A. SCHEUBLE
Centre Cardiologique du Nord,
SAINT-DENIS.

Pièges potentiels et limites dans la mesure de la PISA de l'IM

Depuis plus de 15 ans, la méthode PISA (Proximal Isovelocity Surface Area) est utilisée pour la quantification de l'insuffisance mitrale notamment. Elle utilise la zone de convergence visualisée en Doppler couleur.

Afin d'éviter des erreurs dans l'interprétation clinique des résultats, il convient d'effectuer une sélection rigoureuse des différents paramètres : mesure du rayon r en tenant compte des variations temporelles éventuelles de la PISA, sélection de la vitesse d'aliasing Va très inférieure à la vitesse maximale Vmax (en pratique entre 20 et 40 cm/s), et de s'assurer de l'absence de déformation trop importante de la zone de convergence.

L'apport de l'échocardiographie 3D devrait permettre de mieux préciser la morphologie de la zone de convergence et une étude plus fine de la "vena contracta".

Depuis plus de 15 ans, la méthode PISA (*Proximal Isovelocity Surface Area*) est utilisée pour la quantification des valvulopathies (quantification de l'insuffisance mitrale et de l'insuffisance aortique, détermination de la surface mitrale dans le rétrécissement mitral). Elle utilise la zone de convergence visualisée en Doppler couleur. Le but de cet article est de rappeler l'importance d'une sélection rigoureuse des différents paramètres qui vont être utilisés dans cette méthode et du respect des limites de la méthode pour permettre une interprétation critique des résultats.

BREF RAPPEL DE DYNAMIQUE DES FLUIDES

Un jet de régurgitation est composé de (***fig. 1***) :

- Une ***zone de convergence :*** elle se situe juste en amont de l'orifice. A ce niveau, le flux sanguin converge vers l'orifice selon une succession concentrique d'hémisphères d'isovitesse, appelée zone de convergence. Plus le flux sanguin se rapproche de l'orifice, plus la vitesse du flux au niveau de chaque hémisphère d'isovitesse s'accroît alors que le rayon de l'hémisphère diminue. La taille de la zone de convergence est proportionnelle au débit sanguin au niveau de l'orifice [1]. L'utilisation de la PISA suppose que la zone de convergence soit hémisphérique.

- Un ***jet central laminaire en forme de cône*** dont la base se situe au niveau de l'orifice et correspond au paramètre appelé "vena contracta". A ce niveau, les globules rouges ont la même vitesse, égale à la vitesse au niveau de l'orifice. La forme conique de cette zone s'explique par la survenue de turbulences au fur et à mesure du trajet du flux sanguin, liées à l'arrivée du flux dans un volume sanguin immobile,

- Des ***zones de turbulences en aval.***

L'étude de la zone de convergence, ou PISA, utilise le principe de continuité : au niveau de la zone de convergence, le débit calculé au niveau d'une hémi-

L'auteur a déclaré ne pas avoir de conflit d'intérêt concernant les données publiées dans cet article.

