

## 专家共识

# EAE/ASE 超声心动图在心脏瓣膜病经导管介入治疗新技术中应用的建议

中文版翻译: 南方医科大学深圳医院超声医学科 朱永胜  
温州医科大学附属第二医院 超声科 王亮, 吴道珠  
中文版审核: Wake Forest University School of Medicine, Min Pu  
Massachusetts General Hospital, Xin Zeng

Jose L. Zamorano, Luigi P. Badano, Charles Bruce, Kwan-Leung Chan, Alexandra Goncalves, Rebecca T. Hahn, Martin G. Keane, Giovanni La Canna, Mark J. Monaghan, Petros Nihoyannopoulos, Frank E. Silvestry, Jean-Louis Vanoverschelde, and Linda D. Gillam,  
Rochester, Minnesota; Ottawa, Ontario, Canada; Porto, Portugal; New York, New York; Philadelphia, Pennsylvania; London, United Kingdom; Brussels, Belgium; Morristown, New Jersey

经导管主动脉瓣植入、二尖瓣修复和人工瓣膜瓣周漏封堵的开展显著扩大导管技术在瓣膜返流和狭窄治疗中的应用范围。超声心动图在确定适于接受这些介入治疗的患者和术中监测中都起到了至关重要的作用。而且它也是介入治疗术后随访最基本的手段。对接受经导管介入治疗患者的评估对于超声心动图提出了有异于自身瓣膜或者人工瓣膜病变患者常规评价的要求。因此欧洲超声心动图学会和美国超声心动图学会联合提出了心脏瓣膜病介入治疗新技术中超声心动图应用的推荐意见。建议超声心动图工作者在参与心脏瓣膜病介入治疗新技术中将其作为参考。(J Am Soc Echocardiogr 2011;24:937-65.)

**关键词:** 经导管主动脉瓣植入, 经导管二尖瓣修复, 经导管瓣周漏封堵, 超声心动图

## 引言

心脏瓣膜病经导管介入治疗以往仅限于球囊扩张瓣膜成形术。但是, 经导管主动脉瓣植入 (TAVI)、二尖瓣修复和人工瓣膜瓣周漏封堵等治疗的开展显著扩大导管技术在瓣膜返流和狭窄治疗中的应用范围。

超声心动图在确定适于接受这些介入治疗的患者和术中监测中都起到了至关重要的作用。而且它也是介入治疗术后随访最基本的手段。接受经导管介入治疗患者的评估对于超声心动图提出了有异于自身瓣膜或者人工瓣膜病变患者常规评价的要求。因此, 由于有对经导管瓣膜治疗以及相应地对超声心动图有效评估不断增长的预期, 欧洲超声心动图学会和美国超声心动图学会联合制定了这些推荐意见。它将作为 ASE 较早的关于超声心动图引导下介入治疗指南<sup>1</sup> 的补充和超声心动图工作者在参与心脏瓣膜病介入治疗新技术中的参考。

## 经导管主动脉瓣植入

TAVI 是一项可能彻底改变主动脉瓣狭窄 (AS) 治疗方法的新技术。这项技术目前在治疗

那些传统手术高风险、甚至是不能手术的、并且有严重症状的 AS 患者中进行着其应用评估。在这个发展阶段，TAVI 仍然是一项很具有挑战性的技术，要求多个团队的密切配合，包括心脏介入专家，心脏外科医生、麻醉师和影像医学专家。影像技术在 TAVI 的成功实施中起着核心的作用，因为在每一步的操作中都要用到它，包括病人选择、操作路径挑选，人工瓣膜类型和大小的确定，操作引导，以及近期或远期并发症的发现等。

## 简介

Cribier 等<sup>2</sup>在 2002 年 4 月报道了首例对一名重度 AS 伴有心源性休克的患者成功植入具有可扩张不锈钢支架的猪心包人工瓣膜。在此首例人体的瓣膜植入之后，出于对患者们的顾虑又尝试开展了数例此类介入治疗，应用的是马的心包制作的人工瓣膜。瓣膜植入的路径最初是经房间隔前向植入。这是一种具有挑战性的操作，因为需要进行房间隔穿刺，人工瓣膜装置还要经过二尖瓣迂曲绕行，导引钢丝与二尖瓣器相互干扰，还会常常因此导致二尖瓣重度返流（MR）。这些缺陷促使发展输送系统在尺寸和可操作性方面的技术不断发展，从而使得更为实用的经股动脉逆向途径技术得到发展。瓣膜构造设计的改变（采用经过处理的牛心包和更长的裙套）促成了爱德华公司的 SAPIEN™ 瓣的问世。对于血管径路条件较差的患者，又发展了经心尖部途径进行治疗。<sup>3</sup> SAPIEN™ 瓣 2007 年获得了欧洲的许可（欧盟认证），经股动脉和经心尖均可以应用。

2005 年 Grube 等<sup>4</sup>首先报道了另外一种经皮主动脉瓣植入系统（CoreValve™ 系统）的应用。它也在 2007 年获得欧盟认证。CoreValve™ 瓣是自膨式的，而且可以具有自定中心和位置可部分性调整等优点。

经导管主动脉瓣植入装置的膨胀性和工艺优化是一个非常活跃的研究和发展的领域，已经研发出很多种导管内瓣膜的装置，但是只有 SAPIEN™ 瓣和 CoreValve™ 瓣获得了应用许可。它们都具有非常好的血流动力学特性，核心实验室结果证实 SAPIEN™ 瓣植入 1 年后平均主动脉瓣口面积和平均压力阶差分别为 1.5cm<sup>2</sup> 和 11mmHg，<sup>5</sup> 而 CoreValve™ 瓣 1 年后的平均压力阶差为 8mmHg。<sup>6</sup>

## 爱德华 SAPIEN™ 和 CoreValve™ 系统在欧洲和北美洲的应用现状

---

欧洲在 2007 年批准了爱德华 SAPIEN™ 和 CoreValve™ 的应用，只是基于一系列相对规模都比较小的研究和注册研究报告，没有经过随机对照研究验证。爱德华新一代产品，爱德华 SAPIEN™ XT，2010 年获得欧盟认证。SAPIEN™ 瓣和 CoreValve™ 瓣在加拿大都可以用于对不能手术或者手术风险极高的重度 AS 患者的体恤治疗。尽管这些人工瓣膜在美国都没有获得商业或者体恤应用的许可，但是爱德华 SAPIEN™ 瓣获准在一项重要的试验（PARTNER US; Placement of Aortic transcatheter Valves）中作为研究设备予以应用，结果已于近年发表。<sup>5,7</sup> 美国的一项关于 CoreValve™ 瓣的随机多中心试验也在进行，美国另一项关于 SAPIEN™ XT 瓣的随机多中心试验也已经得到批准。

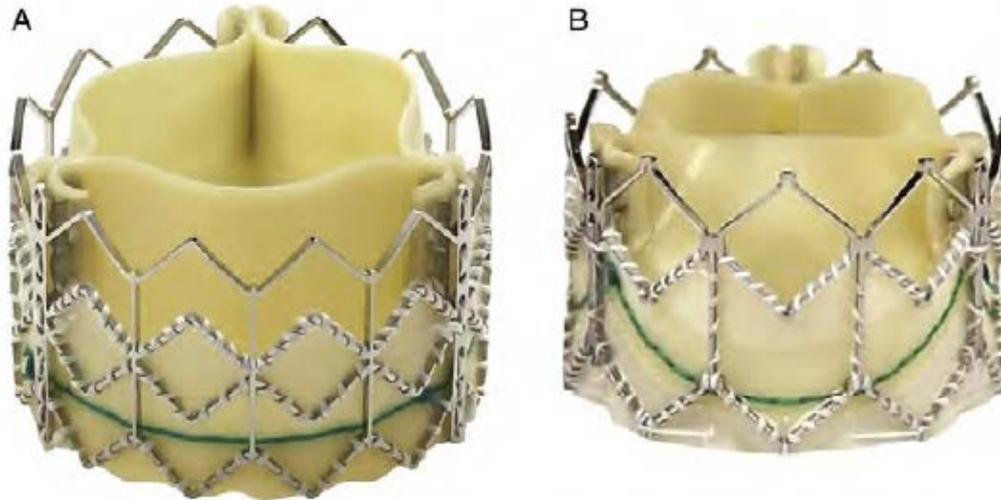


图-1 (A) 爱德华 SAPIEN™ 瓣和 (B) 爱德华 SAPIEN-XT™ 瓣

### 经导管植入的主动脉瓣人工瓣膜

超声心动图工作者需要熟悉目前应用的两种人工瓣膜：爱德华 SAPIEN™ 和美敦力 CoreValve™ 人工瓣膜的结构设计。每种瓣特殊的结构特征，并且对于主动脉瓣的解剖特点有着不同要求。因此精准的超声心动图评估对于选择适宜的患者至为重要。

基于 Cribier 最初设计，爱德华 SAPIEN™ 瓣是一种可以用球囊扩张的人工瓣膜。<sup>2</sup> 目前所用瓣膜是由一个圆柱形的不锈钢支架，和镶嵌于其内的三个对称的、由牛心包制作的瓣叶所组成（图 1A）。这个支架也有聚酯纤维裙布覆盖，以减少瓣周漏发生。该种瓣膜有两种尺寸，超过主动脉瓣环内径，以减少瓣周的返流。23mm 瓣膜用于主动脉瓣环横径为 18-21mm（于瓣叶插入水平测量）的患者；26mm 瓣膜用于瓣环横径为 22-25mm 的患者。这种瓣膜是通过经股动脉或者经心尖途径进行植入。因为瓣膜装置较大，因此鞘管粗大是引起介入操作并发症重要的原因之一。

新一代的介入瓣，如爱德华 SAPIEN™ XT 和经股动脉的 NovalFlex™、经心尖部的 Ascendra™ 等输送系统最近一起欧洲获得了欧盟认证。新的输送系统直径较细（18F），瓣膜支架也更细，由钴铬合金制作其框架，使其径向张力更大，更易保持为圆形。

### 经股动脉“逆向”输送技术

根据瓣膜的尺寸，经股动脉植入技术应用内径为 22 至 24F 的引导鞘管。<sup>8,9</sup> 在建立股动脉血管通道后，在快速右心室起搏的同时进行主动脉瓣球囊扩张成形术。随后，将瓣膜支架套在输送球囊上，在放射线透视引导下，应用可手动弯曲的导管，使瓣膜无损伤地顺利通过主动脉弓，并使引导钢丝从自身瓣膜交界的中央通过。然后在透视和/或经食管超声心动图（TEE）的引导下将瓣膜放置在冠状动脉开口水平以下。一旦到达正确的位置，就在快速右心室起搏下将瓣膜展开。

### 经心尖部输送技术

这种侵入性稍强的方法需要在左侧胸壁前侧方做小切口，理想条件是在杂交手术室实施。在局部消毒之前，首先要通过触诊确定心尖的位置，并用经胸超声心动图（TTE）证实。随后，在近左心室心尖部切开心包，再将一根鞘管直接插入左心室腔，然后在透视和 TEE 的引导下将导引钢丝穿过主动脉瓣。其后在快速起搏下，进行主动脉瓣球囊扩张成形，再后插入 26F 鞘管，打开人工瓣膜。

## 治疗成功率和早期临床疗效

最近报道了一项来自欧洲评价SAPIEN™瓣的主动脉瓣生物瓣膜疗效注册研究（SOURCE）原始资料，<sup>10</sup> 它是对应用临床商品化后的爱德华SAPIEN™瓣进行TAVI治疗的“非研究性真正临床实践”的患者开展的一项注册研究，包括了来自32个医疗单位的1038例连续病例（575例经心尖部和463例经股动脉）。治疗的整体短期成功率达到93.8%。瓣膜血栓和冠状动脉阻塞发生率分别为0.6%和0.3%。经股动脉和经心尖部的三天内死亡率分别为6.3%和10.3%。为了说明该治疗的急剧下降的学习曲线，Webb等<sup>11</sup>报道了一个单独的机构113例治疗的经验，前一半的死亡率高达12.3%，而后一半的死亡率骤降为3.6%。PARTERN注册研究的Cohort B（无法手术的患者被随机分配接受TAVI治疗或者接受内科治疗包括瓣膜扩张成形）的1年期结果，TAVI治疗后1年的存活率为50.7%，而内科治疗的存活率为30.7%。<sup>5</sup> 这是迄今为止比较TAVI和手术或者内科治疗唯一的一项随机对照研究。Cohort A的研究结果（699例手术高风险的患者，胸外科医师学会（STS）评分 $\geq 10$ ，或者手术预期死亡率 $\geq 15\%$ ，随机分配接受手术或者经股动脉/经心尖部瓣膜植入，视患者血管通道情况而定）近期也已发表，<sup>7</sup> 在1年期的死亡率方面，TAVI效果不差于手术。在PARTNER和1年期SOURCE的报道均反映出介入治疗时所发生的血管并发症与术后存活率下降有关。

CoreValve™ 的 ReValving 系统的人工瓣膜由猪心包组织缝在一个自膨式非对称性的镍铬诺框架上，并形成三叶瓣结构（图 2）。瓣膜展开后，瓣叶结合点位于瓣环上方，其下部骨架贴附于左心室流出道（LVOT），此处径向张力最强，但是要特别小心不能影响到二尖瓣的前叶。其中间部分有一个较细的腰部，必须在 Valsava 窦和冠状动脉开口的水平展开，才不会影响到冠状动脉的血流。此处的径向张力也较高，因此可以锚定人工瓣膜，并且能够防止移位或形成瓣周漏。最后是其上部（流出道），此处径向张力最低，主要设计用于将人工瓣膜稳稳地固定在升主动脉内。



图 2 CoreValve™ 的 ReValving 系统

人工瓣膜的大小由心室端的外径所决定，26 和 29mm 人工瓣膜的中部直径分别是 22 和 24mm，主动脉端直径是 40 和 43mm，长度是 55 和 53mm。26mm 人工瓣膜设计用于主动脉瓣环 20-23mm 的患者，29mm 人工瓣膜适用于瓣环为 24-27mm 的患者。但是此种人工瓣膜将其上部设计较宽，以保证它与升主动脉壁贴合，就要求必须对各个主动脉窦的高度和宽度，以及升主动脉的直径进行仔细的测量。如果升主动脉内径 $>45\text{mm}$ ，和/或主动脉瓣环径 $<20\text{mm}$ ，或 $>27\text{mm}$ ，就不能植入此种人工瓣膜。CoreValve™ 的输送系统装置已经由最初的 25F 演进到目前的 18F，所以允许完全由经皮主动脉通道完成操作，可以避免全身麻醉。

### CoreValve™ 的输送技术

尽管有个别的经心尖部植入的案例报道，但是 CoreValve™ 是为经动脉通道逆行输送而设计的。<sup>12</sup> 血管通道在髂总动脉、股总动脉或者锁骨下动脉上建立，可以用或不用外科切开的方法。此项治疗可以在全身麻醉或者局部麻醉辅中度全身镇静/镇痛。在建立良好的股动脉通道后，在快速右心室起搏下，行钙化性主动脉瓣狭窄球囊扩张成形。然后用硬的引导钢丝将此种人工瓣膜逆行送达，并完成展开和植入。在 CoreValve™ 放置完成之后，在操作者确认装置的位置正常基础上，根据主动脉瓣返流的情况，可以施行植入后的瓣膜扩张。

## 治疗成功率和早期临床疗效

近期 Piazza 等<sup>13</sup>报道了 636 例症状性 AS 患者植入第三代 CoreValve™ 后 30 天的治疗成功率和效果，这是在 CoreValve™ 多中心评价注册研究的第一年完成的。治疗操作成功率为 97.2%，术中死亡率为 1.5%。术中死亡、心肌梗死和中风的总发生率为 2.5%。到第 30 天各种原因导致的总死亡率为 8%，其中一半被评判为与治疗操作有关。9.3% 的患者需要植入永久起搏器。出院前 TTE 检查发现跨主动脉瓣压力阶差明显降低（由  $49 \pm 14$  降为  $3 \pm 2$  mmHg）。

## 经导管主动脉瓣植入的患者选择

正确筛查和选择适合的患者，主要是基于临床标准和对心血管解剖特征的仔细分析，对于 TAVI 的成功至关重要。对候选者的选择非常复杂，而且需要多学科的团队协作，需要应用多种影像学手段把主动脉瓣、主动脉和外周血管的解剖特点都要描画得完整而清晰。虽然不是本建议书重点范围的内容，下面也简要叙述一下临床指征。

### 临床指征

关于 TAVI 的专家共识从 2008 年起就推荐将它用于那些手术高危或无法手术患者。<sup>14</sup> 手术风险评估通常采用欧洲心血管手术危险因素评分系统（EuroSCORE）和/或胸科医师学会（STS）死亡率危险预测评分手术高风险定义为 EuroSCORE  $\geq 15$ -20% 或者 STS 死亡率危险预测评分  $\geq 10\%$ 。但是这些评分方法也存在明确的局限性，它们的预测能力由于评分方法是建立在比较小的一部分高危患者人群的基础上而会有所减低。而且这些评分方法在评判 TAVI 风险的适用性也受到质疑，<sup>15</sup> 因为对于 TAVI 来讲没有明显影响的一些伴发疾病却会显著增加主动脉瓣置换（AVR）的手术风险，特别是对那些老年患者而言。

患者的特殊病情也会增加选择 TAVI 的机会，而非 AVR，包括既往心脏手术史伴有移植物和/或粘连、既往胸部放射治疗、瓷化主动脉、肝硬化、肺动脉高压、右心室功能衰竭、或患者过度虚弱。<sup>16,17</sup> 然而，TAVI 不推荐用于那些预期生存期不超过 1 年，或者预期不会明显提高生活质量的患者。<sup>14</sup> 对于临床上适合做 TAVI 治疗的患者需要应用血管造影、多层螺旋 CT（MSCT）、或磁共振成像等技术对外周血管的粗细、弯曲度和钙化等进行评估，以选择经股动脉，还是经心尖部径路。

### 超声心动图评估

超声心动图在对 TAVI 候选者的评估中作用至关重要，能够提供解剖结构和血流动力学两方面的信息。

**经胸超声心动图。** 经胸超声心动图应用多普勒测量跨主动脉瓣的峰值和平均压力阶差，或者应用连续血流方程法计算 AVA，在诊断重度 AS 中起着关键的作用。根据目前的指南，重度 AS 定义为  $AVA < 1\text{cm}^2$  ( $< 0.6\text{cm}^2/\text{m}^2$ )，或者跨主动脉瓣平均压力阶差  $> 40\text{mmHg}$ 。<sup>20,21</sup> 但是在 PARTNER 研究中对 SAPIEN™ 瓣植入的要求是瓣口面积  $< 0.8\text{cm}^2$ ，跨瓣峰值血流速度  $\geq 4\text{m/s}$ ，和/或平均压力阶差  $\geq 40\text{mmHg}$ ，目的是要选择极重度狭窄的患者。

尽管本文不对诊断重度 AS 的误区进行充分的讨论，但是需要注意两组重度 AS 狭窄的诊断具有挑战性。当存在左心室收缩功能衰竭时，尽管主动脉瓣面积在重度狭窄的范围内，其跨瓣压力阶差却比较低。这就可能在区分真正的 AS 和因左心室收缩功能减低导致计算瓣口面积的偏小所误诊的重度 AS 时容易引起困扰。研究显示多巴酚丁胺负荷试验可以鉴别此两种情况，而且能够用来评价收缩功能储备。<sup>22</sup> 另外，近期左心室射血分数正常、跨瓣压力阶差较低但是左心室射血量却偏低的 AS 患者引起了关注，对他们来讲，计算正常血流状态下瓣口的投影面积可能有益。心脏导管检查已不推荐用于确定 AS 的严重度，<sup>23</sup> 但是在超声心

动图的数据存在矛盾时例外。

一旦重度 AS 的诊断明确，超声心动图必须确定患者的解剖结构是否适合做 TAVI。应用 TTE 测量瓣环的径线，显示主动脉瓣结构特征的细节，包括瓣叶数目，活动度。瓣叶的厚度，对钙化的大小和分布也要描述。目前二叶型主动脉瓣是 TAVI 的一个排除标准，因为椭圆形的瓣口更易于导致主动脉瓣人工瓣膜展开不完全或不正确。此外，主动脉并发症，如自发性的主动脉夹层，发生率或许会由于主动脉管壁结构异常而增高。<sup>17</sup> 但是也有二叶型 AS 实施 TAVI 成功的报道。

准确的测量对 TAVI 的成功至关重要。瓣环的大小是一个关键指标，它确定是否适于施行 TAVI，以及指导对瓣膜种类和大小的选择。前文已经描述过根据主动脉瓣环、Valsava 窦，和升主动脉内径等选择瓣膜大小的标准。

如果人工瓣膜选择过小会造成移位或者明显的瓣周漏。另外，即使没有发生严重的操作并发症，人工瓣膜不匹配也可能会发生。人工瓣膜选择过大会增加发生与血管进入口的并发症或输送系统通过自体主动脉瓣困难的发生率。另外也会存在人工瓣膜不能充分展开的风险，引起瓣叶冗余，产生褶皱、压缩和张应力，就可能导致主动脉瓣中央性返流和瓣叶使用年限的缩短。<sup>24</sup>

