar em crianças e jovens: resultados de 131 casos. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 1990;5(3):187–94.
209. David TE. Outcomes of Mitral Valve Repair for Mitral Regurgitation Due to Degenerative Disease. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2007;19(2):116–20.
210. Mohty D, Orszulak TA, Schaff H V, Avierinos JF, Tajik JA, Enriquez-Sarano M. Very Long-Term Survival and Durability of Mitral Valve Repair for Mitral Valve Prolapse. *Circulation* [Internet]. 2001;104(suppl 1):I1–7. Disponível em: <http://www.circulationaha.org>
211. Endo Y, Maddukuri P V., Vieira MLC, Pandian NG, Patel AR. Quantification of Right Ventricular Volumes and Function by Real Time Three-Dimensional Echocardiographic Longitudinal Axial Plane Method: Validation in the Clinical Setting. *Echocardiography*. 14 de novembro de 2006;23(10):853–9.
212. Valocik G, Kamp O, Visser CA. Three-dimensional echocardiography in mitral valve disease. *European Journal of Echocardiography*. dezembro de 2005;6(6):443–54.
213. Pastore MC, Mandoli GE, Sannino A, Dokollari A, Bisleri G, D’Ascenzi F, et al. Two and Three-Dimensional Echocardiography in Primary Mitral Regurgitation: Practical Hints to Optimize the Surgical Planning. Vol. 8, *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. Frontiers Media SA; 2021.
214. Pingitore A, Polizzi V, Cardillo I, Lio A, Ranocchi F, Pergolini A, et al. 3D mitral annulus echocardiography assessment in patients affected by degenerative mitral regurgitation who underwent mitral valve repair with flexible band. *J Card Surg*. 26 de dezembro de 2022;37(12):4269–77.
215. Sannino A, Mahkmudova U. Artificial Intelligence and Mitral Regurgitation: Friend or Foe? *Circulation*. 17 de setembro de 2024;150(12):934–7.
216. Dandel M. Potential Impact of Tricuspid and Mitral Valve Regurgitation on the Diagnostic and Prognostic Value of Ventricular Ejection Fraction. Vol. 33, *Journal of the American Society of Echocardiography*. Mosby Inc.; 2020. p. 518.
217. Garcia MI. Rethinking the Definition of Heart Failure Based on Ejection Fraction: Reflections with Impact on Therapy. *ABC Heart Fail Cardiomyop*. 12 de abril de 2022;2(1):76–9.

218. Surkova E, Muraru D, Genovese D, Aruta P, Palermo C, Badano LP. Relative Prognostic Importance of Left and Right Ventricular Ejection Fraction in Patients With Cardiac Diseases. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 1º de novembro de 2019;32(11):1407-1415.e3.
219. Baumgartner H, Jung B, Otto CM. Timing of intervention in asymptomatic patients with valvular heart disease. Vol. 41, *European Heart Journal*. Oxford University Press; 2020. p. 4349–56.
220. Barbieri A, Mantovani F. Exercise Stress Echocardiography in Asymptomatic Patients With Severe Primary Mitral Regurgitation: Time to Stepping Out Our Comfort Zone. Vol. 201, *American Journal of Cardiology*. Elsevier Inc.; 2023. p. 369–71.
221. Lehr EJ, Petrescu OM. Asymptomatic But Not Always Benign: New Insights Into Severe Mitral Regurgitation. Vol. 111, *Annals of Thoracic Surgery*. Elsevier Inc.; 2021. p. 870–1.
222. Iyengar A, Weingarten N, Rekhman D, Song C, Shin M, Helmers MR, et al. Outcomes and quality of life in patients receiving mitral surgery for asymptomatic disease. *Em: JTCVS Open*. Elsevier B.V.; 2024. p. 43–51.
223. Welman MJM, Streukens SAF, Mephtah A, Hoebbers LP, Vainer J, Theunissen R, et al. Outcomes of Mitral Valve Regurgitation Management after Expert Multidisciplinary Valve Team Evaluation. *J Clin Med*. 1º de agosto de 2024;13(15).
224. Clowes GHA. Extracorporeal Maintenance of Circulation and Respiration. *Physiol Rev*. 1º de outubro de 1960;40(4):826–919.
225. Solholm A, Salminen PR, Stangeland L, Moen CA, Mongstad A, Svenheim B, et al. Myocardial perfusion and cardiac dimensions during extracorporeal membrane oxygenation–supported circulation in a porcine model of critical post-cardiotomy failure. *Perfusion (United Kingdom)*. 1º de novembro de 2020;35(8):763–71.
226. Spadaro J, Bing OHL, Gaasch WH, Laraia P, Franklin A, Weintraub RM. Effects of perfusion pressure on myocardial performance, metabolism, wall thickness, and compliance. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1982;398–405.
227. Denslow S, Balaji S, Hewett KW, Hewett Wall KW. Wall thickness referenced to myocardial volume: a new noninvasive framework for cardiac mechanics. *J Appl Physiol [Internet]*. 1999;87(1):211–21. Disponível em: <http://www.jap.org>
228. Bolli R, Hartley CJ, Chelly JE, Patel BS, Rabinovitz RS, Jeroudi MO, et al. An Accurate, Nontraumatic Ultrasonic Method to Monitor Myocardial Wall Thickening in Patients Undergoing Cardiac Surgery. *JACC*. 1990;15(5):1055–65.
229. Force T, Bloomfield P, O'boyle JE, Pietro DA, Dunlap RW, Khuri SF, et al. Quantitative two-dimensional echocardiographic analysis of motion and thickening of the interventricular septum after cardiac surgery. *Circulation [Internet]*. 1983;68(5):1013–20. Disponível em: <http://ahajournals.org>
230. Bavaria JE, Ratcliffe MB, Gupta KB, Wenger RK, Bogen DK, Edmunds LH. Changes in Left Ventricular Systolic Wall Stress during Biventricular Circulatory Assistance. *Annals of Thoracic Surgery*. 1988;45(5):526–32.

231. Hymel BJ, Townsley MM. Echocardiographic assessment of systolic anterior motion of the mitral valve. *Anesth Analg.* 2014;118(6):1197–201.