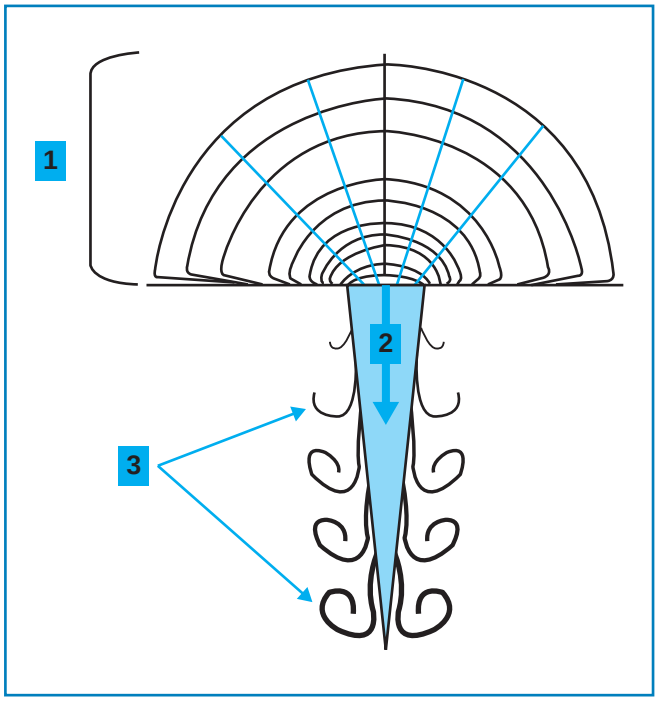


Fig. 1: *Schéma du flux de régurgitation.* ***1:*** *Zone de convergence;* ***2:*** *Jet central laminaire en forme de cône;* ***3:*** *Zones de turbulence. En bleu: trajet du flux sanguin. Modifié d'après Rodriguez* et al. Circulation Research, *1992; 70: 923-30 et Tribouilloy* et al. *In: Echocardiographie clinique de l'adulte, vol. 1, Ch. 1.7, p. 114.*

sphère d'isovitesse (Qc) est égal au débit sanguin au niveau de l'orifice (Qo) [2, 3]. Ainsi: Qc = Qo.

Le principe est de modifier la ligne de base de l'échelle de vitesse en Doppler couleur pour obtenir une hémisphère dont le rayon soit aisément mesurable. Sur cette hémisphère, tous les globules rouges ont la même vitesse, égale à la vitesse d'aliasing (ou limite de Nyquist = Va), donnée par l'échelle de vitesse. Le rayon (r) est mesuré entre l'orifice et le premier aliasing en Doppler couleur.

Au niveau d'une hémisphère: **$Qc = (2\pi r^2) \times Va$ (Formule 1)** avec r: rayon de l'hémisphère; Va: vitesse au niveau de l'hémisphère = vitesse d'aliasing.

Par ailleurs, il convient de mesurer le plus "simultanément" possible le rayon r et la vitesse du flux au niveau de l'orifice. La vitesse usuelle mesurée en Doppler continu au niveau de l'orifice est la vitesse maximale du flux (Vmax). Ainsi, Qo = SOR x Vmax, avec SOR: Surface de l'Orifice Regurgitant, Vmax: vitesse maximale du flux au niveau de l'orifice.

Et donc, puisque Qo = Qc, on peut déduire: **$SOR = (2\pi r^2) \times Va/Vmax$ (Formule 2).**

Il convient de s'aider de l'usage du zoom, de réduire au maximum la largeur et la profondeur du faisceau Doppler couleur pour augmenter la cadence image et la résolution.

L'analyse des paramètres des formules 1 et 2 explique les sources d'erreur dans l'utilisation de la PISA: mesure de r, valeur de Va, rapport Va/Vmax, mais aussi aspect de la zone de convergence.

ERREURS DANS LA MESURE DE R

Comme le montrent les formules 1 et 2, **toute erreur dans la mesure de r est portée au carré** dans la mesure de Qc et de la SOR. La mesure de r peut être rendue difficile dans certaines insuffisances mitrales, où la PISA présente des **variations "temporelles"** (***fig. 2***):

- ***Dans le prolapsus mitral,*** Enriquez-Sarano a montré que l'augmentation de la SOR est holosystolique, avec un maximum en télésystole, alors que le volume régurgité n'augmente que jusqu'en mésosystole, puis diminue en télésystol secondairement à la diminution du gradient ventriculo-auriculaire (comme en témoigne la diminution de la vitesse de régurgitation) [4]. Ainsi, le volume régurgité maximal est contemporain de la vitesse régurgitée maximale et précède la surface régurgitée maximale. En revanche, le débit régurgité maximal est obtenu en télésystole lorsque la surface régurgitée est maximale. Dans cette situation, la mesure simultanée du rayon r et de la Vmax pour la PISA apparaît difficile, avec un risque notamment de surestimation importante de l'importance de l'IM lorsque le rayon r de la zone de convergence est mesuré en télésystole. Certaines équipes ont proposé de calculer un