瓣环直径一般在收缩期胸骨旁长轴切面，将 LVOT 局部放大后测量。该项测量是在主动脉瓣叶插入点进行，从组织-血液界面至血液-组织界面，从后缘至前缘（图 3A），不管瓣叶钙化的程度如何。当经胸二维（2D）超声心动图对瓣环的测量不可靠时，特别是当测量值接近瓣膜选择的临界点或者钙化从主动脉瓣延伸至二尖瓣前叶或室间隔时，TEE±3D 测量也许就是必须的（图 3B）。目前 3D TTE 的分辨率还不足以帮助测量大部分受检者的瓣环径线。

左、右心室的大小和功能、主动脉瓣返流和其它瓣膜的结构和功能都需要评估。<sup>25</sup> 室间隔基部肥厚导致的 LVOT 血流动力学的显著梗阻是一种禁忌症，因为室间隔肥厚是瓣膜植入时或其后人工瓣膜移位的潜在原因之一。这些患者需要做肌肉切除术。左心室血栓必须要排除，因为它是 TAVI 的禁忌症。而左心室修补，心包明显的钙化是经心尖部 TAVI 的禁忌症。

**经食管超声心动图。** 如果在 TAVI 术前只要对主动脉根部解剖结构、主动脉瓣环大小、或者瓣叶数目等存在疑问都推荐应用 TEE。由于症状性 AS 患者对低血压的耐受性很差，因此强调只有在充分的表面麻醉的基础上小心地给予镇定剂。

主动脉根部是 LVOT 的直接延续，并且从主动脉瓣叶根部附着处开始延伸至窦管结合部水平。<sup>24</sup> 其内径在不同水平差异很大，但是在主动脉瓣叶附着水平收缩期测得的瓣环内径，决定了要选用的人工瓣膜的大小，与瓣叶插入的类型无关（图 3B）。

TEE 测得的瓣环大小与 TTE 测值有很好的相关性，但是后者会比 TEE 低估瓣环大小，平均达 1.36mm（95%可信区间为 1.75-4.48mm）。<sup>26</sup> 2D 超声测量时把主动脉瓣环设想为圆形可能是造成瓣环测量误差的主要原因，特别是对那些瓣环呈明显椭圆形的患者。然而与 MSCT 的相比，根据 2D TEE 测量结果制定临床决策也获得了良好的治疗效果。<sup>27</sup>

目前为止，还没形成对瓣环测量金标准技术的共识，但是，从实践的层面来讲，TTE 在大部分的患者中都足以完成此任务。

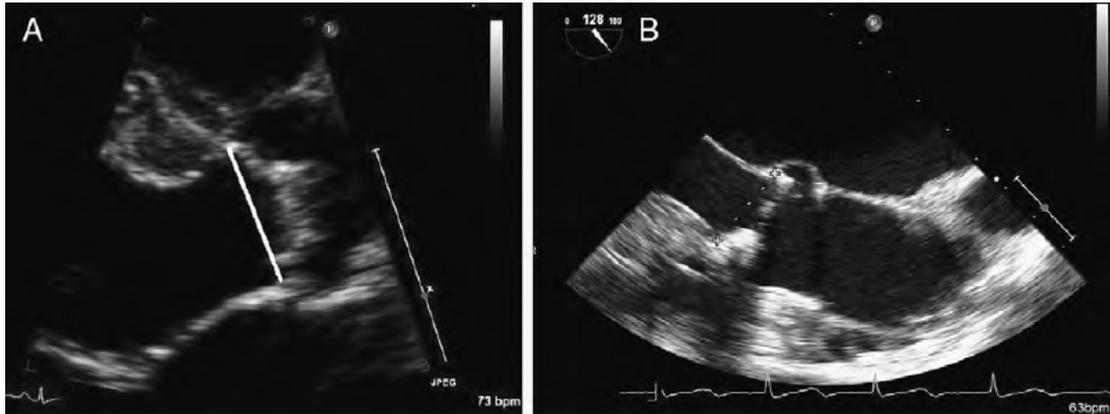


图 3 用二维经胸 (A) 和经食道 (B) 超声心动图测量主动脉瓣环。图像应该调整至标准切面，避免测量到偏斜的径线。

### 经食管超声心动图检查方案

在 TAVI 术前，TEE 检查主要是为了筛查患者，或者作为术中监测的第一步。

应用长轴切面（通常为  $110-130^\circ$ ），检查 LVOT 和室间隔上部，因为主动脉瓣下的室间隔膨凸影响主动脉瓣人工瓣膜的正确就位。<sup>24</sup>

应用短轴切面，将主动脉瓣口的开放类型区分为中心性和偏心性，并且对主动脉瓣钙化严重程度、位置 and 对称性进行描述。在 TAVI 术中，人工瓣膜的锚定取决于瓣下组织的抵抗力。在植入过程中，自身的瓣叶被推挤向主动脉管壁，主动脉瓣周张力和受力的不均衡可能会导致瓣叶展开不对称，和增大 TAVI 术中冠状动脉受压的风险。<sup>8</sup>

为了将冠状动脉闭塞的风险降至最低，必须掌握从主动脉瓣环到冠状动脉开口处的距离，并比较它在长轴切面测量的瓣叶长度。虽然瓣叶长度一般都短于瓣环-开口距离，但还是有一患者瓣叶长度大于瓣环-开口距离，在人工瓣膜展开时，瓣叶挤向侧面时，就有造成冠状动脉开口被堵塞的风险。虽然右冠状动脉的瓣环-开口距离可能用 2D TEE 就可以测量（图 4），左冠状动脉的瓣环-开口距离必须用 3D TEE 或者 MSCT 测量。

评估升主动脉、主动脉弓和降主动脉的特征也非常重要，因为主动脉弓的粥样斑块会增加围术期的发生栓塞的风险，因而提示采用经心尖部途径进行治疗。

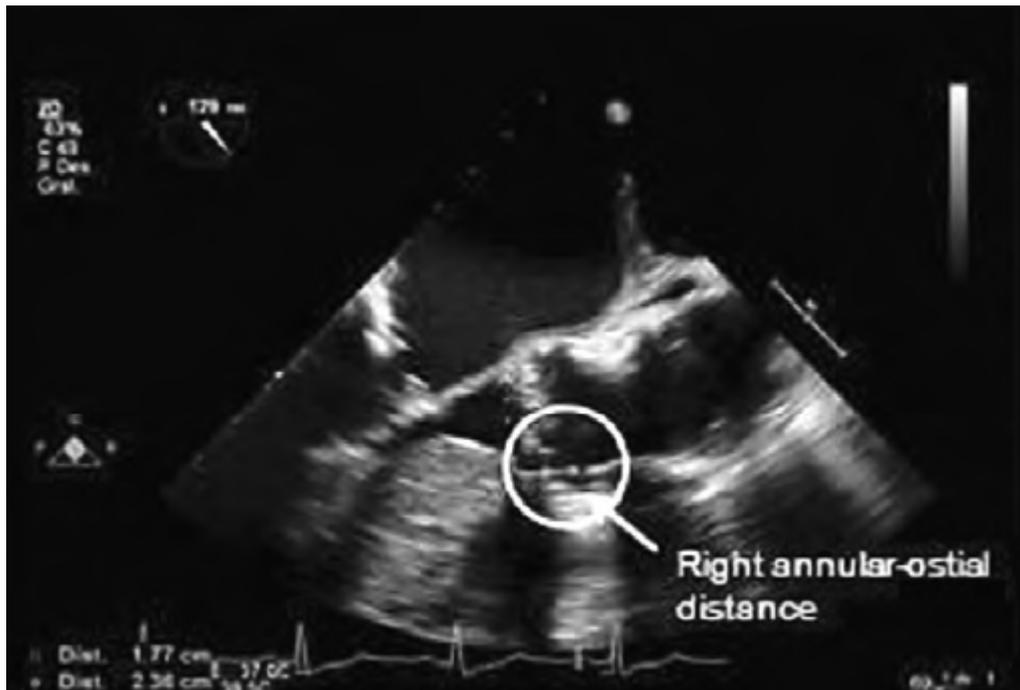


图 4 用左室流出道长轴切面能够显示右冠状动脉的开口，因此可以测量其瓣环-开口距离和右冠瓣叶的长度。

## TAVI 围术期超声心动图应用

### 二维超声心动图

尽管 TTE 在 TAVI 患者选择中起到重要作用，它在术中的应用非常有限。在接受经心尖部 TAVI 的患者中，TTE 可用来确定和标记左心室心尖部的位置以指导胸壁切开。但是此时应主要以下几点：(i) 应用两个正交的 TTE 心尖切面非常重要；(ii) 外科术者和超声心动图工作者要站在患者的同一侧，共同确定心尖部和最佳的暴露肋间隙；(iii) 一旦在最佳位置进行标记后，要切记患者和/或皮肤不要再移动。这样移动可能会发生在外科消毒铺巾时，就可能引起皮肤标记点与肋骨的相对位置发生改变。

围术期 TEE 会被应用到多个环节。在球囊扩张成形时它可以帮助确定球囊的位置，发现球囊扩张后的主动脉瓣返流，在植入过程中帮助确定人工瓣膜的位置，在植入后即刻检查瓣膜的功能，快速发现各种并发症。但是，围术期应用 TEE，必须要求全身麻醉，而且探头也可能会影响 X 线透视的视野。所以有些操作者就觉得围术期 TEE 这些缺点超过它的优点。然而，需要注意的是经心尖部的操作全部都是在全身麻醉下进行，而有些中心报道用 TEE 引导经股动脉的操作，只需要给予中等的镇静就可以了。另外，为了避免探头对透视视野的影响只需要在瓣膜植入的时候将其外撤，而在瓣膜展开后再迅速放回原位。

经鼻 TEE 是一项比较新的技术<sup>28,29</sup>，可以用于监测 TAVI。尽管其图像质量不像传统 TEE 那么好，而且目前还不具备 3D 成像功能，在那些不适宜做全身麻醉的患者可以考虑应用此项技术。也有一些中心采用心腔内超声（ICE）监测 TAVI，但是 ICE 会增加获得足够声窗的难度。

下文会更加充分论述 3D TEE 与 2D TEE 相比在 TAVI 术中有很多优势。譬如 3D 远景投影图能更容易显示球囊上的人工瓣膜与自身瓣环以及周围结构的关系。它也有利于呈现导丝通过 LV 和二尖瓣下瓣器周围的路径。

经心尖部和经股动脉 TAVI 都是从主动脉瓣球囊扩张开始。这是为了将瓣膜交界打开，而让下一步的瓣膜植入更容易完成。TEE 可以指导将球囊放置在主动脉瓣相应的位置，在瓣

叶钙化不是很严重，X线透视不能很好地显示时特别有帮助。它在最终确定所采用的人工瓣膜大小时也非常有用，因为如果瓣膜上有巨大的钙化、而冠状动脉窦又比较小时，就需要植入一个比由自身瓣环直径要小一些的人工瓣膜。

尽管在球囊扩张通常是在右心室快速起搏时进行，以减少心输出量，但是球囊的膨胀时还可能会移位，特别是在那些主动脉瓣下室间隔显著肥厚或者窦管交界比较小的患者更容易发生。右心室捕获消失或自然节律提前恢复也都会造成球囊移位。TEE 可以用来确认球囊在膨胀时位置不变，并检测钙化的主动脉瓣叶在球囊膨胀时被挤向冠状动脉窦和冠状动脉开口（图 5A）。

在人工瓣膜展开过程中，TEE 有助于证实瓣膜位于正确的位置，并且常与 X 线透视一起应用于此目的。当自身瓣膜钙化比较少或者进行瓣中瓣操作，也就是在另一个生物瓣内做 TAVI 时，TEE 可能就作为主要的引导手段。

爱德华 SAPIENT™ 瓣最佳位置是将人工瓣膜的心室侧置于在瓣下 2-4mm 的 LVOT 内。人工瓣膜置入和展开的 2D TEE 图像实例如图 5B 和 5C 所示。因为 CoreValve™ 瓣的结构不同，所以人工瓣膜心室侧的下缘应放置在主动脉瓣环平面下 5-10mm。CoreValve™ 瓣位置正常的图像如图 6 所示。



图 5 (A) 二维经食管超声心动图显示球囊膨胀（箭头）。注意心电图显示快速右心室起搏。调整图像角度至大约 120°，显示左心室流出道（LVOT）。（B）二维经食管超声心动图显示在展开之前人工瓣膜下缘折叠在球囊上。区分人工瓣膜和球囊很困难，三维图像显示可能会使之相对简单一些。（C）二维经食管超声心动图显示瓣膜展开的过程。红色箭头所指为支架的两端，黄色箭头所指为球囊的边缘，心电图显示快速右心室起搏。

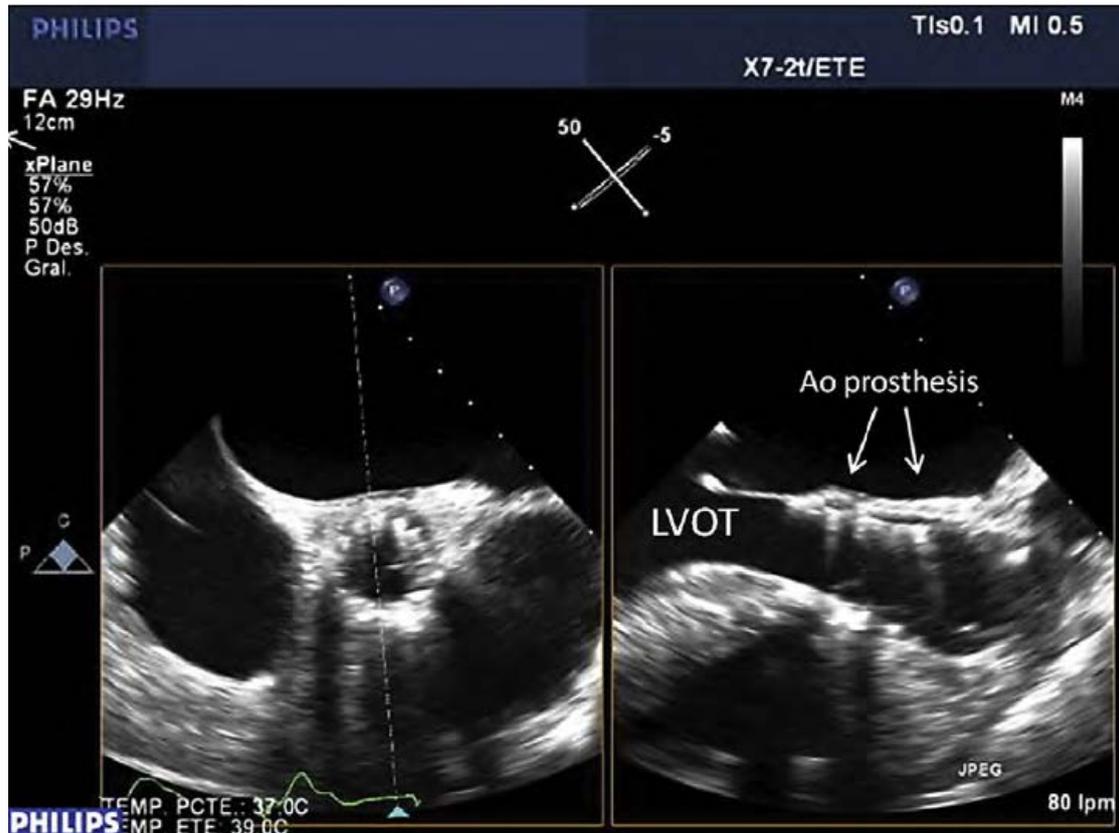


图 6 正常植入的 CoreValve™ 瓣的短轴和长轴切面(用三维经食管超声心动图的探头获得)。LVOT，左心室流出道。

在人工瓣膜展开即刻，TEE 用来确认瓣膜的位置和功能均满意（图 7A、7B）。这需要联合应用 2D 和多普勒检查，如果有的话也要做 3D 检查。如果人工瓣膜放置位置过低的话，它就会紧贴于二尖瓣瓣器（图 8），或者在有明显的主动脉瓣下室间隔肥厚的患者中，人工瓣膜就很难稳固。自身瓣叶可能会在卷曲到人工瓣膜的上方，影响其功能。如果人工瓣膜放置太高，它就会向主动脉移动，阻塞冠状动脉开口，或者引起瓣周返流。

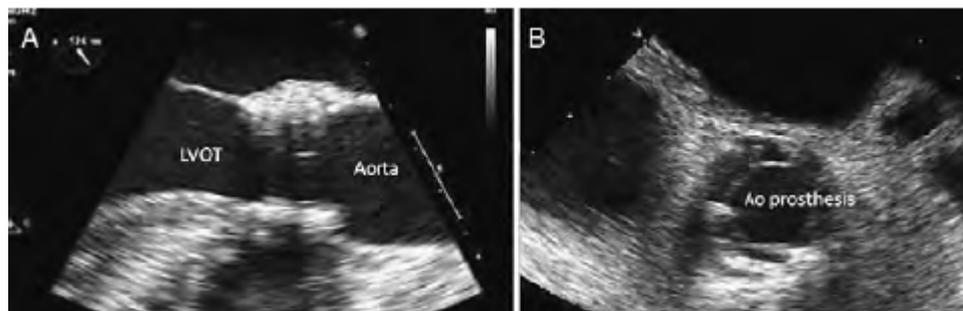


图 7 二维经食管超声心动图显示最佳植入状态的 SAPIENT™ 瓣（A）舒张期长轴切面，（B）收缩期短轴切面。LVOT，左心室流出道。

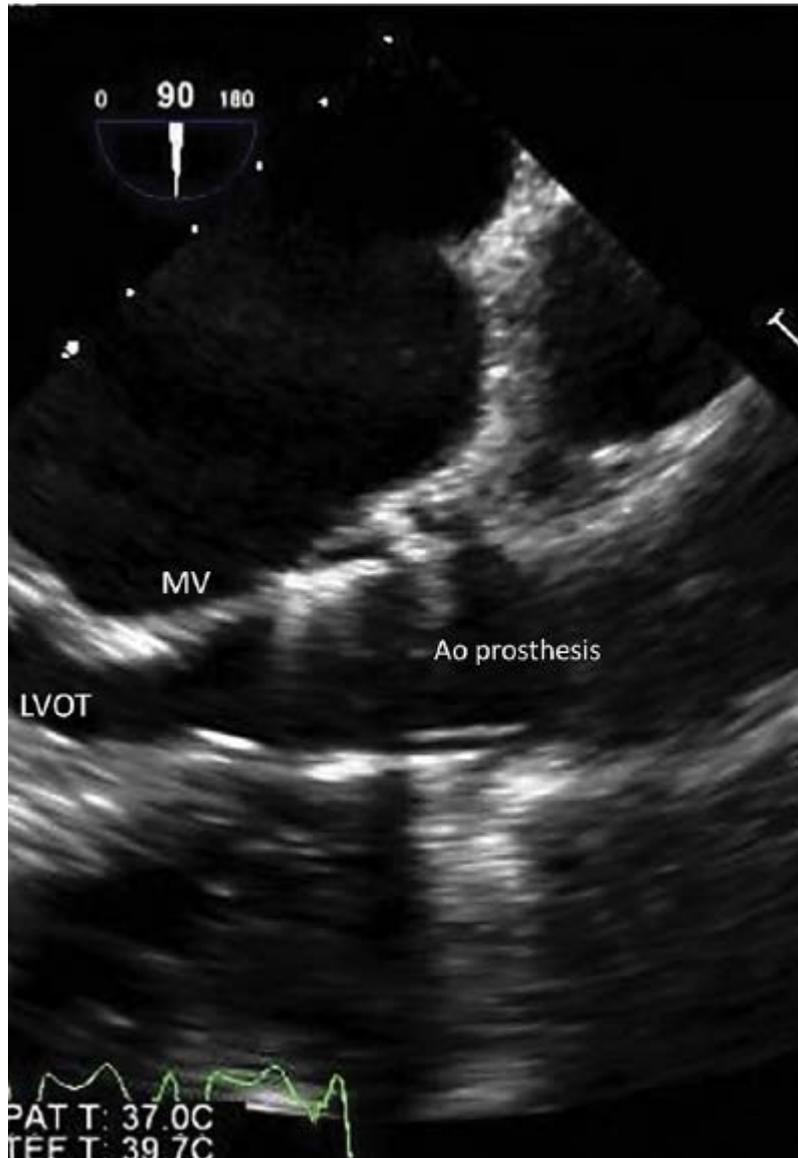


图 8 二维经食管超声心动图长轴切面显示 SAPIENT™ 瓣植入位置过低，注意其支柱位置紧邻二尖瓣前叶。LVOT，左心室流出道；MV，二尖瓣。

确定以下内容非常重要：人工瓣膜所有的瓣叶活动度正常，瓣膜支架为圆形结构（2D 或 3D 切面显示，没有明显的瓣膜或瓣周返流。返流是很普遍的，因为输送装置和/或导丝尚在瓣口内，在撤走它们后，返流可能还会存在，返流程度减少，因为通常在瓣膜植入数分钟后，瓣叶的皱褶才会完全消失；直到这时候，瓣叶才可能完全贴合，所以会短暂地观察到轻度返流。在最终移走探头之前，应该在经胃的 TEE 切面上，应用连续波、脉冲波和彩色多普勒以确认人工瓣膜功能正常。这个声窗对发现所有的反流束非常重要（图 9）。

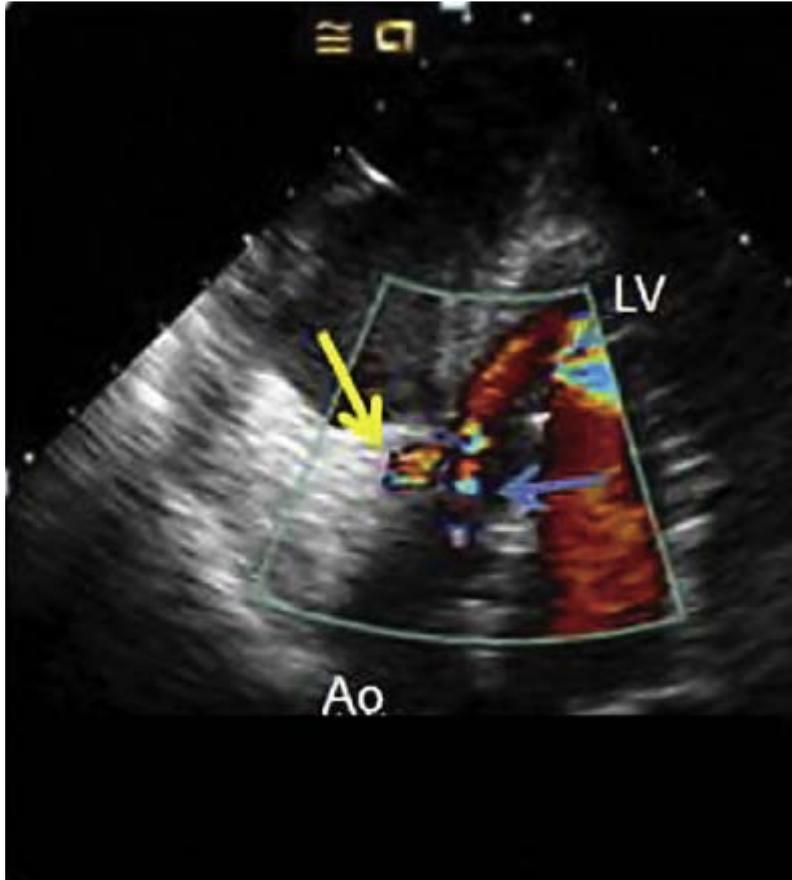


图 9 经食管超声心动图经胃深部切面显示新植入的 SAPIEN™ 瓣的瓣周（黄色箭头）和瓣膜（红色箭头）的返流。Ao，主动脉；LV，左心室。

瓣周返流（PVR），少部分为多束，在 TAVI 术后很常见，但是大部分患者都是少量返流，而且状态良好而稳定。<sup>30</sup> 另外一方面，重度主动脉瓣返流可能是瓣膜装置伸展不充分或者位置不正确，瓣叶运动受限，或者人工瓣膜大小不合适等原因所导致的。<sup>31</sup> 一个过小的人工瓣膜预期就会出现主动脉瓣周返流。相反，过大的人工瓣膜会引起支架伸展不全，瓣叶活动度异常，和主动脉瓣中心性返流。而且，当自身瓣膜出现严重不对称性钙化，会导致支架就位不良（非对称性），就会引起不同程度的 PVR。准确评估 TAVI 术后的主动脉瓣返流将在后文详细讨论。但是，对于植入术后即刻评价中，传统的指标，包括彩色射流的径线、起始宽度、压力降半时间和多普勒定量测量可能都很有帮助。<sup>32,33</sup> 三维 TEE 是评价生物瓣早期功能和判断瓣周或中心性返流的严重程度和准确位置的的一项新的手段。<sup>34</sup> 此外患者血流动力学状态和主动脉造影可能有助于确定那些返流量极大的患者。

对于中度主动脉瓣的瓣周返流者，可以应用球囊扩张。但是，存在主动脉破裂、瓣叶损伤，和支架过度扩张等风险，而且这些又都会加重中心性的主动脉瓣关闭不全，所以必须要考虑到。也有报道发现主动脉瓣返流是由于原有瓣叶脱入人工瓣膜所致，干扰了瓣叶的活动和贴合。这可能是由于人工瓣膜未能将残余自身主动脉瓣组织完全包容<sup>35</sup>和/或人工瓣膜置放的位置过低。

人工瓣膜不匹配（或是起搏心律获取失败）导致最严重的后果是人工瓣膜栓塞。如果栓塞朝向主动脉，就可能通过成功的经导管技术将人工瓣膜重新定位置放。如果栓塞发生在左心室面，手术去除通常是唯一的选择。<sup>36,37</sup>

在介入操作期间，超声心动图工作者可能对急性、严重的低血压很警觉。TEE 能够确定

的解释包括导丝穿透左、右心室造成的心包填塞、LV 功能衰竭，或者严重的主动脉瓣返流。左心室功能衰竭伴有室壁运动异常可能是继发于冠状动脉开口闭塞，是由于碎片栓塞，或者由于瓣膜框架、封边、或自身瓣叶等结构造成梗阻。<sup>8</sup> 尽管这种并发症可能是致死性，但是也有通过经皮冠状动脉成形术或者外科冠状动脉搭桥术成功治疗冠状动脉开口闭塞的报道。

38

TAVI 可能出现的并发症还有 MR 的突然加重。这可能是由于右心室起搏(左心室不同步)或者人工瓣膜位置不良导致二尖瓣前叶受人工瓣膜心室缘压迫(图 10 和 11)，或者是由于瓣下装置直接受损或者变形引起。后者更常见于前向路径，因为当导管通过 LV 朝向流出道前进时可能会陷入瓣下装置的包绕。这就可能引起暂时性或者，在出现腱索或瓣叶断裂时，永久性的瓣叶变形和重度 MR。在瓣膜植入过程中和其后仔细的超声心动图监测有助于避免这种并发症。<sup>39,40</sup>

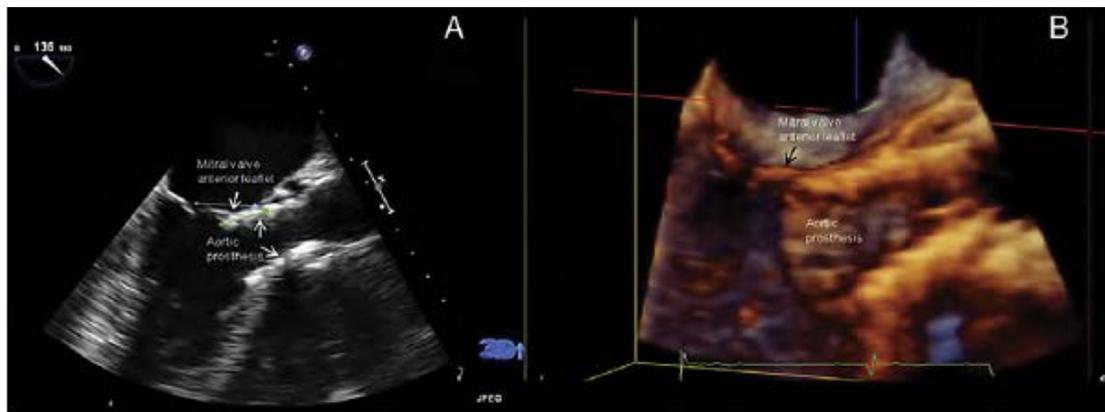


图 10 二维经胸 (A) 和经食管 (B) 超声心动图显示 CoreValve™ 瓣植入过低，使二尖瓣叶扭曲造成二尖瓣返流 (资料未显示)。



图 11 CoreValve™ 瓣伴有瓣周返流的二维经食管超声心动图。Ao: 主动脉瓣为人工瓣膜的管

腔。经许可摘自 Gonçalves 等的论著<sup>34</sup>。

极少的（发生率为 0-4%）病例，<sup>39,40</sup> 可能会在球囊扩张或者瓣膜展开，特别是见于有严重瓣环钙化或者人工瓣膜过大时，引起主动脉根部破裂。<sup>41</sup> 检查升主动脉和主动脉弓可能会发现主动脉瓣叶碎片栓塞或动脉粥样硬化栓塞。这些并发症，和导管引起的血栓-栓塞。空气栓塞、长时间低血压，或弓血管夹层会导致脑卒中，发生率 0-10%。<sup>40</sup>

以上所述的围介入治疗期的并发症在 SAPIEN™ 瓣和 CoreValve™ 瓣都可能发生（表 1）。但是由于 CoreValve™ 瓣伸入左心室，而且瓣叶的裙边极为贴近膜性室间隔，房室结正好位于此处，因此 CoreValve™ 瓣发生传导异常发生率高于的 SAPIEN™ 瓣。<sup>42</sup> 瓣叶置放位置良好能够减少这一并发症。另外，CoreValve™ 瓣能够在展开的过程中重新定位，它的形状和更大的长度也使得它的位置稳定性比 SAPIEN™ 瓣更不易受瓣膜钙化的影响。

表 1 应用超声心动图可检出的经导管  
主动脉瓣植入的围术期并发症

主动脉瓣未人工瓣膜位置异常
造成主动脉或左心室的栓塞
人工瓣膜置放的位置过高或过低 (靠近二尖瓣瓣器)
主动脉瓣返流
中央性
瓣周
二尖瓣返流
主动脉瓣人工瓣膜影响到二尖瓣前叶
右心室起搏导致的左心室运动不同步
输送系统造成二尖瓣下瓣器损伤或变形
新出现的左心室壁运动异常
冠状动脉口急性闭塞
心包填塞
左心室或右心室穿孔
主动脉根部夹层或破裂

**三维超声心动图** 介入医生和影像医生对主动脉瓣和二尖瓣三维解剖的充分了解是准确置放新型经导管装置的基础。尽管 3D TTE 成像技术正在快速发展，实时 3D 彩色多普勒成像技术改善将简化瓣膜返流的定量测量，但是目前的 TTE 技术在 TAVI 中的应用有限。因此本节重点讨论 3D TEE 在 TAVI 术中的应用。

尽管 3D TEE 有助于鉴别三叶瓣和二叶瓣，<sup>43</sup> 但是这并非 3D TEE 的适应证。测量主动脉瓣环大小是术前 TEE 的重要任务，3D TEE 特别有助于瓣环面积的测量。Piazza 等把 AV 复合体描述为由四个环状结构组成：实际瓣环，解剖瓣环、窦管结合部、瓣叶附着处皇冠状环。解剖瓣环前方位于肌性动脉性主动脉根部与室间隔肌部交界，后方位于与二尖瓣纤维组织的交界处。三分之二瓣环与室间隔相邻，三分之一与二尖瓣相邻（图 12）。我们所测量的 AV 瓣环是实际瓣环，也是 AV 瓣叶活动的轴点。因为 AV 通常有三个等大的瓣叶，把主动脉瓣环二等分来测量瓣环的最大径，典型地会得到以下图像：固定不动、钙化的右冠瓣在前，左冠瓣和无冠瓣交界在后。如图 13 所示，标准的胸骨旁长轴切面的方向显示的是右冠瓣和无

冠瓣的交界（红色箭头）并非瓣环的最大径线（蓝色箭头）。三维 TEE 对准确测量瓣环大小非常有帮助，因为将 AV 短轴切面调整至真正的瓣环，容许评价它的环形的形状，测量最大径线（图 14）。

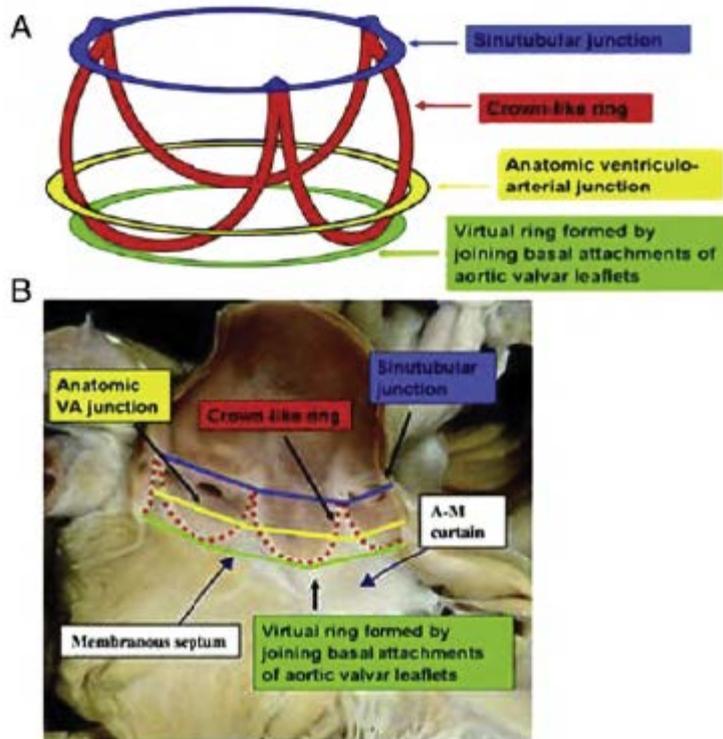


图 12 图解显示主动脉瓣的三维结构。经同意后摘自 Piazza 等的论著<sup>24</sup>。

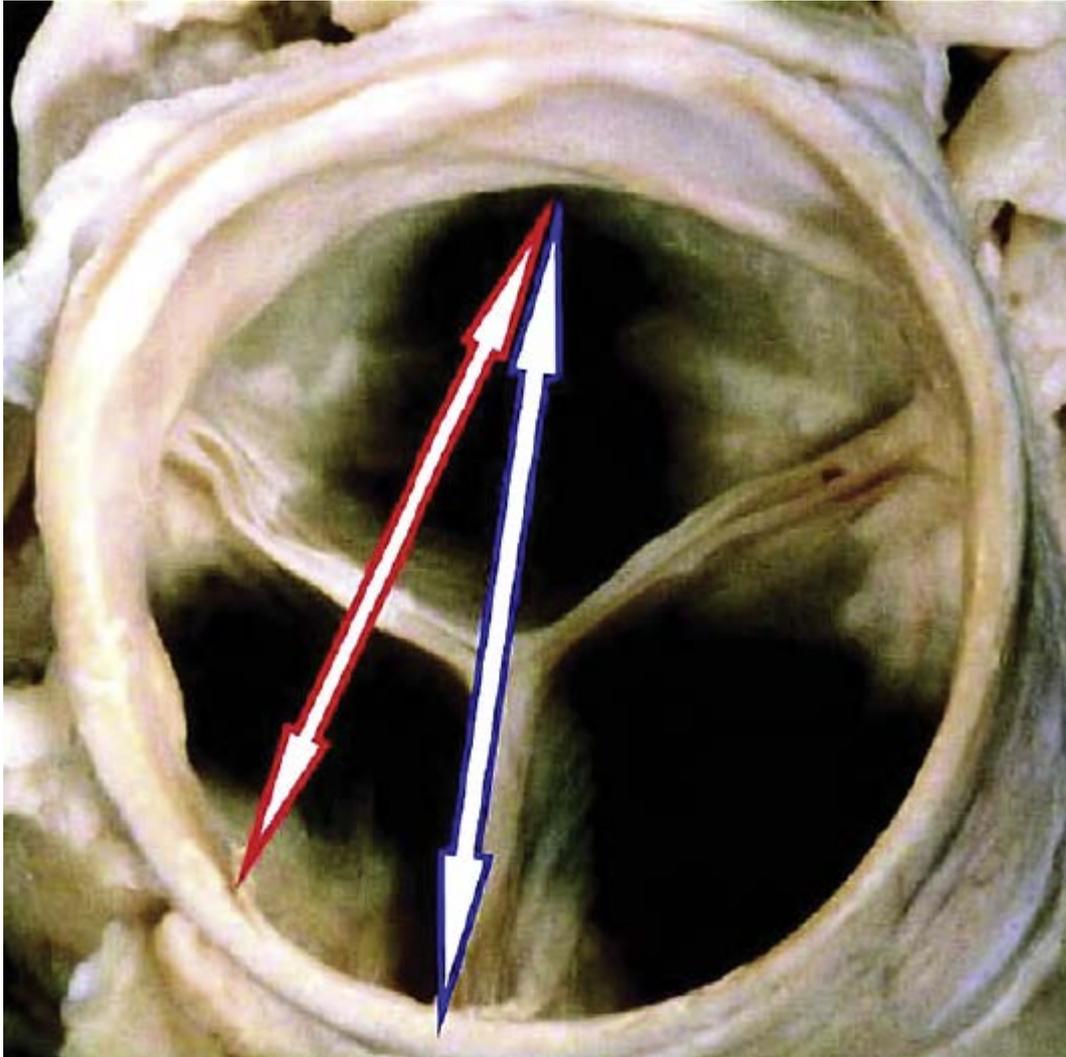


图 13 主动脉瓣短轴解剖图说明用二维胸骨旁长轴切面所测量的瓣环直径（红色箭头）和真实的解剖横断面直径（蓝色箭头）的不一致。经同意后摘自 Piazza 等的论著<sup>24</sup>。

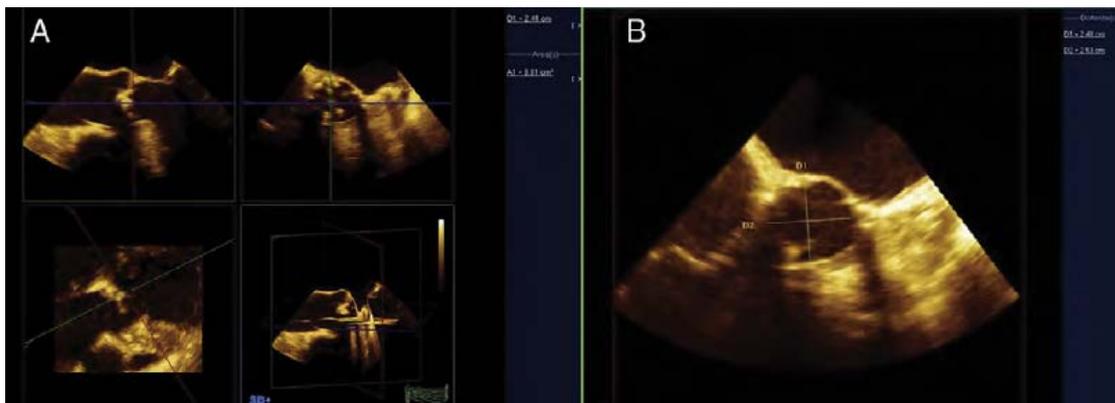


图 14 三维经食管超声心动图提供了对瓣环形状和最大径线的准确评估。注意（A）红色平面放置恰当后，获得了良好的瓣环短轴图像（B）。

尽管 2D TEE 能够测定右侧冠状动脉的环-口距离，测量左冠状动脉主干开口和瓣环的距离必须要应用 3D TEE，因为左冠状动脉开口在冠状平面上，标准 2D 切面图像不能显示。而

应用主动脉瓣 3D 全容积采集和多平面重建可以在术中快速获得用以测量瓣环-左冠状动脉主干距离和显示左冠瓣叶长度的冠状平面(图 15)。大体而言,距离>10mm, 适合植入 23mm 球囊扩张瓣, 距离>11mm, 适合植入 26mm 人工瓣膜。此种测量对自膨式主动脉瓣人工瓣膜而言并非是必需的。

Live 3D(小扇角)显像有助于引导经导管人工瓣膜穿过瓣环。尽管 2D TEE 长轴(120°)切面或许已经足以完成此种引导, 但是主动脉瓣和瓣环严重钙化, 和二尖瓣前叶营养不良性钙化, 都会形成明显的声影遮挡经导管人工瓣膜, 导致很难将其与球囊分辨开。而 Live 3D 图像扩大了“视野”, 而且常常会提高对主动脉瓣器内人工瓣膜卷起的边缘的显示(图 16)。双平面显示可提供了另外的 2D 平面图像, 因此对监测人工瓣膜定位和释放也很有帮助(图 17)。

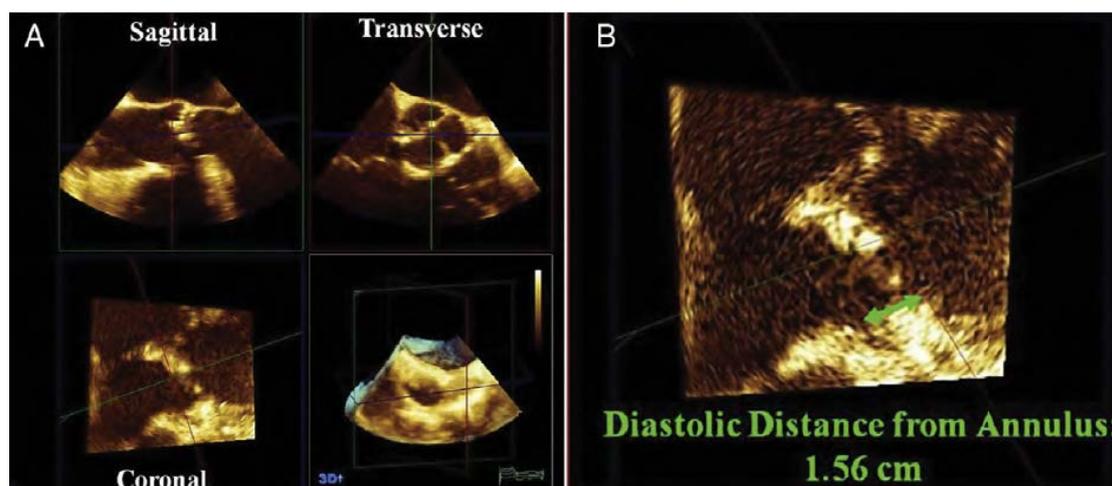


图 15 三维全容积模式可用来显示主动脉瓣的冠状平面和测量左侧瓣环-开口距离。(A) 矢状、横切、冠状平面在多平面重建模式下同时显示。(B) 测量瓣环-左主干开口距离(绿色箭头)。