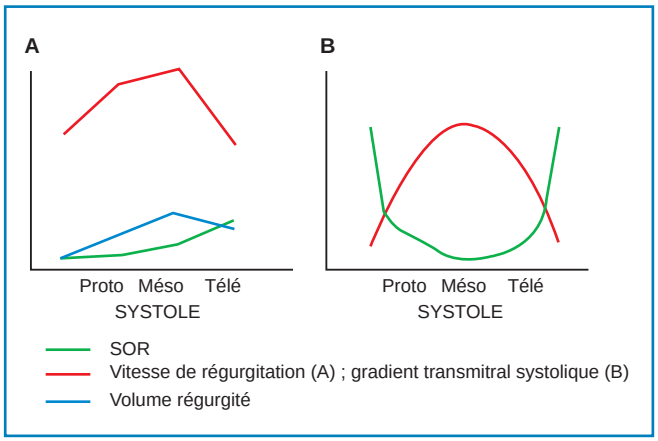


Fig. 2: *Variations temporelles de la PISA:* ***A:*** *Insuffisance mitrale par prolapsus. D'après Enriquez-Sarano* et al. Circulation, *1995; 92: 2951-8.* ***B:*** *Insuffisance mitrale fonctionnelle. D'après Hung* et al. J Am Coll Cardiol, *1999; 33: 538-45.*

rayon r "moyen" à partir de 4 rayons r mesurés successivement au cours de la même systole [4]. En pratique, une bonne corrélation avec le Doppler quantitatif est obtenu en mesurant le rayon r de la zone de convergence mesuré lors de la Vmax du flux régurgitant [1, 4].

• ***Dans l'insuffisance mitrale fonctionnelle*** (cardiomyopathie dilatée avec dysfonction ventriculaire gauche), la SOR est inversement proportionnelle au gradient transmitral, avec un aspect biphasique : maximale en proto- et télésystole. Cela peut s'expliquer par le défaut de coaptation centrale lié à la traction exercée sur les feuillets mitraux par les muscles papillaires du fait de la dilatation ventriculaire gauche [5]. Dans ce cas, seule l'élévation de la pression intraventriculaire gauche systolique (reflétée par la mesure du gradient transmitral) permet la fermeture de la valve mitrale, et inversement, sa diminution fait réapparaître la fuite mitrale [5].

ERREURS DANS LA MESURE DE VA ET IMPORTANCE DU CHOIX DU RAPPORT VA/VMAX

Les surfaces d'isovitesse ne sont hémisphériques qu'à une certaine distance de l'orifice ; inversement, elles s'aplatissent plus on se rapproche de l'orifice (**pour un rayon r inférieur au double du diamètre de l'orifice**) (***fig. 1***). Il convient donc de sélectionner une Va permettant d'obtenir une zone de convergence la plus hémisphérique possible.

Par ailleurs, **le rapport de débit (Qc/Qo) est inversement proportionnel au rapport (Va/Vmax)** [6]. Pour que Qc/Qo tende vers 1, le rapport Va/Vmax doit tendre vers 0 et donc **Va doit être choisie très inférieure à Vmax** (***fig. 3***).

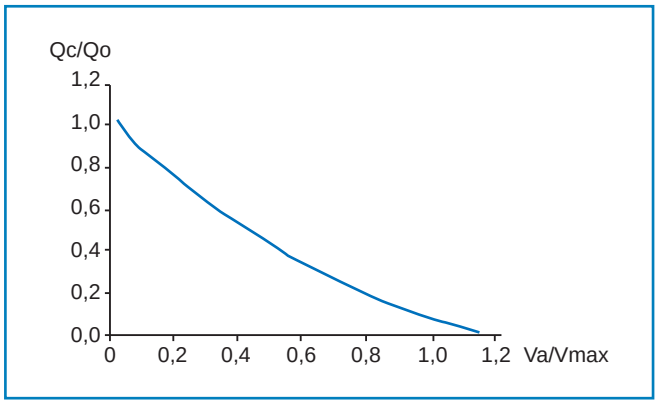


Fig. 3 : *Relation entre Qc/Qo et Va/Vmax (d'après Rodriguez* et al. Circulation Research, *1992 ; 70 : 923-30). Qc : débit calculé au niveau d'une hémisphère d'isovitesse ; Qo : débit sanguin au niveau de l'orifice ; Va : vitesse d'aliasing ; Vmax : vitesse au niveau de l'hémisphère (= vitesse d'aliasing).*

POINTS FORTS

- **Toute erreur dans la mesure de r est portée au carré dans la mesure de Qc et de la SOR.**
- **Vérifier l'absence de variations temporelles de la PISA.**
- **Choisir une Va entre 20 et 40 cm/s, très inférieure à Vmax (Va/Vmax < 10 % dans tous les cas).**
- **Vérifier la forme de la zone de convergence (si forme en hémisphère tronquée ou hémi-ellipse : possible correction angulaire).**

• Ainsi, ***si Va est choisie très inférieure à Vmax***, le rapport Va/Vmax est très inférieur à 1, Qc est un bon reflet de Qo puisque le rapport Qc/Qo tend vers 1. Il faut cependant mettre en garde contre le choix d'une Va trop basse qui peut entraîner un étirement de l'hémisphère, et donc une surestimation de r et de Qc.