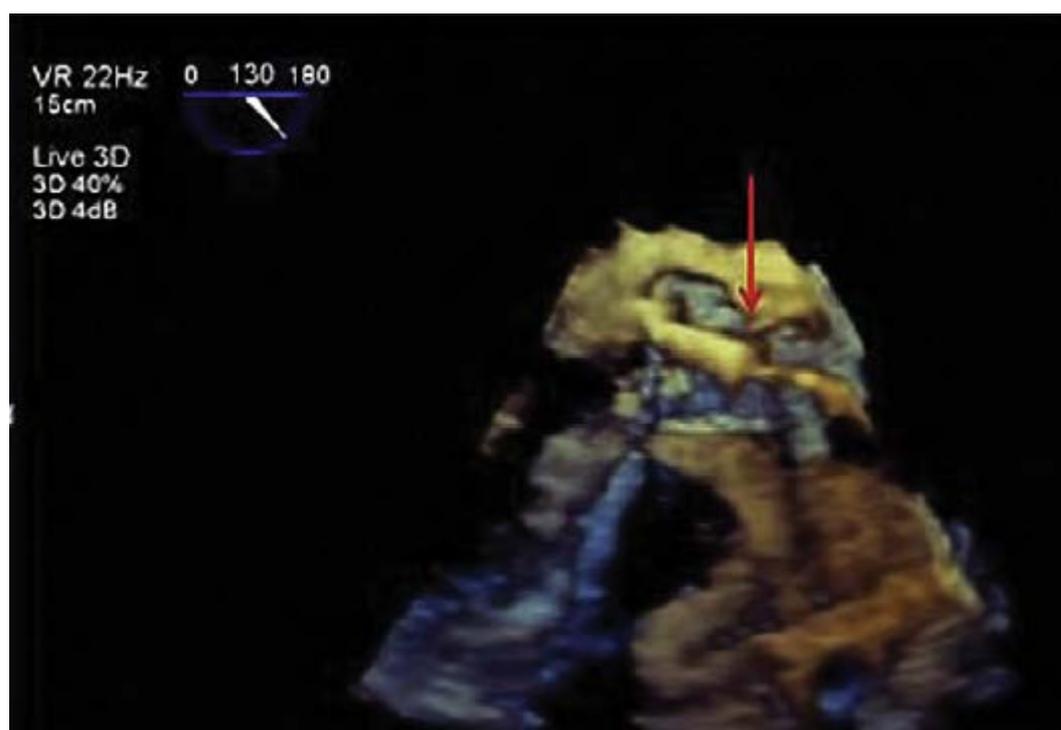


图 16 实时三维图像说明该技术在确定瓣膜支架边缘（红色箭头）中的应用。这种方式允许显示输送系统在主动脉根部内的  $130^\circ$  观包含一定的角度，能够增强显示瓣膜支架与输送球囊的分界。在这幅图像里，上缘位于窦管交界水平。

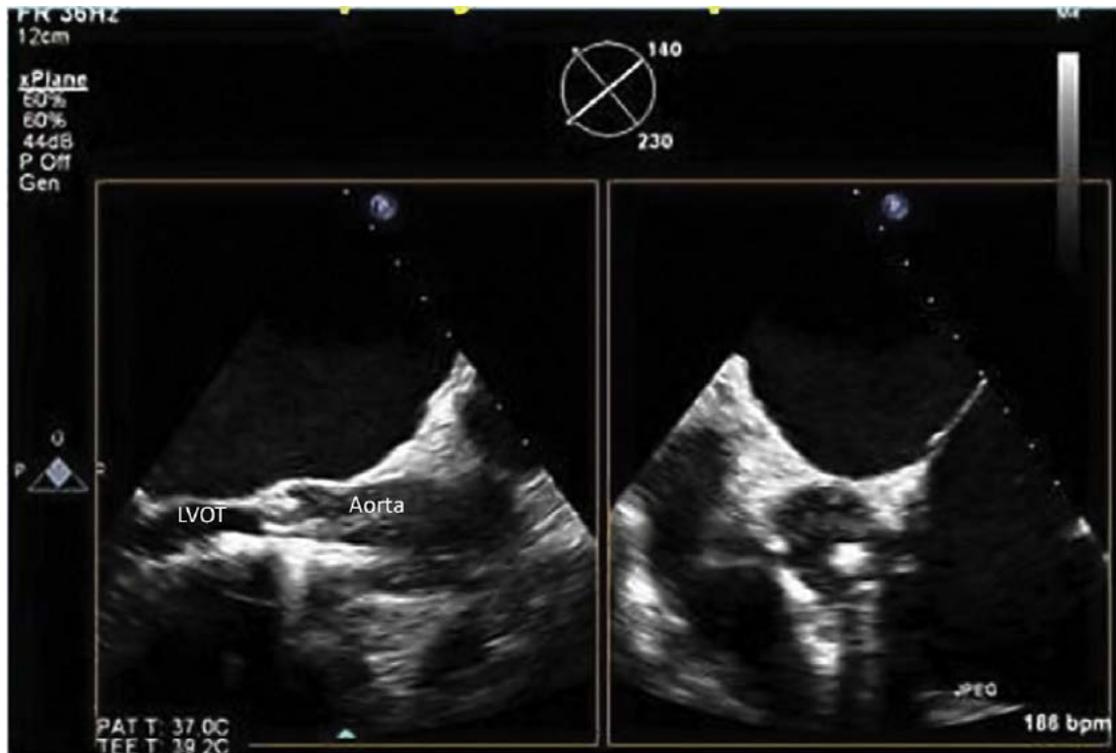


图 17 三维经食管超声心动图探头获得的同时相双平面图像使得同时在长轴和短轴显示人工瓣膜置于自身瓣膜内成为可能。LVOT，左心室流出道。

三维 TEE 在人工瓣膜放置后即刻最有帮助，此时超声心动图检查必须快速、准确地完成，以评估人工瓣膜的位置和功能，包括确定有无主动脉瓣返流及其程度（图 18 和 19）。明显的返流应该是再次球囊扩张的指征，以使瓣膜最大程度地扩张。双平面彩色多普勒显像可在长轴和短轴切面同时对 PVR 进行快速、准确的评估。最后，经胃部或者食管中段切面获得的 3D 彩色多普勒容积成像可对返流口进行直接的面积测量。



图 18 SAPIEN™ 瓣的三维经食管超声心动图正常舒张期短轴图像



图 19 三维舒张期彩色多普勒显像，展现 SAPIENT™ 瓣植入后的主动脉瓣返流。

## 植入后随访

超声心动图对经导管植入的人工瓣膜的随访检查在大多数方面是与外科植入的人工瓣膜术后随访是相同的，以前发表的人工瓣膜指南对两者都有指导意义。<sup>33</sup> 不过经导管植入人工瓣膜在两个方面比较独特。

第一个方面是有效瓣口面积或者是瓣膜开放的其它指标的计算，一般是基于瓣后和瓣前速度的比值。由于在经导管支架内，在瓣叶近端就有血流的加速，而瓣叶水平又有另外进一步的加速，所以必须注意瓣前速度必须在支架的近心侧下方录得，瓣后速度（一般都用连续波多普勒录得）反映人工瓣膜的支架远心侧的速度。如果用于计算的 LVOT 速度是错误地在瓣膜支架内、靠近瓣叶的近心侧录得的，瓣口面积就会被高估。<sup>44</sup>

第二个方面是关于在准确定量主动脉瓣返流，它可能包括了中央部返流和 PVR，后者又常常包括了多束的瓣周小返流。由于没有有效的测量 PVR 的方法，所以准确评估 TAVI 术后主动脉瓣返流就很困难。定性评估自身瓣膜返流的方法已有很好的描述<sup>45</sup>，可以用于人工瓣膜返流的评估。<sup>33</sup> 彩色多普勒血流显像是评估返流射流束大小最常用的手段。返流束的长度并非返流严重程度的可靠指标，返流束近心端的宽度或者其在瓣下（LVOT 内）的横截面积更能够反映中央性返流的程度。尽管彩色多普勒血流显评估主要依靠目测估计返流严重程度，多项指南都建议采用以下的标准，是基于返流束宽度所占 LVOT 内径的比例：≤25%为轻度，26-64%为中度，≥65%为重度。这种方法在评估瓣周返流时受到限制，因为此类返流往

往是偏心性的，而且形态不规则。

过返流口射流宽度（jet vena contracta）是估测有效返流口面积（EROA），特别是返流程度的一项有用的指标。然而，对于人工瓣膜，缝合环的一部分可能会由于声影的遮挡不能显示。另外，对于 TAVI 术后，常常遇到的多发性瓣周返流，能否把各个返流束的宽度加在一起评估返流程度，尚未得到确认。ASE/EAE 指南<sup>33</sup> 建议对瓣周返流束，返流束占缝合环周长的比例可以作为严重程度半定量指标： $<10\%$ 缝合环为轻度， $10\text{--}20\%$ 为中度， $>20\%$ 为重度。但是，这种方法假设前提是返流束是连续的，这可能与有些经导管植入的人工瓣膜情况不一致，所以就可能高估那些多发小返流的严重程度。这种方法也没有考虑瓣周返流束的半径大小有明显差异，有一些经导管人工瓣膜可能就很小。也有试图采用受累的角度大小进行评价，当返流束较小时的应用也同样受到了质疑。

定量计算返流容积和 EROA 的方法依赖于经过比较主动脉瓣的每搏量（代表总的每搏量）和经过没有返流瓣膜二尖瓣或肺动脉瓣的每搏量，也可以应用于人工瓣膜。<sup>33</sup> 尽管总的每搏量（返流加前向血流）可以用 LV 的舒张末期容积减去收缩末期容积来计算，但是更常用的方法是计算通过 LVOT 的每搏量。三维超声心动图也许会成为评估主动脉瓣返流量和 EROA 的首选方法。用此种方法定量自身主动脉瓣返流已经不断得到验证，<sup>46</sup> 但是应用 3D 超声心动图评估人工瓣膜返流可靠性尚待确定。

支持明显人工瓣膜返流诊断的其它征象包括人工瓣膜过度摇摆（提示松动分离范围  $>40\%$ ），连续波多普勒测量主动脉瓣返流压力降半时间缩短，返流频谱浓密，降主动脉（用脉冲波多普勒在胸骨上窝录得）和/腹主动脉（剑突下切面）舒张期血流呈反向。但是有时候，仍然不能确认主动脉瓣人工瓣膜返流是轻度还是中度，所以必须坚持采用多种方法综合评估。

## 未来的方向

---

尽管 TAVI 介入治疗取得了很大的成功，而且技术上不断进步，<sup>47,48</sup> 但是也存在局限性。现在除了可以应用 SAPIEN™ 和 CoreValve™ 瓣，其它新型瓣膜和输送系统也在不断发展。<sup>49</sup> 未来会迎来很多进展，会给患者带来不同的血管径路选择，扩大目标人群，更精确的瓣膜植入，发展出经久耐用的人工瓣膜等。

TAVI 未来发展还包括影像学方面的进步。目前，尚不易把超声心动图医生和机器放在一个合适的位置，以便使 X 线造影球管活动自如，介入、外科和麻醉医生对患者操作便利，并将超声心动图医生的放射线暴露减至最低。整合度高、体积小巧的影像设备有助于解决这个问题，或许将应用心腔内超声，最好具备 3D 成像功能，就会最终减少对 TEE 的需求。

## 经皮导管介入修复瓣周返流

---

### 简介

外科瓣膜置换术后瓣周返流通常是由于缝线开裂引起，也可能是因为感染、瓣环钙化、缝合处组织易碎/薄弱、或者植入时的技术因素。瓣周漏引起的返流可能导致血流动力学显著改变，从而引发心功能衰竭和/或溶血，最常见于二尖瓣位人工瓣膜。由于瓣周返流而再次手术 增加瓣周漏再次发生的风险，以及手术并发症和死亡发生率，经导管封堵治疗更具有吸引力。

瓣周漏的经导管封堵治疗最早于 2003 年报道，使用的是动脉导管封堵所用的线圈。<sup>50</sup> 从那时起，多种封堵器，包括 Rashkind 伞、CardioSeal 封堵器、Amplatzer 房间隔封堵器、Amplatzer 导管封堵器，都有应用，成功率各不相同。<sup>51</sup> 近期专为瓣周返流设计的封堵器也已研制成功。尽管此项治疗病例数不断增多，但是其成功率还是受到很多因素限制，包括漏口解剖形

态不规则、而且可能为多发、置放封堵器时遭遇到的技术性挑战、可选用封堵器种类和影像学手段有限等。此外有些即使血流动力学影响不显著的瓣周漏，也有可能引起严重的溶血，因此一部分器械封堵可能在血流动力学方面是成功的，但是从全面的临床角度来看又是失败的。尽管存在技术方面的挑战，但是应用多个较小的封堵器可能优于应用单个较大的封堵器。另外在换瓣手术当中（比如在有瓣环多发严重钙化影响缝合时）植入封堵器的观点也已有介绍。

超声心动图已被证实在瓣周漏封堵中具有至关重要的作用，TEE 和心腔内超声心动图（ICE）都已被用于引导介入治疗。三维 TEE<sup>54-56</sup> 目前是首选的 TEE 技术，因为它具有独特的显示漏口不规则形态（常常是新月形）的能力，而且能更好地确定多发漏口、更准确测量漏口大小。

### 超声心动图评价瓣周返流

评估人工瓣膜的瓣周返流的方法与评估自身瓣膜返流的方法相似，但是技术要求更高，而且会受到人工瓣膜强反射构件所产生的伪影的限制，部分或者全部的返流束可能会被遮挡。这种问题在用 TTE 评估二尖瓣位机械瓣时最为突出。应用 TEE，左心房成为位于近场的心腔，二尖瓣返流(MR) 就很容易测量。对于主动脉瓣置换术后的患者，TTE 足以评估瓣膜的返流，因为主动脉瓣人工瓣膜不会同样地遮挡主动脉瓣返流。但是，即便在此情况下，也会考虑应用 TEE，因为它能够更准确地确定瓣周返流的位置和严重程度。<sup>33,57,58</sup>

在评估二尖瓣位人工瓣膜的瓣周反流时，瓣周实际开裂的区域能够被 TEE 发现并显示为缝合环外侧回声缺失（图 20A）。这需要用彩色血流显像发现瓣周返流来证实。<sup>33</sup> 为了让超声医生和介入医生更好地沟通交流，开裂的位置最好用其与其它解剖标志，如左心耳、瓣膜、心脏十字交叉等，相对位置来描述（图 21A）。

彩色血流显像被用来确定返流的位置和严重程度。在此类情况下，最常用的指标是反流束的宽度和面积。尽管等速血流面积（PISA）法评估 PVR 的准确性未经验证，但是一个较大的 PISA 球径与更为严重的返流的出现是非常一致的。多普勒定量方法不适合于 PVR 的评估，因为人工瓣膜会使跨瓣前向血流测量不准确。脉冲波多普勒评价肺静脉血流模式的方法可以应用，如果收缩期出现反向血流，就是严重二尖瓣返流(MR)的一种特异性表现。<sup>33</sup>

二尖瓣人工瓣膜的整个缝合环需要从 0° 到 180° 仔细扫查，并对其裂开的圆周范围进行定量，注意在哪个角度开始出现反流束、在哪个角度消失了。如果这个范围中间有一段间隔、该处缝合环又没有裂隙，提示是多发返流。虽然并不是在所有的病例中都能获得，但是都应该努力在经胃的二尖瓣环短轴的切面用彩色血流显像来观察返流，因为它提供了一个能够对整个瓣环进行正面观察的切面。

实时 3D TEE 技术是二尖瓣瓣周二尖瓣返流(MR)定位和定量诊断方面一项重要的进展，因为它能够提供二尖瓣的正面观，所以能够确定瓣周开裂处的数目和位置（图 22A）。瓣周返流的位置和方向也可以用 3D 血流显像来显示（图 23）。<sup>57,59</sup> 尽管 3D TEE 能够对返流口的面积进行测量，但是当裂口（也即返流口）为狭缝状时，其图像分辨率也是有限的。

TEE 对于主动脉瓣人工瓣膜的 PVR 的评估并不总能成功。主动脉瓣人工瓣膜可能会由于瓣平面的扭曲而不能充分显示，对其正面观察的切面有可能难以获取。人工瓣膜前部，显示在远场，常常会由于混响伪像/声影干扰而显示不清，所以位于前方的 PVR 就可能难以确定。这种技术难题同样影响了 3D TEE 的显示，所以不能获得像对二尖瓣位人工瓣膜成像那么多有帮助信息。在除了食管中段长轴和短轴切面（图 24A 和 B），经胃切面也应该作为常规检查切面，将探头向左侧弯曲，并在位于 100-120° 长轴切面获得的能够很好地显示 LVOT（图 24C）。向前弯曲并向左侧倾斜的经胃深部 0° 切面（图 24D）可能也会有帮助。主动脉瓣的 PVR 常用这些切面进行评估，尽管这个声窗的图像分辨率不足以提供有关瓣周返流的准确位

置信息。

在评估主动脉瓣人工瓣膜时，要常规观察冠状动脉的位置。如果冠状动脉在主动脉窦内的开口很低、距离瓣环较近，就会对经导管瓣周漏封堵治疗造成困难，并影响到封堵器的选择。<sup>59,60</sup> 冠状动脉左主干开口在主动脉窦部水平的主动脉根部短轴切面显示。如上所述，测量瓣环-开口距离需要用 3D 成像来完成。显示右冠状动脉近心段 1-2cm 通常是用 0-45° 横切面从瓣环至窦管结合部缓缓扫查窦部，或者用主动脉根部长轴切面（120°），会观察到右冠状动脉从六点钟位置从主动脉发出。冠状动脉开口和主动脉窦（右冠窦、左冠窦和无冠窦）可以作为向介入医生描述瓣周返流束位置的解剖参照物。除了返流束的宽度和面积，主动脉根部的血流汇聚的面积也需要仔细的观测。如果有边界清晰的血流汇聚的出现，不但指明了瓣周裂隙的位置，而且提示返流明显。<sup>33</sup>

### 超声心动图在经导管瓣周返流修复围术期的应用

尽管有一些关于 ICE 在主动脉瓣的瓣周漏封堵治疗中应用的相关报道，但是 TEE 被认为是经导管 PVR 封堵治疗中不可或缺的一部分，<sup>57,58,61,63</sup> 而且在选择适当的患者、协助操作和评估治疗效果等方面都起着重要作用（表 2）。由于大部分患者在术前都已经接受了详细的 TEE 检查，所以在经导管治疗开始前，进行一次目的明确的快速 TEE 检查，只为了确认瓣周漏的位置和返流的严重程度。实时 3D 局部放大图像采集后可以向介入医生展示瓣周漏的形态，特别是二尖瓣位瓣周漏的位置。<sup>57,59</sup> 但是，要特别注意不要把回声被遮挡的区域误诊为瓣周漏，应该用彩色血流显像进行确认。另外需要应用容积显示模块来测量裂隙的面积以确定封堵器的大小，并测量相应的反流束。如果开裂的范围很大（超过瓣周的 25%），一个封堵器不可能充分封堵。此外如果裂隙超过瓣周的 25%，人工瓣膜就可能发生摇摆，应用器械封堵可能不是明智的选择，因为发生封堵器血栓形成的风险很高。<sup>58,60</sup> 对于小的漏口，如果封堵治疗的目的是为了消除溶血现象，可以选用较小的、不要过大的封堵装置，(如线圈封堵装置)，进行封堵。<sup>57,58</sup> 因为这些患者术前停用抗凝药，所以必须排除人工瓣膜和心腔内的血栓形成。心脏内存在血栓会增加介入操作过程中血栓-栓塞事件的风险，必须延期手术。

**表 2 经食管超声心动图在器械封堵瓣周返流围术期的应用价值**

确认瓣周返流的位置和严重程度
排除人工瓣膜和心内的血栓或赘生物
帮助导丝和导管的定位 t
评估封堵器的就位情况
确定人工瓣膜功能正常
评估瓣周残余返流量
诊断并发症，如空气栓塞或心包填塞 e

当选用前向路径时，TEE 可以被用来引导房间隔穿刺，并使误穿主动脉和房间隔壁的风险最小化。TEE 还可以帮助引导导引钢丝通过漏口（图 20B）。实时 3D TEE 在此方面特别有帮助（图 22B 和图 25）。用注射造影剂的方法也可以帮助确定导管的尖端与漏口之间的关系。<sup>58</sup> 在封堵装置展开过程中，TEE 帮助确保张开的封堵器准确地定位于瓣周漏的漏口处，并准确就位。（图 20C 和 D）。同时，人工瓣膜的功能，特别是对于机械瓣来说，应该进行评估，以确定封堵器没有阻碍人工瓣膜的瓣叶/碟片的正常开放和关闭（图 26）。对于机械瓣，还需应用 X 线透视显示瓣叶的运动。<sup>58,62</sup> 必须等到确认位置正确，而且人工瓣膜功能正常，才