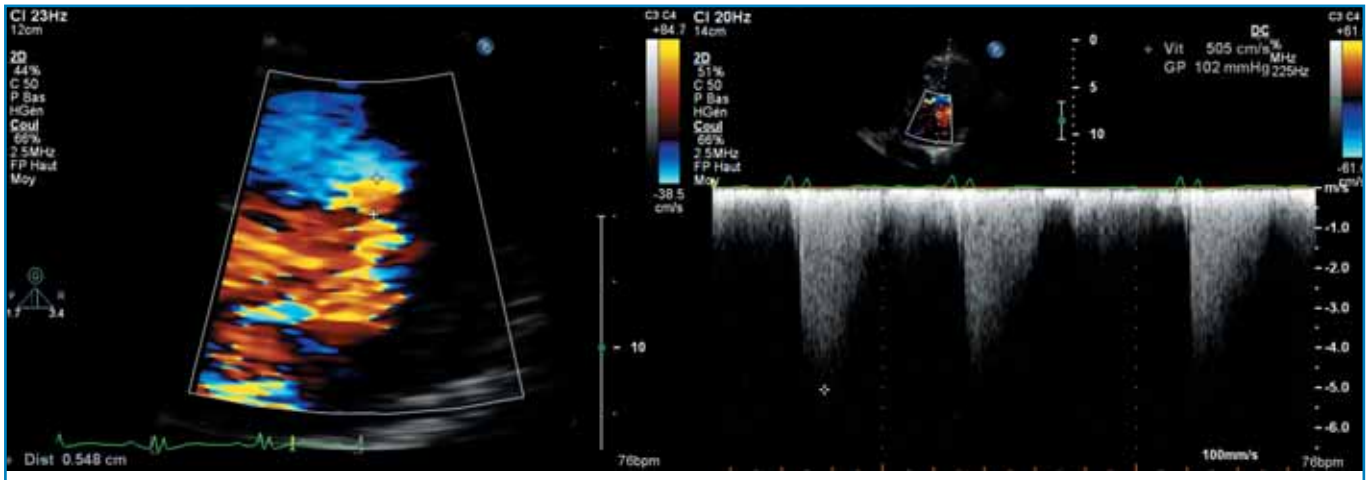
• En revanche, ***si Va est trop élevée,*** la zone de convergence est aplatie, r est sous-estimé, le rapport Va/Vmax tend vers 1, alors que Qc/Qo devient très inférieur à 1, témoignant d'une sous-estimation de Qc par rapport à Qo proportionnelle à l'augmentation du rapport Va/Vmax (et donc de l'augmentation de Va). Il est possible de la corriger en multipliant le débit instantané calculé par le rapport Vmax/(Vmax-Va) [6]. Ainsi, **$Qc = (2\pi r^2) \times Va \times [Vmax/(Vmax-Va)]$.**

Il est usuel de choisir une vitesse d'aliasing (Va) inférieure à 10 % de la vitesse maximale du flux étudié (Vmax). Dans ce cas, le rapport Vmax/(Vmax-Va) est proche de 1 et peut donc être négligé. En pratique, il convient de **choisir une Va entre 20 et 40 cm/s,** pour laquelle on peut considérer la zone de convergence hémisphérique [1].

GEOMETRIE DE L'ORIFICE ET PHENOMENES DE CONFINEMENT DE LA ZONE DE CONVERGENCE

La forme de l'orifice pourrait également affecter la mesure du débit et de la surface de l'orifice. En effet, il est possible d'imaginer que si la forme de l'orifice n'est pas complétement circulaire, les surfaces d'isovitesse peuvent être déformées. En fait, si la vitesse d'aliasing choisie est très inférieure par rapport à la vitesse maximale au niveau de l'orifice, la géométrie de l'orifice n'affecte pas significativement la mesure du débit.

Une limite plus difficile à contourner est le retentissement de structures non planes autour de l'orifice, pouvant entraîner une distorsion des surfaces d'isovitesse à proximité de l'orifice. Ce



Qc = (2π r²) × Va × (angle α/ 180)
= 2π × (0,55)² × 38 × (140/180) **SOR** = Qc / Vmax = 56/505 **= 0,11 cm²** *Va/Vmax = 38/505 = 0,07*
= 56 cm³/s

Fig. 4: *Méthode PISA appliquée à une insuffisance mitrale par prolapsus du feuillet postérieur avec déformation de la zone de convergence. Calcul du débit régurgité (Qc) avec facteur de correction d'angle α (140°) et de la SOR; Va: vitesse d'aliasing. Noter que Va/Vmax est inférieur à 10 % (7 %).*

phénomène est particulièrement observé dans **l'insuffisance mitrale par prolapsus du feuillet postérieur mitral** où la zone de convergence adopte une forme en **hémisphère tronquée ou hémi-ellipse,** secondaire aux contraintes engendrées par la paroi ventriculaire, avec un risque de surestimation de la régurgitation [7]. Si la déformation est mineure, il est possible d'effectuer une correction angulaire en mesurant l'angle α formé par la zone de convergence ou l'orifice lui-même, puis en multipliant le débit calculé par le rapport (angle α/180) [8] (***fig. 4***). Ainsi, **Qc = Qc = (2π r²) × Va × (angle α/180).**

Le développement de la modalité 3D sur les échographes actuels devrait permettre de mieux préciser la géométrie de l'orifice régurgitant. Certains ont proposé de mesurer directement la SOR après acquisition 3D et découpe par plan ("plane-cropping") jusqu'au plan où la surface du jet régurgitant est minimale [9]. Dans ce travail, cette mesure "directe" de la surface de l'orifice régurgitant semble bien corrélée à celle obtenue par mesure quantitative Doppler 2D et celle obtenue avec la PISA en 2D. Plus intéressant, chez les patients dont la forme de l'orifice régurgitant

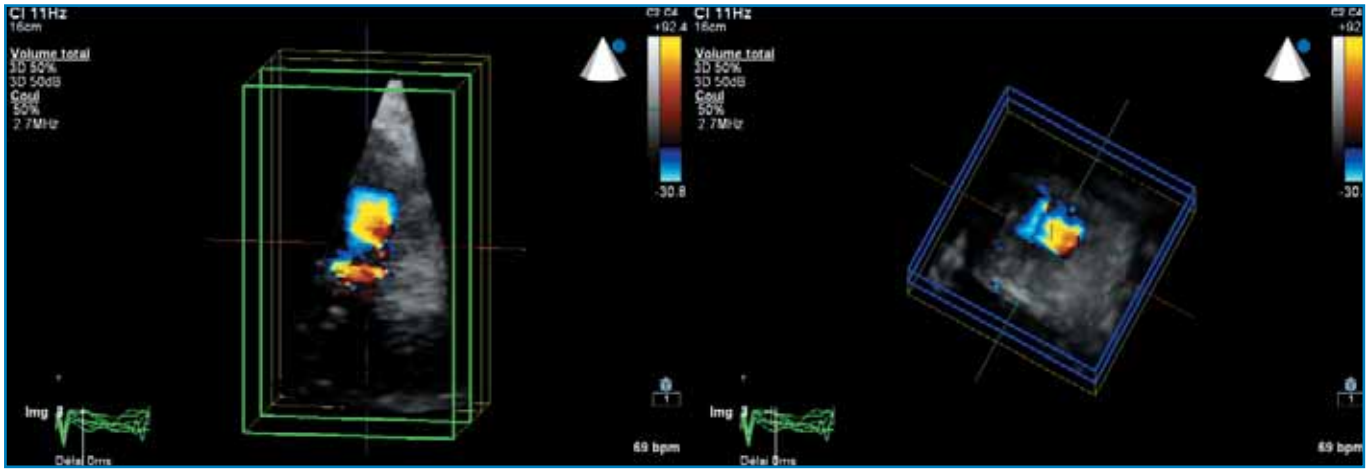


Fig. 5: *Exemple d'insuffisance mitrale avec PISA obtenue par ETO 3D. Acquisition 3D et découpe par plan ("plane-cropping"). A gauche: vue sagittale; à droite: vue de dessus.*

apparaît elliptique, la mesure obtenue par PISA en bidimensionnel sous-estime la surface de l'orifice régurgitant, alors que celle mesurée par planimétrie 3D apparaît bien corrélée avec la mesure quantitative obtenue par Doppler 2D [9] (***fig. 5***). Les limites de cette technique semblent être la difficulté d'acquisition (7 cycles consécutifs sont nécessaires, sans modification du plan de coupe…) et le post-traitement d'image (détermination manuelle des plans de coupe ou "cropping").