能释放封堵装置。装置释放后，再行 TEE 检查有无残余 PVR，一般在介入治疗后并不常见（图 27D）。如果残余返流严重，可以考虑再置入另外的封堵器（图 28）。其它并发症，如空气栓塞、心包积血等也容易被 TEE 发现。<sup>57,58</sup>

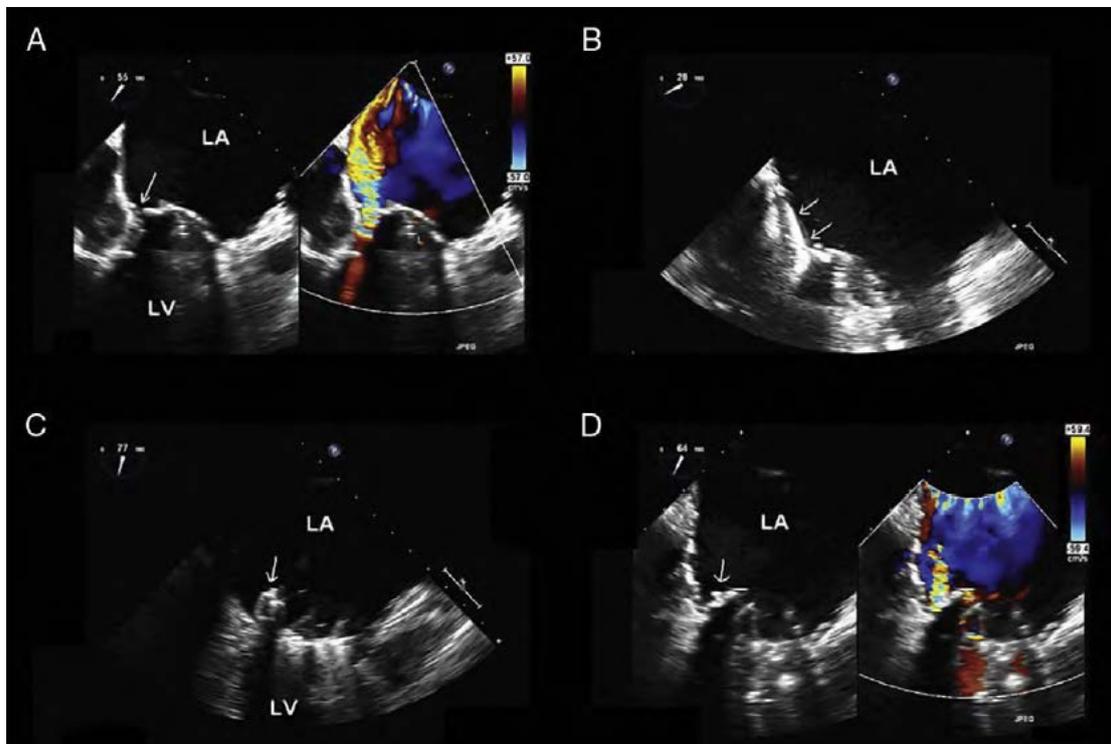


图 20 二尖瓣位双叶机械瓣置换术后伴瓣周返流患者的二维经食管超声心动图的图像。(A) 瓣周开裂处显示为瓣环后部的漏口（箭头所指）和彩色血流显像显示的瓣周返流。(B) 导丝（箭头所指）穿过漏口。(C) 封堵器（箭头所指）张开。(D) 封堵器在漏口处安稳地安放，仅见少量残余瓣周返流。LA，左心房；LV，左心室。

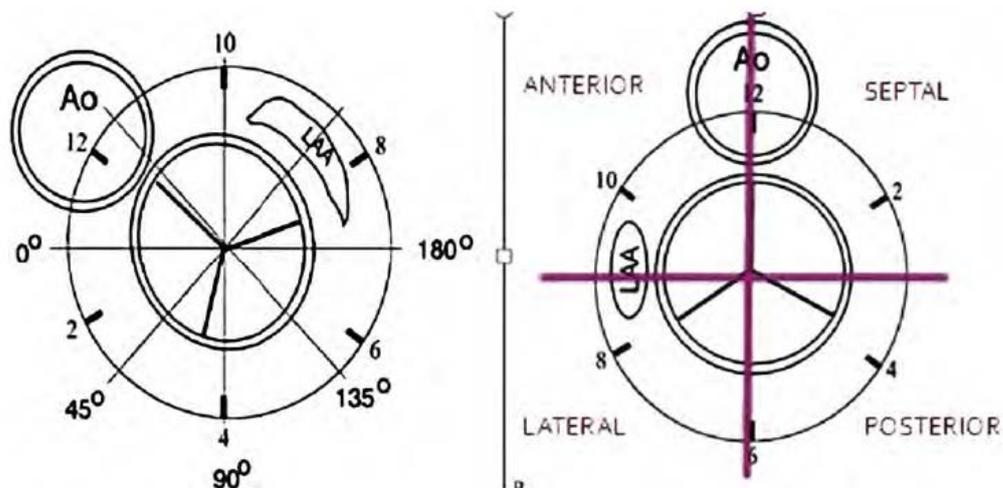


图 21 用以描述瓣周返流位置和范围的示意图，把主动脉（Ao）和左心耳 LAA）作为主要的参照物。左图为超声心动图观，右图为解剖位置观。经同意后摘自 Luigi M 等的著述。<sup>80</sup>

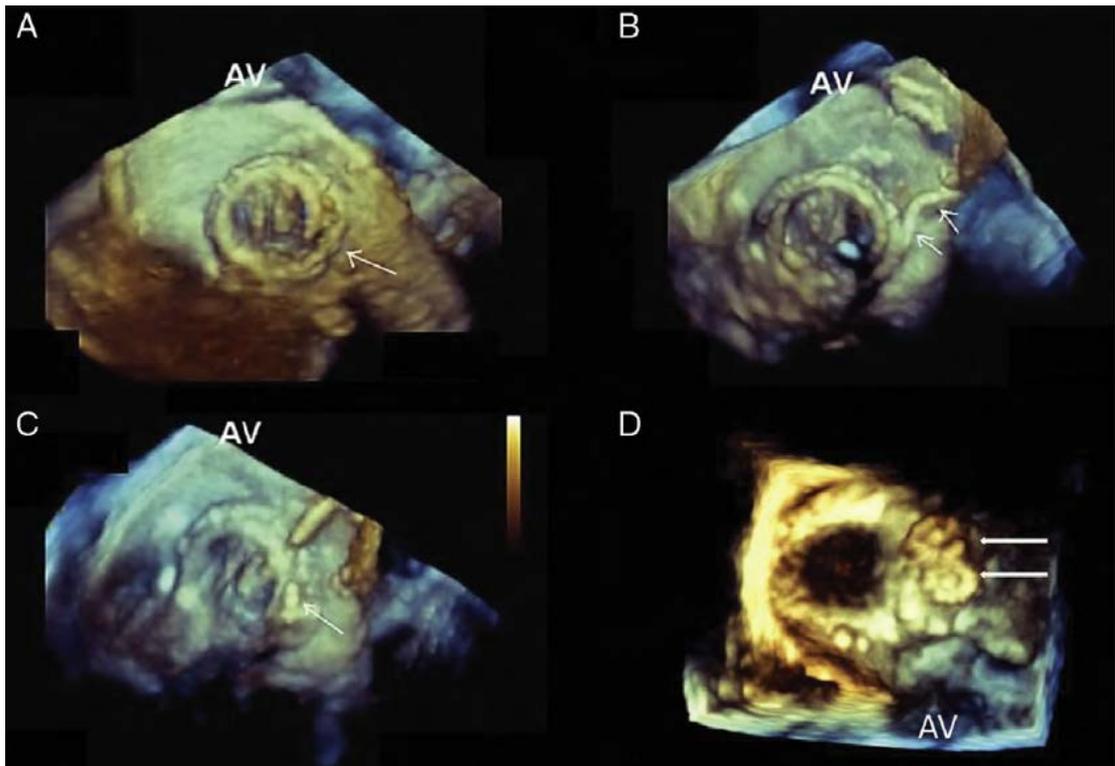


图 22 二尖瓣位双叶机械瓣置换术后伴瓣周返流患者的三维经食管超声心动图从左心房观的图像。(A) 瓣环后部可见开裂处 (箭头所指)。(B) 导丝 (箭头所指) 穿过了开裂处。(C) 在置放了第一个封堵器之后, 导丝又穿过了漏口, 以便于置入第二个封堵器来消除残余的返流 (未显示)。(D) 在治疗成功后, 显示两个封堵器 (双箭头所指) 彼此紧邻。AV, 主动脉瓣。

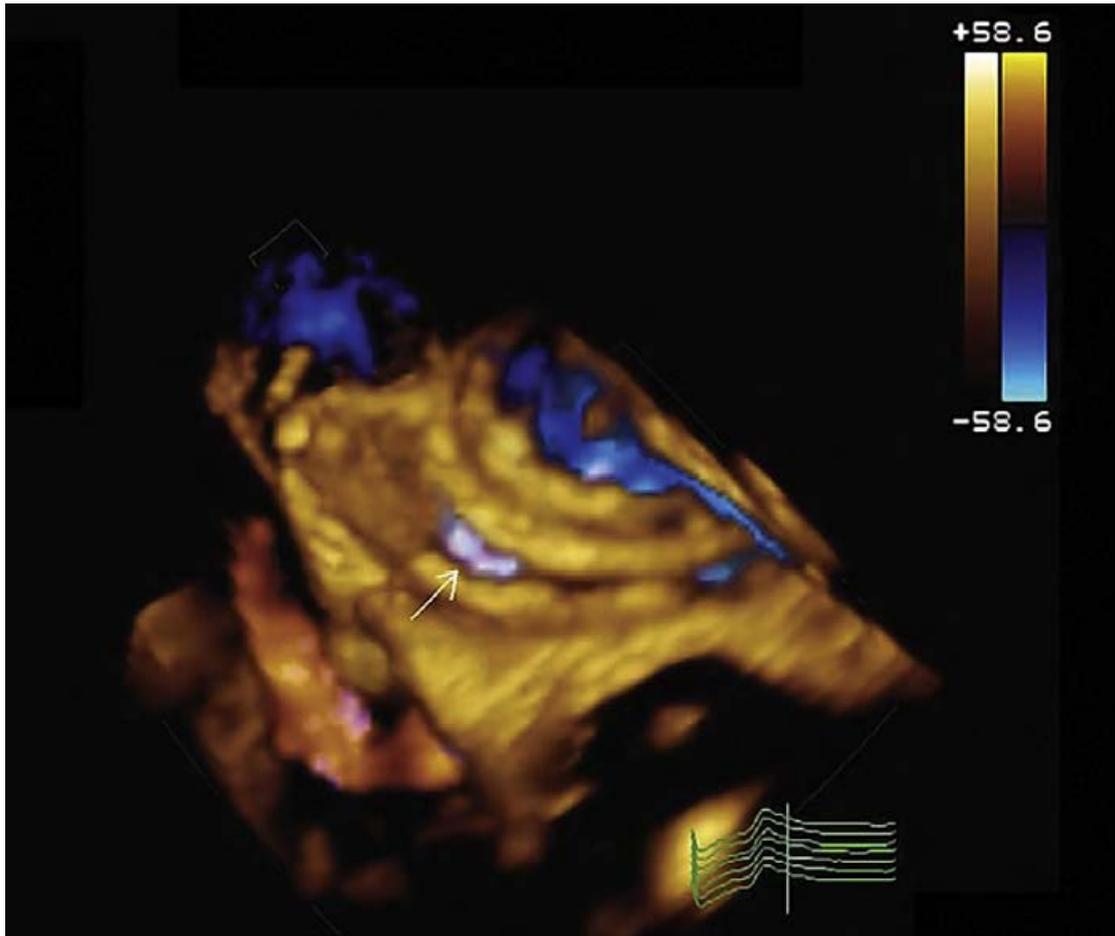


图 23 经食管超声心动图彩色血流显像显示瓣周返流的起始处（箭头所指）。

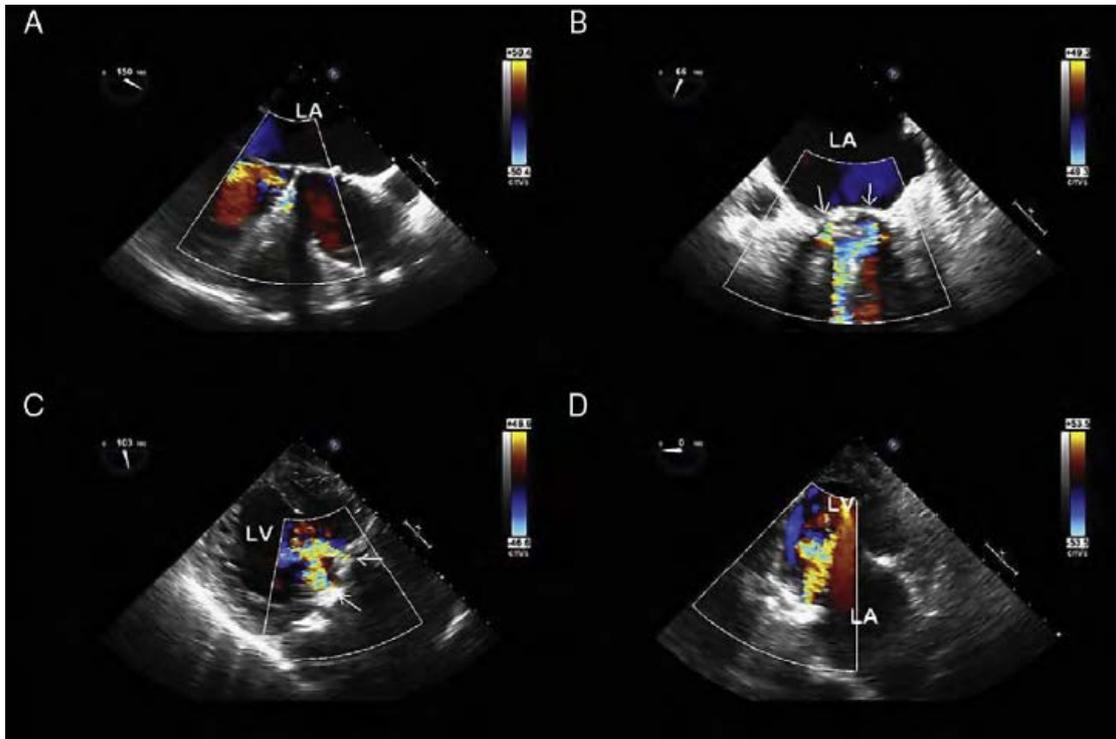


图 24 主动脉瓣二叶型机械瓣的经食管超声心动图的食管中段长轴（图 A）和短轴（图 B）

切面图像显示主动脉瓣周两束返流束（箭头所指），长轴切面显示最清晰。经胃向左弯曲的切面证实存在两束返流（两处箭头所指）（图 C），但是深部经胃切面仅显示一束返流（图 D）。LA，左心房；LV，左心室。

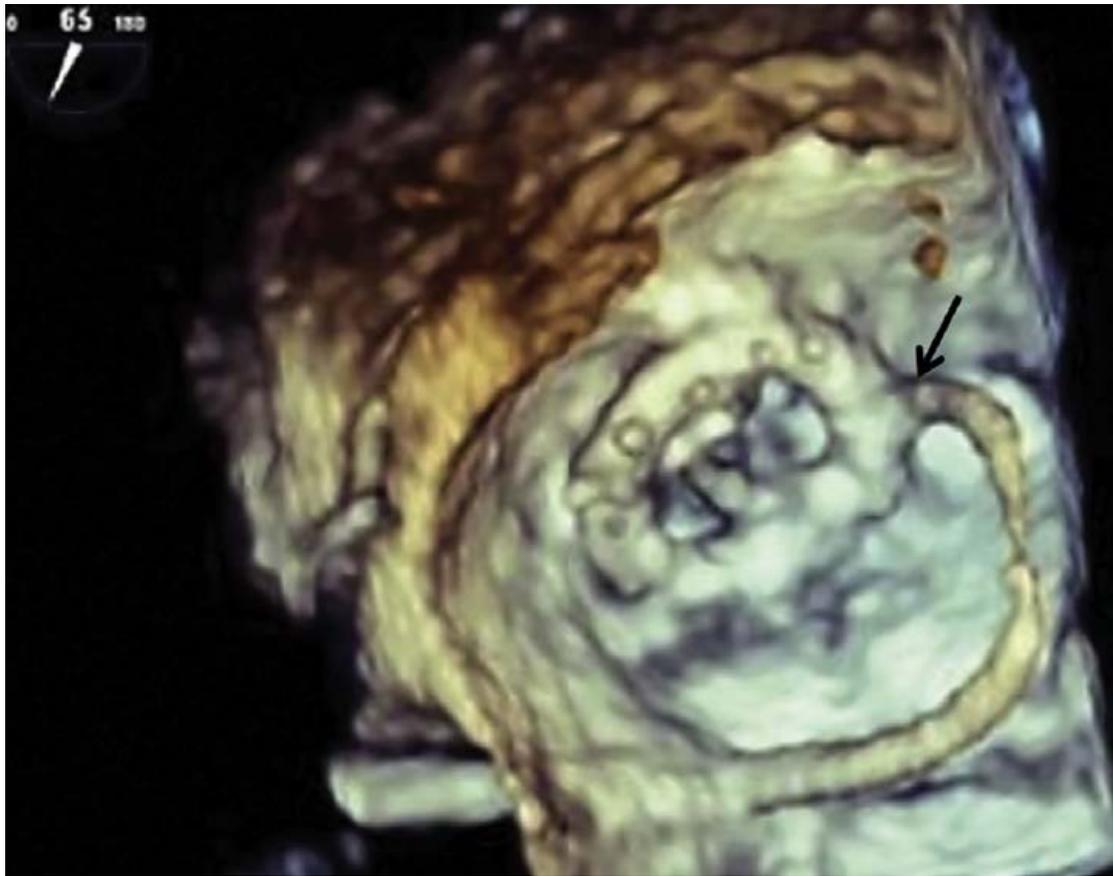


图 25 左心房观实时三维图像显示导丝（箭头所指）穿过房间隔（左侧），跨过左心房，再穿入瓣周漏口的整个路径。

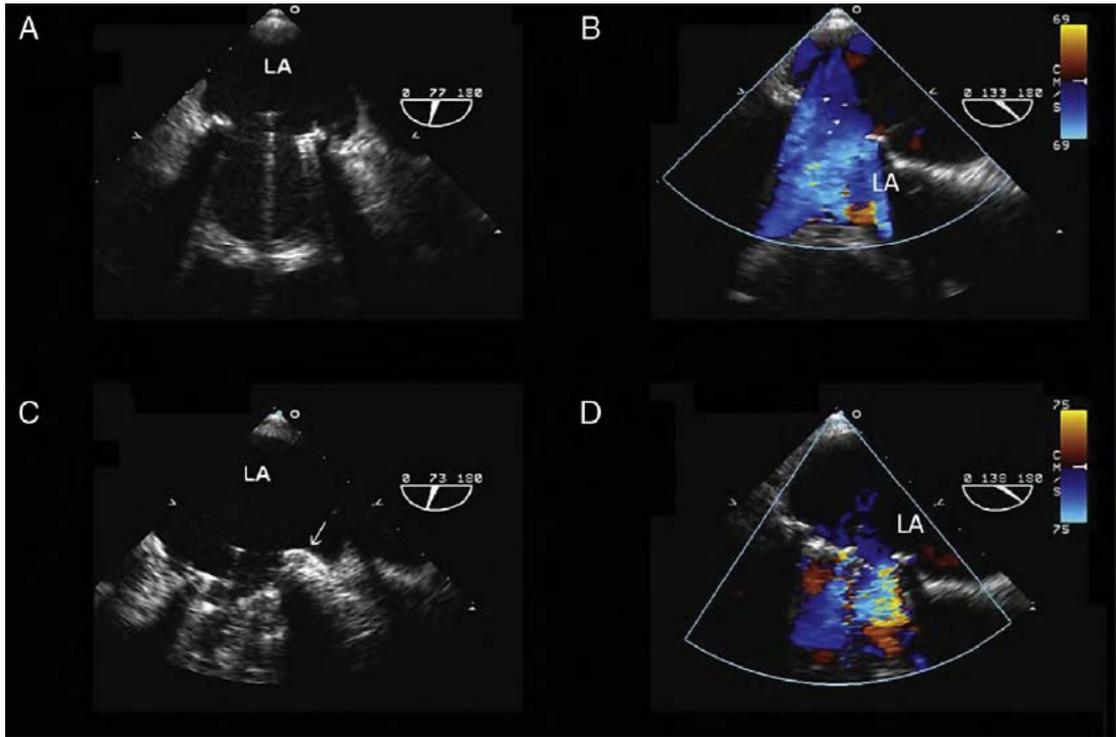


图 26 在介入操作开始前经食管超声显示舒张期二尖瓣位单叶机械瓣的碟片完全打开(图 A)，彩色血流显像显示没有血流通过受限(图 B)。在置入一个封堵器(箭头所指)之后，瓣叶开放受限(图 C)，彩色血流显像显示跨瓣血流变为湍流(图 D)。LA，左心房。

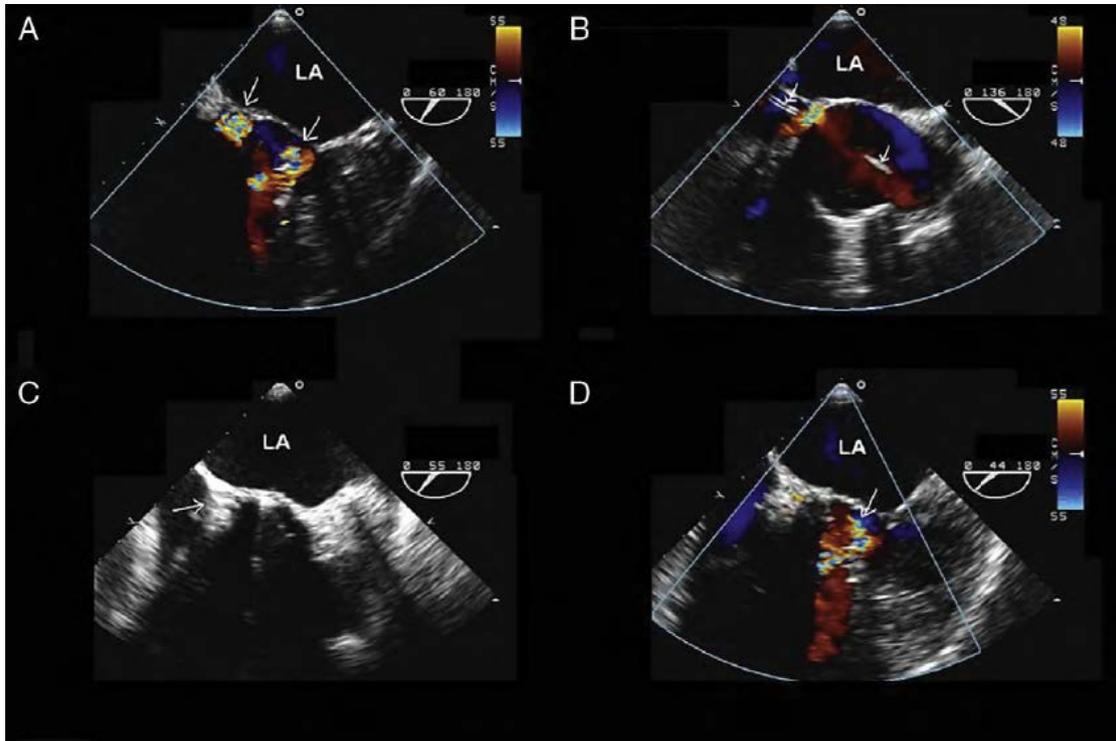


图 27 (A) 主动脉瓣机械瓣的经食管彩色血流显像短轴切面显示两束瓣周返流(箭头所指)。(B) 导丝穿过了后方的漏口。(C) 封堵器(箭头所指)展开。(D) 靠后方的瓣周返流消失了，而靠前方的返流依然存在。LA，左心房。

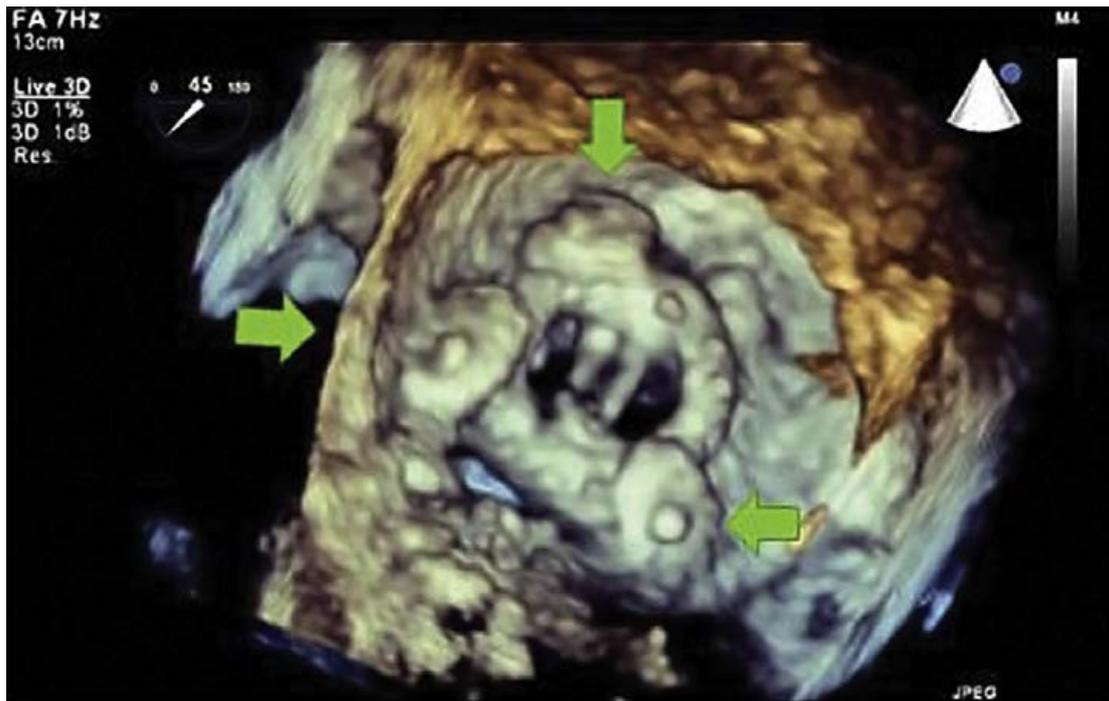


图 28 三维经食管超声心动图左心房观，显示三个封堵器（箭头所指）环绕着一个二叶式二尖瓣位人工瓣膜。

## 经皮二尖瓣介入治疗

### 简介

二尖瓣返流（MR）是发达国家致病和致死一种重要的原因。<sup>64,65</sup> 导致 MR 最常见的原因是退行性和功能性（缺血性和非缺血性）改变，其流行病学显示与年龄相关，70 岁以上的患者形成发病率的高峰。<sup>64</sup> 开胸手术，行二尖瓣修复成形或瓣膜置换术，是目前公认治疗 MR 最好的方法。但是也有需要进行其它替代性治疗的情况。譬如，有相当一部分患有严重 MR 的患者因为年龄的原因、LV 功能衰竭，和/或患有其它疾病等原因不适合进行外科手术。<sup>66</sup> 这些不进行手术的患者生存率低于那些接受手术的患者。另外，那些在第一次手术时 MR 不严重的患者，可能随着时间的变化而发展成严重 MR，却因为手术风险增大，而不予以外科治疗。在临床实践中，出现严重 MR 是支持冠心病患者选择外科冠状动脉搭桥术而非经皮血管重建术的重要原因，因为要同时进行二尖瓣修复成形/瓣膜置换术，但是经皮二尖瓣介入治疗的引入就允许同时进行经皮血管重建和二尖瓣修复作为对外科手术的替代方法。最后，有一部分患者为了耐受非心脏性疾病的潜在高风险的治疗时，也许需要进行预防性的 MR 矫治。因此，为了研发出侵入性较低的二尖瓣修复技术很多人付出了极大的努力，采用不同的经皮介入治疗的策略，以减少并发症和死亡率，为手术高危的患者进行二尖瓣修复。

正如外科二尖瓣修复术，在选择能够从经皮二尖瓣介入修复术获益的患者和确定合适的修复方案时必须进行超声心动图二尖瓣功能性解剖结构评估和 MR 发生的机制判定。退行性和功能性/缺血性 MR 都可能适于经皮二尖瓣修复，包括很多方法，如直接瓣叶修复、直接或间接瓣环成形，和心室重构等。二维超声心动图辅以实时 3D 成像对于引导所行经皮修复技术和评价其效果也至关重要。

## 经皮治疗方法和目前经验

经皮二尖瓣修复技术可以分为四大类，大部分是仿效外科手术：

- (i) 非直接瓣环成形-冠状窦技术
- (ii) 直接瓣环成形
- (iii) 瓣叶修复
- (iv) 心室重构

表 3 总结了用已有器械进行经皮二尖瓣修复的经验。但是应该知道这是个快速发展的领域，不断新的器械涌现，而已有的器械可能被撤出或者重新设计。因此以下段落将点讨论适合于所有种类器械的二尖瓣超声评估的通用准则，并对 MitraClip™ 的超声检查方案进行详细讨论。这种装置已经被最广泛的验证，所以也是唯一获得欧盟合格标志的器械，和唯一在美国（仍处于临床试验阶段）完成关键试验评估，并可以作为体恤使用。

表 3 经皮二尖瓣修复的方法

方法	器械	制造商	临床应用
冠状窦瓣环成形术 <sup>69</sup>	MONARC	Edward Lifesciences	EVOLUTION I 和 II 临床试验核心实验室校准 <sup>a</sup>
	CARILLON	Cardiac Dimension	AMADEUS 临床试验
	PTMA	Viacor	PTOLEMY 临床试验
直接瓣环成形术 <sup>70</sup>	QuantumCor	QuantumCor	临床前期
	Accucinch	Guided Delivery	临床前期
	Percutaneous Annuloplasty System	Mitralign	初步人体应用
心室重构 <sup>71,72,75</sup>	iCoapsys	Myoco	初步人体应用
瓣叶修复 <sup>77</sup>	MitraClip	Evalve	EVEREST I-III 临床试验核心实验室校准
	Mobius	Edwards Lifesciences	临床研究，未经核心实验室校准

<sup>a</sup> EVOLUTION II 临床试验暂停

**经皮瓣环成形技术** 经皮二尖瓣瓣环成形技术是模仿外科二尖瓣环重建技术，以消除二尖瓣叶对合不严和相关的 MR。这项技术是针对功能性/缺血性的 MR 患者，当瓣环扩大/变形显著时更为有效。根据外科瓣环成形术的经验，多数 MR 致病机制都可能被经皮瓣环成形术所矫治，包括由于 LV 重构导致的对称性的瓣叶受牵拉或者因为瓣环扩大导致的瓣叶对合不良。可以设想，极其不对称的瓣叶受牵拉（特别是后叶牵拉角度 $\geq 45^\circ$  时）可能不适合于经皮瓣环成形术。<sup>68</sup> 但是应用详实的 3D 超声心动图图像对于各种器械治疗失败病例的分析可能对更好地确定那些最适合于做器械修复的患者群至关重要。由二尖瓣结构性异常引起的 MR，包括腱索断裂引起的瓣膜脱垂/连枷，瓣叶纤维化或钙化引起的运动受限，或瓣环钙化等，不适于做此种治疗。

**非直接瓣环成形术—冠状窦技术** 冠状窦瓣环成形术旨在重塑瓣环前后径以矫治瓣叶错位

一瓣叶对合不良引起 MR。这种方法的基本原理是基于冠状窦/心大静脉与后瓣环的解剖关系。已经提出了几项技术（表 3），在冠状窦/心大静脉内放入一个装置试图达到缩小间隔-侧壁径线和/或折叠二尖瓣环的目的。为达到此治疗目标，经冠状窦技术应该提供一个能够减少 MR 的拉力，而又不会滑脱或造成撕裂。CT 检查已证实冠状窦与二尖瓣之间的距离多变，这会影响到介入治疗的成功与否。在一些患者中冠状窦在瓣环上方，并与左心房壁相贴。因此瓣环装置对这些患者只是勒紧了左心房，而不能重塑瓣环，因此不会使 MR 减少。对间接性瓣环成形术的另外一个担心是可能会引起冠状动脉缺血事件，因为冠状窦与左回旋支相距较近，但是也不尽相同。<sup>69</sup> 最后，理论上这种装置会造成冠状窦血栓和破裂的风险。

**直接瓣环成形术** 有一些装置用直接改变心室的方法来重塑瓣环。目前为止这些方法包括了应用射频技术实施胶原法，<sup>70</sup> 和经心室缝合瓣环成形术。

**二尖瓣叶修复** 经皮二尖瓣叶修复旨在模仿外科技术，以改善瓣叶对合和减少/消除 MR。久经考验的缘对缘 Alfieri 外科技术<sup>71,72</sup> 就被模仿成了经皮的 MitraClip™ 系统。其它试验性的技术，包括腱索置换或切除，目前尚处于发展中。

MitraClip™ 系统是一种聚酯纤维包裹的钴铬合金植入物，有两个臂能够在易于操作的导向机构的作用下打开和闭合（图 29）。



图 29 用于二尖瓣修复的MitraClip™装置，其臂处于打开状态。

MitraClip™能够用TEE很容易地显示，因此可以引导其介入操作的每一步，如下文详述。在全身麻醉下，采用前向（经房间隔）途径，应用一个复杂的导引/定位系统，并在超声/X线透视引导下，将装置与A2-P2对合点对齐，并垂直于交界。在将二尖瓣返流目标区域的瓣叶夹住后，装置就会置放在该处。如果需要，还可以再置放一个夹子以达到满意的减少

MR的目的。MitraClip™系统对经过挑选的患者，无论是退行性的还是功能性的MR，都有效。

对于退行性 MR，经皮二尖瓣夹能够锚定连枷样或者脱垂的二尖瓣叶，而对于功能性 MR，它能够改善被牵拉的瓣叶的对合以缩减瓣叶关闭所需要的时间和力量。另外，二尖瓣夹还形成了前、后瓣叶组织之间的组织连接。结果就限制了瓣环的扩大，使得此种修复更坚固耐用。最后，二尖瓣夹通过限制 LV 扩大而束缚住 LV 壁，诱导 LV 逆重构，在功能性/缺血性 MR 患者中会减轻瓣叶牵拉及其导致的返流。

这种介入治疗的安全性-可行性经过了 EVEREST I 临床试验验证，报道其成功率（即植入后 MR 减少后≤2+）为 74%（79/107）。<sup>73</sup> 全部结果均由核心实验室评判。由核心实验室评判的随机对照的 EVEREST II 临床试验，比较了经皮和外科修复的效果，其研究结果最近也进行了报道。<sup>74</sup> 分析表明，MitraClip™ 治疗能够使 72.4% 患者的 MR 减少，而外科修复则可以使 87.8% 患者的 MR 减少。MitraClip™ 臂的为期 30 天的主要副反应发生率（为显示其优越性而设计）在功能性和退行性两个亚组中相近，而且都低于手术对照组。另外 MitraClip™ 系统在功能性和退行性 MR 患者中在 1 年之后都较基础状态的测量参数有显著的改善，包括心功能、症状和生活质量，因此达到了本研究的目的，即显示该项治疗效果并不亚于外科手术。近期发表的其它临床研究结果，也支持 EVEREST 的结论。通过一项双中心研究，Tamburino 等<sup>75</sup> 报道在 31 例按照 EVEREST 标准判定为高风险的缺血性或退行性 MR 患者中，97% 成功进行了植入。在 Franzen 等<sup>76</sup> 报道，在一项单中心研究中，51 例外科手术高风险的中，49 例成功植入的患者在临床上都获得改善。但是不像 EVEREST 研究，这些研究没有对 MR 进行核心实验室的集中评估。

对 MitraClip™ 治疗还需要进行长期的观察，以证实其植入物的稳定性、持续的 MR 减少的效果和临床表现的改善。

**左心室重构** 基于左心室重构概念的装置的设计是认识到了左心室异常的形态，伴随着乳头肌的移位是功能性 MR 重要的致病因素。尽管有一种治疗功能性 MR 的外科治疗(Coapsys™) 已经通过经核心实验室评判的临床试验证实，该治疗与对照的外科方法相比，提高了患者生存率，减少了负性事件（尽管 MR 反而增多），<sup>77</sup> 这一种以及其它的心室重构装置还是实验性的，还需要真正发展到经导管途径的阶段。

### 为经皮修复评估二尖瓣的功能解剖

二尖瓣瓣器是一组复杂的解剖结构，包括二尖瓣环，两个不连续的瓣叶（前瓣叶和后瓣叶），将两个瓣叶连于前外和后内 LV 乳头肌的腱索。重要的是，二尖瓣的几何形态和功能也受到了左心房和左心室几何形态和功能的影响。后瓣叶又分成了三个独立的区域，分别命名为扇区 P1, P2, P3（自外向内）。尽管二尖瓣前瓣叶通常不是自然就分区的，也根据与后瓣叶各扇区的镜面对应关系，把前瓣叶各部分分别命名为 A1—A3。

二尖瓣环是一个复杂的马鞍形的结构，前、后部分位置高，中间和两侧位置低。二尖瓣环前部是坚韧的纤维带，并与主动脉共用（主动脉-二尖瓣纤维膜或幕），但其中部、侧方和后部易受形态重构和扭曲的影响。

MR 可能是由多种临床和解剖学进程所致。Carpentier 首先提出了其病理生理学三要素的概念，把导致二尖瓣损害的“疾病”与其所引起的“解剖学损害”，以及所造成的“瓣膜功能障碍类型”区分开来。此外，Carpentier 还把 MR 分为三种基本类型的瓣膜功能，但是有明确区别。I 型功能障碍特点是瓣叶活动度正常，如常见于心房纤颤和二尖瓣环扩大，也包括心内膜炎伴有瓣叶穿孔。II 型功能障碍的特点是收缩期瓣叶活动过强，见于二尖瓣退行性病变伴有瓣叶脱垂和/或连枷样运动。IIIa 型功能障碍的特点是收缩期和舒张期瓣叶的活

动度均减低，如风湿性二尖瓣病变。IIIb 型的特点是收缩期瓣叶动度减低，如常见于扩张型心肌病或由于缺血性 LV 重构导致的 MR。

### 关于缘对缘修复的考量

经皮缘对缘修复可以用可植入夹子如 MitraClip™ 完成，将二尖瓣中部扇区夹合在一起，形成一个双孔二尖瓣。如此的话，MR 发生的机制必须是发源于二尖瓣中央的扇区，A2 和 P2。MitraClip™ 的病例选择指南参照了两个 EVEREST 试验所采用的标准。伴有 A2 和/或 P2 扇区脱垂或连枷样运动的退行性 MR 患者（Carpentier II 型功能障碍）是 MitraClip™ 的适宜人选。在 EVEREST II 试验中，此类患者占到三分之二。与之相类似，功能性 MR，无论是由扩张型心肌病还是缺血性 LV 重构所致，如果有从 A2 至 P2 区的显著 MR 者，也是适宜的人选。在 EVEREST II 试验中，此类患者占到入选人数的三分之一。在 EVEREST II 试验中，那些明显的返流来源于瓣口的内侧方(P3)或外侧方 (P1)的患者被排除，另外放射线瓣膜病、心内膜炎以及二尖瓣口面积 $<4\text{cm}^2$ 的患者都被排除。相对性的禁忌症还包括瓣叶厚度异常或钙化，因为可能会阻碍臂的抓取。经皮 MitraClip™ 治疗还有其它功能性解剖学排除标准。对功能性 MR 患者，那些对合面长度 $<2\text{mm}$ 和/或对合深度 $>11\text{mm}$ 也被排除。对退行性 MR 的患者，连枷高度 $\geq 10\text{mm}$ 且连枷宽度 $\geq 15\text{mm}$ 者也被排除（图 30-33）。

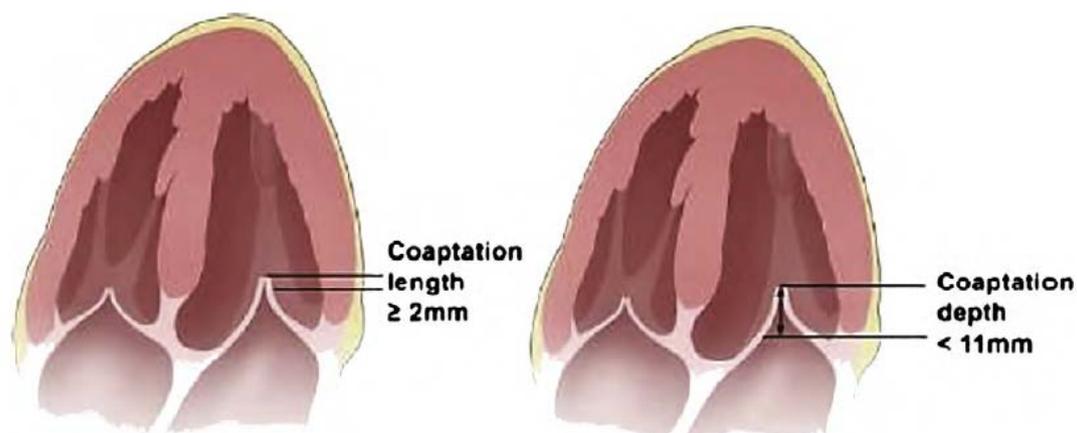


图 30 MitraClip™ 治疗功能性二尖瓣返流所需条件的解剖示意图。经作者同意后摘自 Feldman 等。73 对合缘长度 $\geq 2\text{mm}$ ，对合深度 $< 11\text{mm}$ 。