Enfin, l'analyse de l'anatomie mitrale en ETO 3D, notamment en cas de prolapsus, semblerait utile pour préciser la forme de l'orifice régurgitant, voire aider à la quantification de la fuite mitrale [10].

CONCLUSION

L'intérêt de la PISA dans l'évaluation d'une régurgitation mitrale n'est plus à démontrer. L'aspect routinier de cette évaluation ne doit pas faire oublier les limites de la technique, rappelées dans cet article, et les moyens éventuels de les dépasser.

Il est probable que l'apport de l'échocardiographie 3D devrait apporter de nouvelles voies dans la quantification de l'IM par une analyse plus approfondie de la PISA et notamment de la forme de la zone de convergence, ou de l'analyse d'un autre paramètre physiologique, la "vena contracta".

Bibliographie

1. Tribouilloy C, Avierinos J-F. PISA : principes, modalités et applications ; *In :* Echocardiographie clinique de l'adulte. Abergel E, Cohen A, Guéret P, Roudaut R, Editions Estem 2003.

2. Recusani F, Bargiggia GS, Yoganathan AP, Raisaro A, Valdes-Cruz LM, Sung HW, Bertucci C, Gallati M, Moises VA, Simpson IA *et al*. A new method for quantification of regurgitant flow rate using color Doppler flow imaging of the flow convergence region proximal to a discrete orifice. An in vitro study. *Circulation*, 1991 ; 83 : 594-604.

3. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, Recusani F, Raisaro A, De Servi S, Valdes-Cruz LM, Montemartini C. A new method for quantitation of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice. *Circulation*, 1991 ; 84 : 1481-9.

4. Enriquez-Sarano M, Sinak LJ, Tajik AJ, Bailey KR, Seward JB. Changes in effective regurgitant orifice throughout systole in patients with mitral valve prolapse. A clinical study using the proximal isovelocity surface area method. *Circulation*, 1995 ; 92 : 2951-8.

5. Hung J, Otsuji Y, Handschumacher MD, Schwammenthal E, Levine RA. Mechanism of dynamic regurgitant orifice area variation in functional mitral regurgitation : physiologic insights from the proximal flow convergence technique. *J Am Coll Cardiol*, 1999 ; 33 : 538-45.

6. Rodriguez L, Anconina J, Flachskampf FA, Weyman AE, Levine RA, Thomas JD. Impact of finite orifice size on proximal flow convergence. Implications for Doppler quantification of valvular regurgitation. *Circ Res*, 1992 ; 70 : 923-30.

7. Enriquez-Sarano M, Miller FA, Hayes SN, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Effective mitral regurgitant orifice area : clinical use and pitfalls of the proximal isovelocity surface area method. *J Am Coll Cardiol*, 1995 ; 25 : 703-9.

8. Pu M, Vandervoort PM, Griffin BP, Leung DY, Stewart WJ, Cosgrove DM, 3rd, Thomas JD. Quantification of mitral regurgitation by the proximal convergence method using transesophageal echocardiography. Clinical validation of a geometric correction for proximal flow constraint. *Circulation*, 1995 ; 92 : 2169-77.

9. Iwakura K, Ito H, Kawano S, Okamura A, Kurotobi T, Date M, Inoue K, Fujii K. Comparison of orifice area by transthoracic three-dimensional Doppler echocardiography versus proximal isovelocity surface area (PISA) method for assessment of mitral regurgitation. *Am J Cardiol*, 2006 ; 97 : 1630-7.

10. Delabays A, Jeanrenaud X, Chassot PG, Von Segesser LK, Kappenberger L. Localization and quantification of mitral valve prolapse using three-dimensional echocardiography. *Eur J Echocardiogr*, 2004 ; 5 : 422-9.