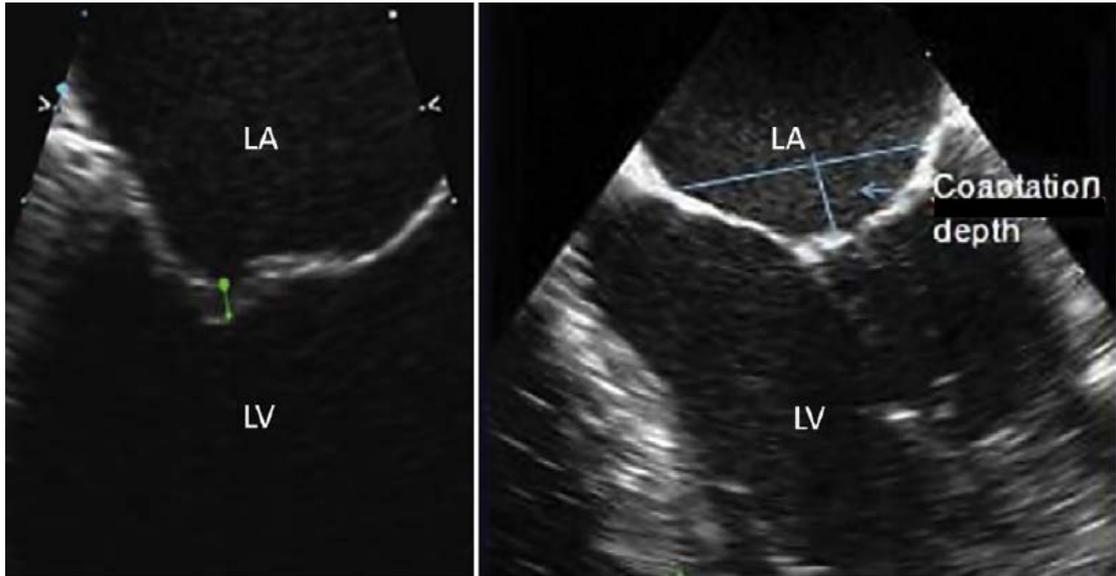


图 31 经食管超声心动图显示二尖瓣对合缘长度，(A) 和对合深度 (B)。LA，左心房；LV，左心室。

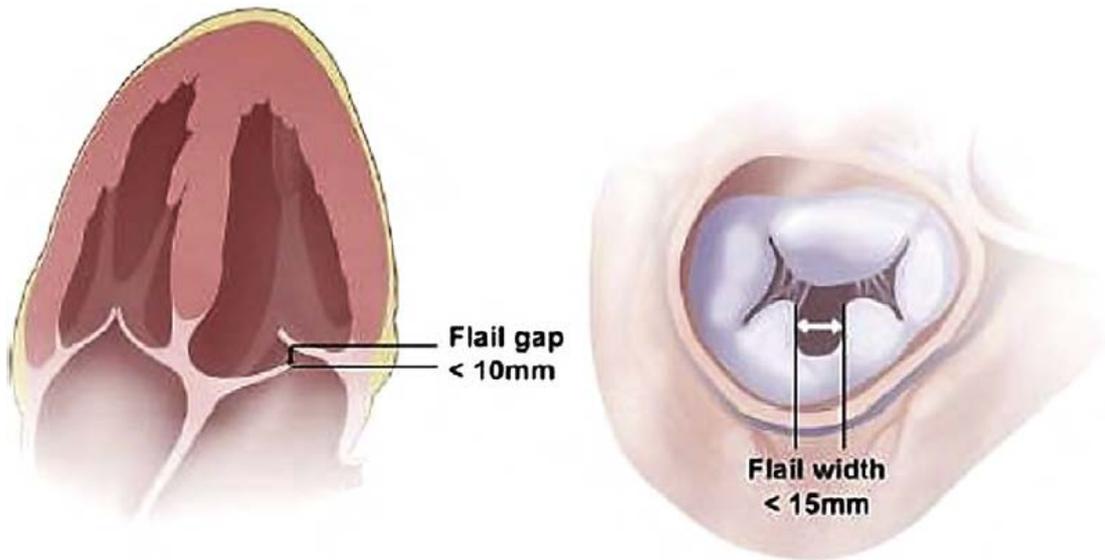


图 32 选择需进行 MitraClip™ 治疗患者的要求的示意图。经作者同意后摘自 Feldman 等。  
73 连枷间隙<100mm，深度<15mm。

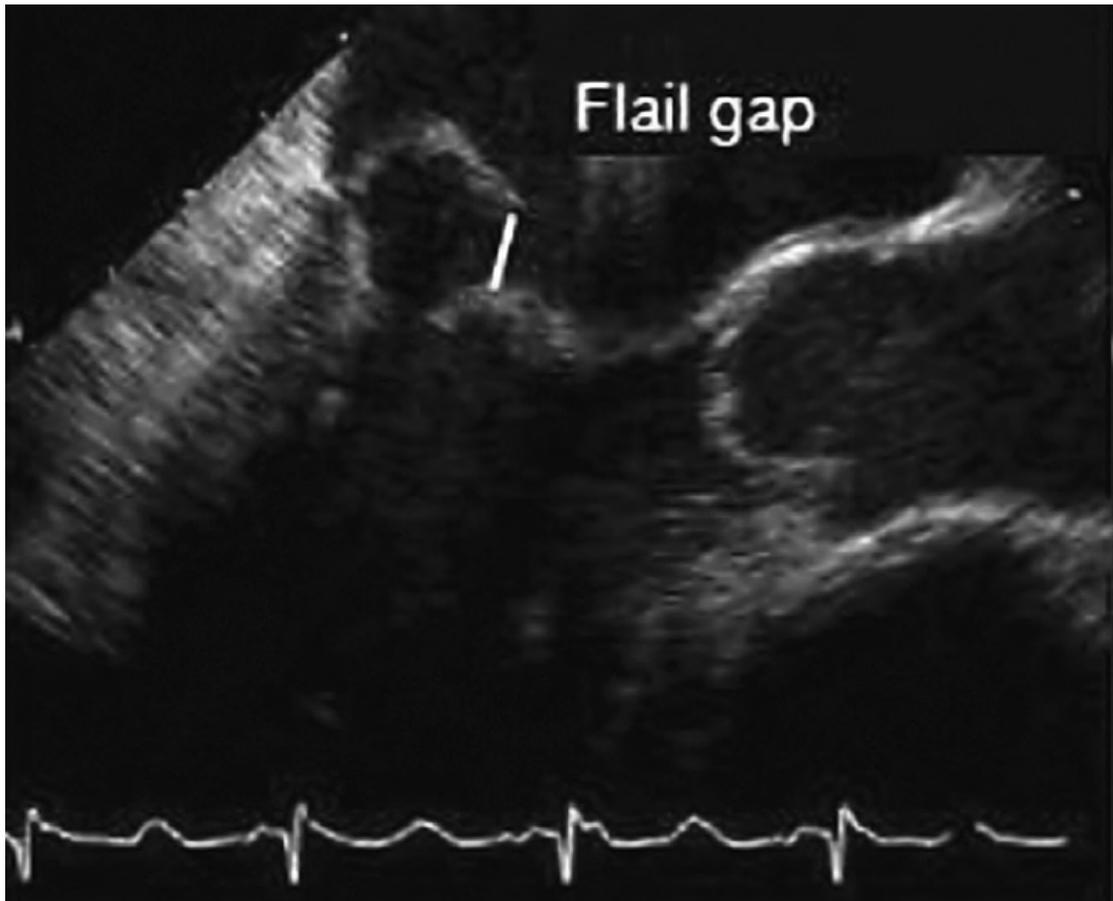


图 33 二维经食管超声心动图显示 P2 扇区连枷处间隙的测量方法。

## 超声心动图在缘对缘夹合修复中的应用

### 患者筛选

目前患者筛选要由患者和治疗医师一致同意，并且经过 TTE 和 TEE 检查后证实患者的解剖结构异常适合进行该项治疗。

临床适应证包括：

- (i) 手术高风险（合并症过多）的患者。包括晚期的慢性阻塞性呼吸道疾病，肾功能衰竭，糖尿病等。
- (ii) 既往接受过心脏手术，再次手术会增加围手术期风险。这包括了 CABG 术后的功能性 MR 的患者。
- (iii) 不愿意接受手术的患者。

除了采用 ASE/EAE 推荐的联合应用多种技术证实 3-4+ MR 的存在，<sup>45</sup> 超声心动图还被用于确定解剖学异常是否适合于这种装置。TTE 通常作为初步筛查的手段，但是 TEE，最好具备 3D 功能，对于确定是否适合于此项治疗是必需的。

对于功能性 MR 的患者，需要足够的瓣叶组织以供机械性闭合。这要在四腔心切面通过测量对合的长度和深度进行评估。如前所述，理想的结果是，对合长度 $\geq 2\text{mm}$ ，对合深度 $\leq 11\text{mm}$ （图 30）。尽管初步检查可能是用 TTE 进行，但是这些参数，特别是对合长度，通常需要用 TEE 进行精确的测量（图 31）。

对于二尖瓣连枷的患者，调整 TEE 以显示连枷移动距离最大的切面[通常在食道中段  $0^\circ$

切面，调整角度，以显示 A2-P2 扇区和/或 LVOT 的长轴切面（100-160°）也可以显示这些扇区]。瓣叶联合处(intercommisural)切面（55-75°）也有帮助。连枷部分与相对的瓣叶之间的距离成为连枷间隙。当此距离<10mm 时（图 32 和 33）容易实现瓣叶的抓取。应用 2D TEE 就可以很容易地完成该测量。

尽管 3D TEE 能够最清晰地显示从左心房正面俯瞰瓣膜所见其受累的部分，但是由于无法校准 3D 的定量测量仍然受到限制。不过在 2D TEE 瓣叶联合处(intercommisural)切面就可以获得需要的测量数据，另外在一些患者中还可以辅以经胃二尖瓣短轴切面。连枷/脱垂宽度应 15mm。

TTE+TEE 也用来确定那些瓣膜返流是由于风湿性瓣膜病或者心内膜炎及其它如前所述需要排除的异常解剖类型。

### **围操作期的超声心动图**

超声心动图是在经皮二尖瓣夹合操作各阶段都需要的主要的影像学手段，用以辅助 X 线透视。<sup>78</sup>

### **房间隔穿刺导管操作**

在经房间隔穿刺时，TEE 有助于指引将导管放至正确位置。首先用于指引穿刺房间隔，然后用于引导置放 MitralClip™ 导引导管。基础切面包括食管中段短轴切面（30-60°）和主动脉瓣水平 90° 两腔切面。用 3D 探头的双平面模式可以同时显示这两个切面。经房间隔穿刺应该在卵圆窝后内侧进行并朝向后、上方向。这样会有利于后面的二尖瓣夹输送系统的定位置放。在经房间隔穿刺过程中，TEE 通过探测穿刺针尖将房间隔所顶出的隆起来确定针尖的位置。穿刺点一个高于瓣叶 3.5-4.0mm。如果导管的位置不理想，需要在穿刺房间隔前将其重新定位。

### **将二尖瓣夹输送系统送至二尖瓣叶**

当完成经房间隔穿刺后，二尖瓣夹输送系统就沿着一定角度被送至二尖瓣叶，瞄向 A2-P2。正确的定位的确认是通过在瓣叶联合处切面（55-75°）投射证实其内-外对准，在 LV 流出道切面（100-160°）投射证实其前-后对准。三维 TEE（应用 3D 放大显示一个大范围的图像）非常有助于这部分的操作，因为它能够提供二尖瓣叶的正面图像，并显示夹子的靠近的过程（图 34）。



图 34 三维经食管超声心动图从左心房显示 MitralClip™ 输送系统在引导下送入瓣口。实时三维显像极大地方便了引导二尖瓣夹定位，确保其方向和角度正确无误。

#### 将夹子定位在返流口上方并调整其臂的方向

二尖瓣夹输送系统最佳的位置是在返流口的紧上方，也是夹子置放的目标位置。目标口是通过最大 PISA 效应来选择的。夹子方向应该与交界向垂直，这用 3D 放大显示很容易就能够评判。但是如果如果没有 3D，就需要用经胃短轴切面来达到此目的。

#### 进入左心室再向回拉以抓住瓣叶

正如在 LVOT 位置所显示的（100-160°），夹子通过二尖瓣叶进入 LV，此时其臂为闭合状态。此时，3D 超声（或者经胃短轴切面）可以进行快速观察证实二尖瓣夹的臂依然与闭合线垂直，因为输送系统的前进过程中有可能会发生转动。

当输送系统一旦进入 LV，二尖瓣夹的臂就张开，整个装置就朝向左心房方向向回拉，同时用装置的握爪将前、后瓣叶都抓住（图 35）。用 LV 流出道和交界间（60-70°）切面，确认两个瓣叶都已被抓住，而且夹子已经闭合。若任何一个瓣叶没有被充分地抓取，夹子就重新打开，再进入 LV，重复以上的过程。一旦两个瓣叶都被满意地夹住，就用彩色多普勒快速评估一下残余的返流量。此外还要着重观察有无二尖瓣狭窄，特别是在应用了两个夹子的时候。完成时要用连续波多普勒测量跨瓣压力阶差，再在满意的 3D 图像和经胃短轴切面上测量两个开口的面积。如果 MR 减少满意，而且狭窄的程度也可以接受（平均压差 $\leq 5\text{mmHg}$ ），就将夹子完全释放，与输送系统分离。这时候再进行 MR 的最终测量。<sup>79</sup>

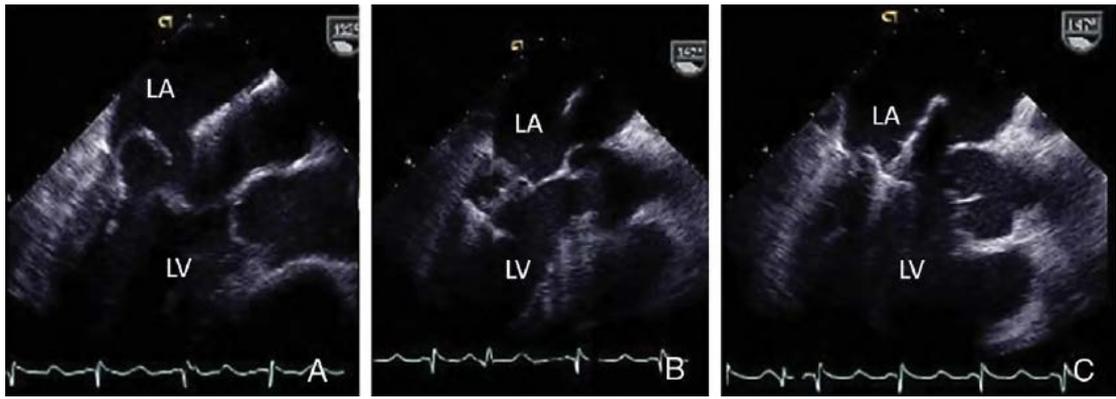


图 35 二维经食管超声心动图显示左心室流出道切面，用于监测 MitralClip™ 输送系统通过二尖瓣(A)，打开臂(B)，再通过瓣口往回拉，其臂闭合的同时抓取 A2 和 P2 区的游离缘(C)。LA，左心房；LV，左心室。

如果还存在明显的残余返流，而且残余返流的起始处能够用第二个夹子修复，就可以再植入第二个夹子，其操作过程相类似，只是可以把第一个夹子作为参照点。在评估 MR 的程度时，很重要的是要将患者的收缩压控制在大致正常的范围内，因为功能性 MR 是后负荷-依赖的。

应用 3D 超声心动图，从心房侧(图 36)和心室侧都能够对修复后的瓣膜进行正面鸟瞰，如果存在夹合后形成的两个孔有形态异常的话，需要进行记录。另外，3D 彩色多普勒显像也可以很好地确定残余返流的位置(图 37)。



图 36 三维经食管超声心动图显示 MitralClip™ 成功植入术后二尖瓣呈典型的双孔征(左心房观)。

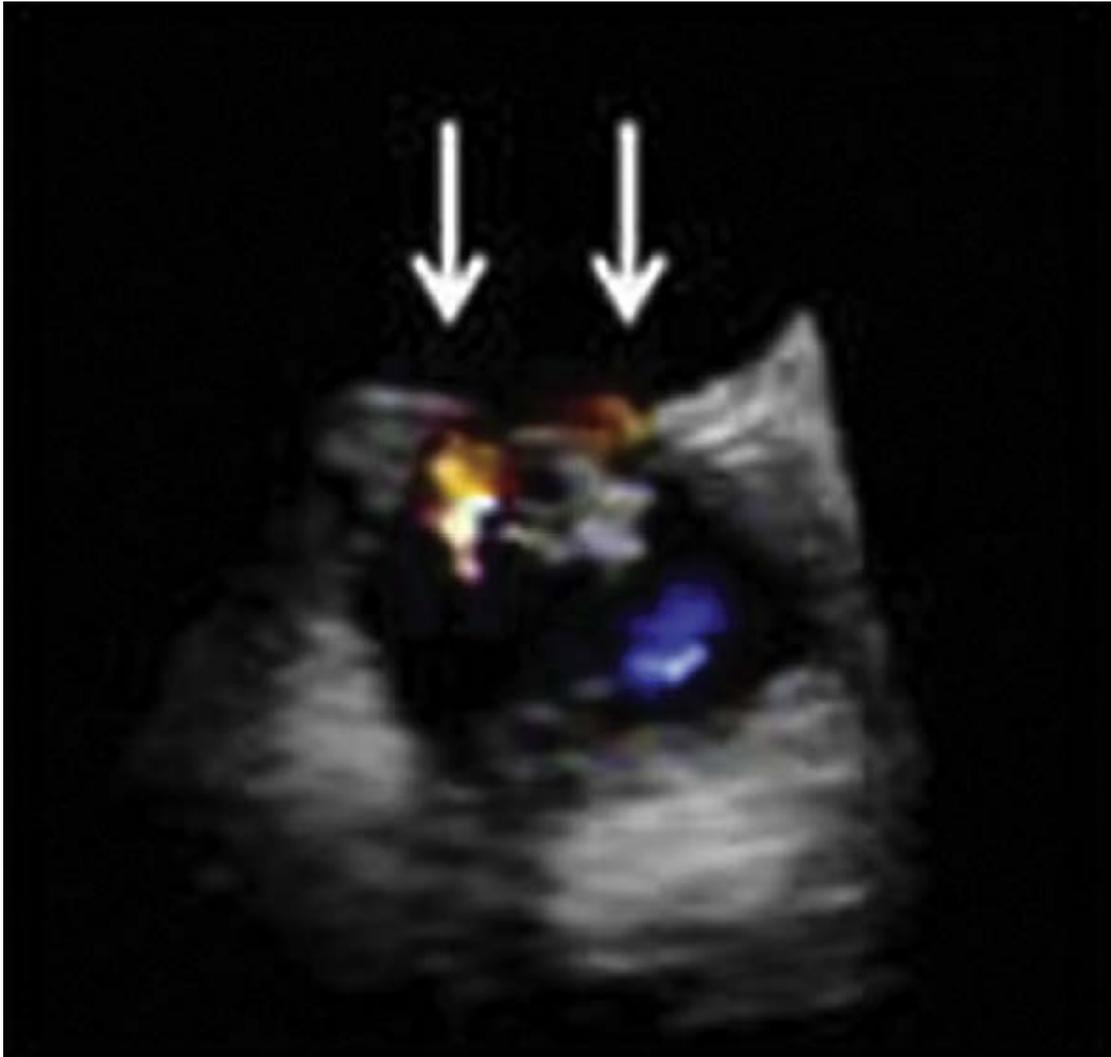


图 37 三维经食管超声心动图显示从左心房观可见两束细小的残余分流（箭头所指）。

### 诊断并发症

TEE 提供了一种早期发现和诊断二尖瓣夹植入后可能发生的并发症的手段，包括心房壁穿孔，它会导致心包腔积液，二尖瓣夹就位后部分脱位，以及由于反复尝试抓取瓣叶造成的瓣叶或腱索撕裂。

### 门诊患者的超声心动图随访

在成功植入二尖瓣夹后对患者的随访非常重要。超声心动图随访的主要内容将在以下详述。

### 评估有无残余/复发二尖瓣返流

虽然 TEE 适于做 MR 评估，但是仔细的经胸超声检查可能就足以完成此任务。对于残余返流进行定量测量可能比较困难，因为现在二尖瓣变为双孔，经二尖瓣口流入的血流容积，需要进行的定量测量已经不能进行。另外，在 MitraClip™ 植入术后或由此装置造成的双孔的情况下，PISA 法准确性尚未被证实。理论上讲，如果没有并存主动脉瓣返流，LV 前向血流可以采用连续血流方程法，通过计算流出道流量而确定。LV 的每搏量是应该用 3D 超声确定左室舒张末期和收缩末期的容积差计算出的。以上两者的差值（每搏量-前向血流）=

返流容积。在临床实践中，彩色多普勒超声心动图应用根据返流束径线的半定量技术和/或应用 3D TEE 的面积测量法测量返流口的面积对长期随访可能更适合。正如对自身瓣膜返流的测量一样，采用一套综合性的方法进行测量是必要的。45

### 对左心室逆向重构的评估

随着 MR 的减少，预期 LV 径线和容积均将缩小。尽管在这种治疗后 LV 重构的时间节点尚不清楚，但是 6 个月后用 TTE 进行评估是比较合理的。在成功实施 MitraClip™ 植入术后进行经胸超声检查的典型图像如图 38 所示。

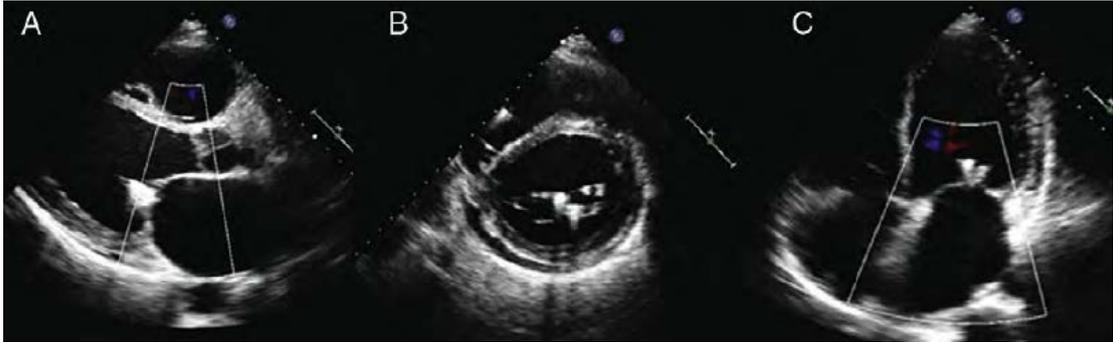


图 38 胸骨旁长轴 (A) 和胸骨旁短轴 (B) 以及心尖四腔切面 (C) 显示成功植入 MitraClip™。在本病例中，共用了两个夹子来消除二尖瓣返流。

## 结论

---

尽管心脏瓣膜疾病的经导管介入治疗是一个快速发展的领域，超声心动图在其中一直起到并将继续起到关键性作用。值得关注的是，超声心动图显像在心脏介入治疗中的应用历史，有着以下特点，负责图像扫查的职责由超声心动图工作者逐渐过渡给了介入医生（经导管介入治疗）或者麻醉医生（外科手术治疗），心脏内科医生-超声心动图工作者最终在实际的介入治疗过程中将更多地起着咨询和支持的作用。不断改进的 ICE 装置将有助于介入医生进行超声显像，而减少对全身麻醉的需求。但是需要注意的是，当发生了介入治疗术中的并发症，介入医生和麻醉医生的注意力不能分散，此时需要另外一个医生专注于图像显示。尽管本篇超声应用专家建议本身是为非介入心脏医生和超声心动图工作者所设计，但是对于那些可能会参与经导管瓣膜介入治疗患者的超声图像显示的麻醉医生和介入医生也同样重要。

## 声明与免责

---

本报告是作为 ASE 给予其成员一份馈赠而公开发行的。本报告只作为建议，而不能作为指导做出临床决策唯一的基本准则或规范雇员行为的纪律守则。本报告中的声明和建议主要是基于专家们个人的观点，而非科学验证的数据。ASE 不会为本报告中的信息完整性、准确性提供任何担保，包括针对某一特定用途的适销性或适合性的担保。对于因为对本文中信息的信赖，并做出决策或采取行动的后果，ASE 对您和您的患者，以及其他第三方将不承担任何责任。您对此信息的运用也不能构成 ASE 提供医疗建议，或在您的患者或其他人和 ASE 之间建立起医生-患者关系的依据。

## 参考文献

---

1. Silvestry FE, Kerber RE, Brook MM, Carroll JD, Eberman KM, Goldstein SA, et al. Echocardiography-guided interventions. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:213-31.
2. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, et al. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. *Circulation* 2002;106:3006-8.
3. Lichtenstein SV, Cheung A, Ye J, Thompson CR, Carere RG, Pasupati S, et al. Transapical transcatheter aortic valve implantation in humans: initial clinical experience. *Circulation* 2006;114:591-6.
4. Grube E, Laborde JC, Zickmann B, Gerckens U, Felderhoff T, Sauren B, et al. First report on a human percutaneous transluminal implantation of a self-expanding valve prosthesis for interventional treatment of aortic valve stenosis. *Catheter Cardiovasc Interv* 2005;66:465-9.
5. Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, et al. Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery. *N Engl J Med* 2010;363:1597-607.
6. Grube E, Schuler G, Buellesfeld L, Gerckens U, Linke A, Wenaweser P, et al. Percutaneous aortic valve replacement for severe aortic stenosis in high-risk patients using the second-and current third-generation self-expanding corevalve prosthesis: device success and 30-day clinical outcome. *J Am Coll Cardiol* 2007;50:69-76.
7. Smith CR, Leon MB, Mack MJ, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, et al. Transcatheter versus Surgical Aortic-Valve Replacement in High-Risk Patients. *N Engl J Med* 2011;364:2187-98.
8. Webb JG, Chandavimol M, Thompson CR, Ricci DR, Carere RG, Munt BI, et al. Percutaneous aortic valve implantation retrograde from the femoral artery. *Circulation* 2006;113:842-50.
9. Zajarias A, Cribier AG. Outcomes and safety of percutaneous aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:1829-36.
10. Thomas M, Schymik G, Walther T, Himbert D, Lefevre T, Treede H, et al. Thirty-day results of the SAPIEN Aortic Bioprosthesis European Outcome (SOURCE) registry: a European registry of transcatheter aortic valve implantation using the Edwards SAPIEN valve. *Circulation* 2010;122:62-9.
11. Webb JG, Altwegg L, Boone RH, Cheung A, Ye J, Lichtenstein S, et al. Transcatheter aortic valve implantation: impact on clinical and valverelated outcomes. *Circulation* 2009;119:3009-16.
12. Lange R, Schreiber C, Gotz W, Hettich I, Will A, Libera P, et al. First successful transapical aortic valve implantation with the Corevalve Revalving system: a case report. *Heart Surg Forum* 2007;10:E478-9.
13. Piazza N, Grube E, Gerckens U, den Heijer P, Linke A, Luha O, et al. Procedural and 30-day outcomes following transcatheter aortic valve implantation using the third generation (18 Fr) corevalve revalving system: results from the multicentre, expanded evaluation registry 1-year following CE mark approval. *EuroIntervention* 2008;4:242-9.
14. Vahanian A, Alfieri OR, Al-Attar N, Antunes MJ, Bax J, Cormier B, et al. Transcatheter valve implantation for patients with aortic stenosis: a position statement from the European Association of Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) and the European Society of Cardiology (ESC), in collaboration with the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI). *Eur J Cardiothorac Surg* 2008;34:1-8.
15. Osswald BR, Gegouskov V, Badowski-Zyla D, Tochtermann U, Thomas G, Hagl S, et al.

Overestimation of aortic valve replacement risk by Euro-SCORE: implications for percutaneous valve replacement. *Eur Heart J* 2009;30:74-80.

16. Rodes-Cabau J, Webb JG, Cheung A, Ye J, Dumont E, Feindel CM, et al. Transcatheter aortic valve implantation for the treatment of severe symptomatic aortic stenosis in patients at very high or prohibitive surgical risk: acute and late outcomes of the multicenter Canadian experience. *J Am Coll Cardiol* 2010;55:1080-90.

17. Zegdi R, Ciobotaru V, Noghin M, Sleilaty G, Lafont A, Latr\_emoille C, et al. Is it reasonable to treat all calcified stenotic aortic valves with a valved stent? Results from a human anatomic study in adults. *J Am Coll Cardiol* 2008;51:579-84.

18. Delgado V, Tops LF, Schuijf JD, van der Kley F, van de VeireNR, SchalijMJ, et al. Successful deployment of a transcatheter aortic valve in bicuspid aortic stenosis: role of imaging with multislice computed tomography. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:e12-3.

19. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:1-25.

20. Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr., Faxon DP, Freed MD, et al. 2008 focused update incorporated into the ACC/ AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to revise the 1998 guidelines for the management of patients with valvular heart disease). Endorsed by the Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Thoracic Surgeons. *J Am Coll Cardiol* 2008;52:e1-142.

21. Vahanian A, Baumgartner H, Bax J, Butchart E, Dion R, Filippatos G, et al. Guidelines on the management of valvular heart disease. *Eur Heart J* 2007;28:230-68.

22. Grayburn PA. Assessment of low-gradient aortic stenosis with dobutamine. *Circulation* 2006;113:604-6.

23. Blais C, Burwash IG, Mundigler G, Dumesnil JG, Loho N, Rader F, et al. Projected valve area at normal flow rate improves the assessment of stenosis severity in patients with low-flow, low-gradient aortic stenosis: the multicenter TOPAS (Truly or Pseudo-Severe Aortic Stenosis) study. *Circulation* 2006;113:711-21.

24. Piazza N, De Jaegere P, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH. Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. *Circ Cardiovasc Interv* 2008;1:74-81.

25. Vivas D, Perez de Isla L, Zamorano J. Using echocardiography to guide intrventional procedures. *Curr Cardiovasc Imaging Rep* 2008;1:9-15.

26. Messika-Zeitoun D, Serfaty JM, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal assessment of the aortic annulus diameter: implications for transcatheter aortic valve implantation. *J Am Coll Cardiol* 2010;55:186-94.

27. Van de Veire N. Imaging to guide transcatheter aortic valve implantation. *J Echocardiogr* 2010;8:1-6.

28. Spencer KT, Krauss D, Thurn J, Mor-Avi V, Poppas A, Vignon P, et al. Transnasal transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:728-37.

29. Spencer KT, Goldman M, Cholley B, Hultman J, Oropello J, Harris K, et al. Multicenter experience

- using a new prototype transnasal transesophageal echocardiography probe. *Echocardiography* 1999;16:811-7.
30. Rallidis LS, Moysakakis IE, Ikonomidis I, Nihoyannopoulos P. Natural history of early aortic paraprothetic regurgitation: a five-year follow-up. *Am Heart J* 1999;138:351-7.
31. Detaint D, Lepage L, Himbert D, Brochet E, Messika-Zeitoun D, Iung B, et al. Determinants of significant paravalvular regurgitation after transcatheter aortic valve implantation: impact of device and annulus discongruence. *JACC: Cardiovasc Interv* 2009;2:821-7.
32. Lancellotti P, Tribouilloy C, Hagendorff A, Moura L, Popescu BA, Agricola E, et al. European Association of Echocardiography recommendations for the assessment of valvular regurgitation. Part 1: aortic and pulmonary regurgitation (native valve disease). *Eur J Echocardiogr* 2010;11:223-44.
33. Zoghbi WA, Chambers JB, Dumesnil JG, Foster E, Gottdiener JS, Grayburn PA, et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and Doppler ultrasound: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Task Force on Prosthetic Valves, developed in conjunction with the American College of Cardiology Cardiovascular Imaging Committee, Cardiac Imaging Committee of the American Heart Association, the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography and the Canadian Society of Echocardiography, endorsed by the American College of Cardiology Foundation, American Heart Association, European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography, and Canadian Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:975-1014.
34. Gonçalves A, Marcos-Alberca P, Zamorano JL. Echocardiography: guidance during valve implantation. *EuroIntervention* 2010;6:g14-9.
35. Moss RR, Ivens E, Pasupati S, Humphries K, Thompson CR, Munt B, et al. Role of echocardiography in percutaneous aortic valve implantation. *JACC: Cardiovasc Imaging* 2008;1:15-24.
36. Tuzcu EM. Transcatheter aortic valve replacement malposition and embolization: innovation brings solutions also new challenges. *Catheter Cardiovasc Interv* 2008;4:579-80.
37. de Isla LP, Rodriguez E, Zamorano J. Transapical aortic prosthesis misplacement. *J Am Coll Cardiol* 2008;52:2043.
38. Walther T, Falk V, Kempfert J, Borger MA, Fassl J, Chu MWA, et al. Transapical minimally invasive aortic valve implantation; the initial 50 patients. *Eur J Cardiothorac Surg* 2008;33:983-8.
39. Yan TD, Cao C, Martens-Nielsen J, Padang R, Ng M, Vallely MP, et al. Transcatheter aortic valve implantation for high-risk patients with severe aortic stenosis: a systematic review. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2010;139:1519-28.
40. Berry C, Cartier R, Bonan R. Fatal ischemic stroke related to nonpermissive peripheral artery access for percutaneous aortic valve replacement. *Catheter Cardiovasc Interv* 2007;69:56-63.
41. Masson JB, Kovac J, Schuler G, Ye J, Cheung A, Kapadia S, et al. Transcatheter aortic valve implantation: review of the nature, management, and avoidance of procedural complications. *JACC: Cardiovasc Interv* 2009; 2:811-20.
42. Bleiziffer S, Ruge H, Horer J, Hutter A, Geisbnsch S, Brockmann G, et al. Predictors for new-onset complete heart block after transcatheter aortic valve implantation. *JACC: Cardiovasc Interv* 2010;3:524-30.
43. Unsworth B, Malik I, Mikhail GW. Recognising bicuspid aortic stenosis in patients referred for transcatheter aortic valve implantation: routine screening with three-dimensional transoesophageal

echocardiography. *Heart* 2010;96:645.

44. Shames S, Koczo A, Hahn R, Gillam L. Flow characteristics of the SAPIEN \_ aortic valve: the importance of recognizing in-stent flow acceleration for the echocardiographic assessment of valve function. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:B63.
45. Zoghbi WA, Enriquez-Sarano M, Foster E, Grayburn PA, Kraft CD, Levine RA, et al. Recommendations for evaluation of the severity of native valvular regurgitation with two-dimensional and doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:777-802.
46. Pirat B, Little SH, Igo SR, McCulloch M, Nose Y, Hartley CJ, et al. Direct measurement of proximal isovelocity surface area by real-time three-dimensional color Doppler for quantitation of aortic regurgitant volume: an in vitro validation. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:306-13.
47. Grube E, Buellfeld L, Mueller R, Sauren B, Zickmann B, Nair D, et al. Progress and current status of percutaneous aortic valve replacement: results of three device generations of the CoreValve Revalving system. *Circ Cardiovasc Interv* 2008;1:167-75.
48. Webb JG, Altwegg L, Masson JB, Al Bugami S, Al Ali A, Boone RA. A new transcatheter aortic valve and percutaneous valve delivery system. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:1855-8.
49. Tamburino C, Barbanti M, Capodanno D, Ussia GP. Transcatheter aortic valve implantations: what has been done and what is going to be done. *Future Cardiol* 2010;6:83-95.
50. Piechaud J. Percutaneous closure of mitral paravalvular leak. *J Interv Cardiol* 2003;16:153-5.
51. Hijazi Z. Transcatheter management of paravalvular mitral leaks: far from ideal. *Catheter Cardiovasc Interv* 2004;61:552-3.
52. Nietlispach F, Johnson M, Moss RR, Wijesinghe N, Gurvitch R, Tay ELW et al. Transcatheter closure of paravalvular defects using a purpose-specific occluder. *JACC: Cardiovasc Interv* 2010;3:759-65.
53. Deferios S, Giannopoulos G, Raisakis K, Kaoukis K, Kossyvakis C. Intracardiac echocardiography imaging of periprosthetic valvular regurgitation. *Eur J Echocardiogr* 2010;11:E20.
54. Hamilton-Craig C, Boga T, Platts D, Walters DL, Burstow DJ, Scalia G. The role of 3D transesophageal echocardiography during percutaneous closure of paravalvular mitral regurgitation. *JACC: Cardiovasc Imaging* 2009;2:771-3.
55. Garcia-Fernandez MA, Cortes M, Garcia-Robles JA, Gomez de Diego JJ, Perez-David E, Garcia E. Utility of real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in evaluating the success of percutaneous transcatheter closure of mitral paravalvular leaks. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:26-32.
56. Hagler DJ, Cabalka AK, Sorajja P, Cetta F, Mankad SV, Bruce CJ, et al. Assessment of percutaneous catheter treatment of paravalvular prosthetic regurgitation. *J Am Coll Cardiol Imaging* 2010;3:88-91.
57. Kim MS, Casserly IP, Garcia JA, Klein AJ, Salcedo EE, Carroll JD. Percutaneous transcatheter closure of prosthetic mitral paravalvular leaks: are we there yet? *JACC: Cardiovasc Interv* 2009;2:81-90.
58. Pate G, Thompson CR, Munt BI, Webb JG. Techniques for percutaneous closure of prosthetic paravalvular leaks. *Catheter Cardiovasc Interv* 2010;67:158-66.
59. Becerra JM, Almeria C, de Isla LP, Zamorano J. Usefulness of 3D transoesophageal echocardiography for guiding wires and closure devices in mitral perivalvular leaks. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:979-81.
60. Phillips SA, Thompson A, bu-Halimah A, Crenshaw MH, Zhao DX, Pretorius M. Percutaneous closure of aortic prosthetic paravalvular regurgitation with two Amplatzer septal occluders.

AnesthAnalg 2009;108:437-8.

61. Pate G, Al Zubaidi A, Chandavimol M, Thompson CR, Munt BI, Webb JG. Percutaneous closure of prosthetic paravalvular leaks: case series and review. *Catheter Cardiovasc Interv* 2006;68:528-33.

62. Sorajja P, Cabalka AK, Hagler DJ, Reeder GS, Chandrasekaran K, Cetta F, et al. Successful percutaneous repair of perivalvular prosthetic regurgitation. *Catheter Cardiovasc Interv* 2007;70:815-23.

63. Alonso-Briales JH, Muñoz-García AJ, Jiménez-Navarro MF, Domínguez-Franco

AJ, Melero-Tejedor JM, Rodríguez-Bailón I, et al. Closure of perivalvular leaks using an Amplatzer occluder. *Rev Esp Cardiol* 2009;62:442-6.

64. Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *Lancet* 2006;368:1005-11.

65. Iung B, Baron G, Butchart EG, Delahaye F, Gohlke-Bearwolf C, Levang OW, et al. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: the Euro Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur Heart J* 2003;24:1231-43.

66. Mirabel M, Iung B, Baron G, Messika-Zeitoun D, Deltant D, Vanoverschelde JL, et al. What are the characteristics of patients with severe, symptomatic, mitral regurgitation who are denied surgery? *Eur Heart J* 2007;28:1358-65.

67. Masson JB, Webb JG. Percutaneous treatment of mitral regurgitation. *Circ Cardiovasc Interv* 2009;2:140-6.

68. Magne J, Pibarot P, Dagenais F, Hachicha Z, Dumesnil JG, Senechal M. Preoperative posterior leaflet angle accurately predicts outcome after restrictive mitral valve annuloplasty for ischemic mitral regurgitation. *Circulation* 2007;115:782-91.

69. Tops LF, van de Veire NR, Schuijff JD, de Roos A, van der Wall EE, Schalij MJ, et al. Noninvasive evaluation of coronary sinus anatomy and its relation to the mitral valve annulus: implications for percutaneous mitral annuloplasty. *Circulation* 2007;115:1426-32.

70. Sorajja P, Nishimura RA, Thompson J, Zehr K. A novel method of percutaneous mitral valve repair for ischemic mitral regurgitation. *JACC: Cardiovasc Interv* 2008;1:663-72.

71. Alfieri O, Maisano F, De Bonis M, Stefano PL, Torracca L, Oppizzi M, et al. The double-orifice technique in mitral valve repair: a simple solution for complex problems. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2001;122:674-81.

72. De Bonis M, Lapenna E, La Canna G, Ficarra E, Pagliaro M, Torracca L, et al. Mitral valve repair for functional mitral regurgitation in end-stage dilated cardiomyopathy: role of the 'edge-to-edge' technique. *Circulation* 2005;112. I-402.

73. Feldman T, Kar S, Rinaldi M, Fail P, Hermiller J, Smalling R, et al. Percutaneous mitral repair with the MitraClip system: safety and midterm durability in the initial EVEREST (Endovascular Valve Edge-to-Edge Repair Study) cohort. *J Am Coll Cardiol* 2009;54:686-94.

74. Feldman T. Endovascular Valve Edge-to-Edge Repair study (EVEREST II) randomized clinical trial: primary safety and efficacy endpoints. Presented at American College of Cardiology Congress 2010.

75. Tamburino C, Ussia GP, Maisano F, Capodanno D, La Canna G, Scandura S, et al. Percutaneous

- mitral valve repair with the MitraClip system: acute results from a real world setting. *Eur Heart J* 2010;31:1382-9.
76. Franzen O, Baldus S, Rudolph V, Meyer S, Knap M, Koschyk D, et al. Acute outcomes of MitraClip therapy for mitral regurgitation in high-surgical-risk patients: emphasis on adverse valve morphology and severe left ventricular dysfunction. *Eur Heart J* 2010;31:1373-81.
77. Grossi EA, Patel N, Woo YJ, Goldberg JD, Schwartz CF, Subramanian V, et al. Outcomes of the RESTOR-MV Trial (Randomized Evaluation of a Surgical Treatment for Off-Pump Repair of the Mitral Valve). *J Am Coll Cardiol* 2010;56:1984-93.
78. Silvestry FE, Rodriguez LL, Herrmann HC, Rohatgi S, Weiss SJ, Stewart WJ, et al. Echocardiographic guidance and assessment of percutaneous repair for mitral regurgitation with the Evalve MitraClip: lessons learned from EVEREST II. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:1131-40.
79. Lin BA, Forouhar AS, Pahlevan NM, Anastassiou CA, Grayburn PA, Thomas JD, et al. Color Doppler jet area overestimates regurgitant volume when multiple jets are present. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23: 993-1000.
80. Luigi M. Localization of mitral periprosthetic leaks by transesophageal echocardiography. *AJG* 1992;69:276-9.