

## Quantification des régurgitations valvulaires par la méthode de la zone de convergence

● C. Tribouilloy\*

### Points forts

- La méthode de la zone de convergence peut être utilisée pour quantifier les insuffisances mitrale, aortique et tricuspide.
- Elle nécessite un apprentissage relativement court et peut être utilisée en présence d'une AC/FA ou d'une sténose associée.
- Elle repose sur la mesure du débit au niveau d'un hémisphère d'isovitesse et permet de calculer la surface de l'orifice régurgitant (SOR) et le volume régurgité (VR) par battement par l'application du principe de continuité.
- Une SOR > 35-40 mm<sup>2</sup> et un VR > 50-60 ml sont en faveur d'une insuffisance mitrale sévère.
- Une SOR > 25-30 mm<sup>2</sup> et un VR > 50-60 ml sont en faveur d'une insuffisance aortique sévère.
- Une SOR > 40 mm<sup>2</sup> est en faveur d'une insuffisance tricuspide sévère.

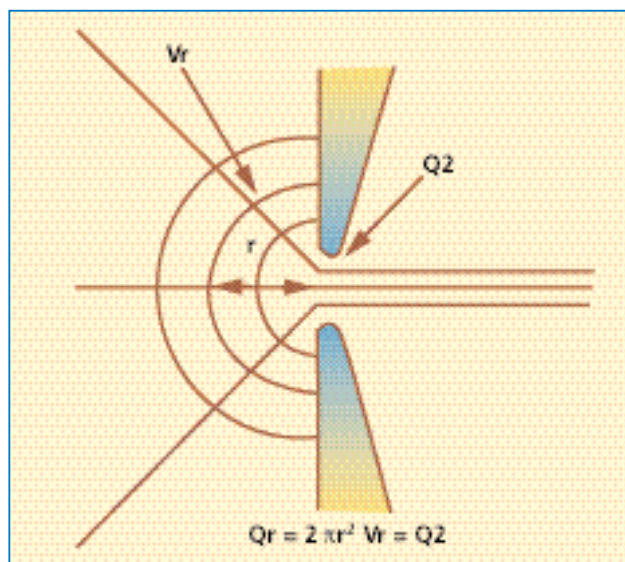
**Mots-clés :** Cardiopathie valvulaire - Régurgitation - Quantification - Zone de convergence.

**D**e nombreux travaux in vitro et in vivo ont récemment souligné l'intérêt de la zone de convergence (ZC), ou PISA des auteurs anglo-saxons (*Proximal Isovelocity Surface Area*), dans la quantification des régurgitations valvulaires. Cette méthode, surtout utilisée pour quantifier les insuffisances mitrales (IM) (1-5), est aussi fiable pour apprécier

la sévérité d'une insuffisance aortique (IA) (6) ou d'une insuffisance tricuspide (IT) (7).

### STRUCTURE DE LA ZONE DE CONVERGENCE

La ZC des courants sanguins est localisée avant le passage des globules rouges dans l'orifice valvulaire fuyant. Cette zone est située sur le versant ventriculaire de l'orifice régurgitant d'une IM ou d'une IT et sur le versant aortique d'une IA. Elle est schématiquement constituée par une succession d'hémisphères concentriques, centrés autour de l'orifice régurgitant, à rayons décroissants, correspondant à des vitesses de plus en plus élevées des globules rouges au fur et à mesure que l'on s'approche de l'orifice (*figure 1*). Sur un hémisphère donné, les globules rouges ont tous la même vitesse (hémisphère d'isovitesse). Plus les globules se rapprochent de l'orifice, plus le rayon  $r$  et la surface  $S_r$  de l'hémisphère considéré seront petits, et plus la vitesse  $V_r$  des hématies sera élevée. Le produit  $S_r \times V_r$  demeure constant au niveau de tous les hémisphères d'isovitesse.



**Figure 1.** Principe du calcul du débit régurgité par l'étude de la zone de convergence. On suppose les zones d'isovitesse hémisphériques. Connaissant le rayon  $r$  et la vitesse  $V_r$  d'une zone d'isovitesse, on calcule le débit régurgité  $Q_r$  à son niveau, qui est théoriquement égal, par application du principe de continuité, au débit au niveau de l'orifice régurgitant ( $Q_r = 2 \pi r^2 \times V_r$ ).

\* CHU Sud, Amiens.

**PRINCIPE DU CALCUL DE LA SURFACE DE L'ORIFICE RÉGURGITANT ET DU VOLUME RÉGURGITÉ**

La méthode dite de la zone de convergence repose sur la mesure du débit au niveau d'un hémisphère d'isovitesse, visualisé à l'aide du doppler couleur. Par application du principe de continuité, on considère que le débit au niveau de chaque hémisphère d'isovitesse est identique et égal au débit sanguin au niveau de l'orifice régurgitant. En pratique, on obtient le débit Q au niveau d'un hémisphère d'isovitesse à partir de la détermination de la surface S de l'hémisphère et de la vitesse V des hématies à ce niveau ( $Q = S \times V$ ).

On calcule la surface S de l'hémisphère par la formule classique :  $S = 2 \pi r^2$ , où r est le rayon de l'hémisphère ; r est mesuré sur l'image doppler couleur. Il correspond à la distance séparant l'orifice régurgitant et le premier aliasing sur image doppler couleur. On connaît par ailleurs la vitesse Va au niveau de cet hémisphère, qui correspond à la limite de Nyquist, fournie par l'appareil et visible sur l'écran. Il est indispensable de déplacer vers le bas (IM, IT) ou vers le haut (IA), selon la direction du jet analysé, la ligne de base de la limite de Nyquist pour optimiser la visualisation de la ZC, ce qui est possible sur la plupart des appareils (figure 2). Plus la régurgitation est modérée, plus il est nécessaire de déplacer la ligne de base de la limite de Nyquist pour visualiser la ZC.

**1. Le débit instantané Q** au niveau de l'hémisphère considéré est égal au produit de la surface S par la vitesse Va des globules rouges sur cet hémisphère (figure 3) :

$$Q = 2 \pi r^2 \times Va.$$

**2. La surface de l'orifice régurgitant (SOR)** est ensuite calculée à partir du débit instantané régurgité Q. Selon la loi de conservation de masse, le débit Q au niveau de la ZC est égal au débit au niveau de l'orifice régurgitant (produit de SOR par la vitesse V du flux régurgité), d'où :

$$Q = SOR \times V.$$

SOR est donc égale au débit Q divisé par la vitesse V de la régurgitation au temps correspondant captée en doppler continu (figures 3 et 4) :

$$SOR = Q/V.$$

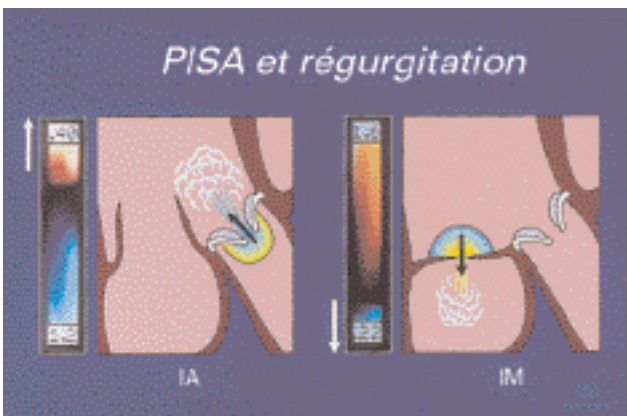


Figure 2. La ligne de base de la limite de Nyquist est déplacée vers le bas pour l'insuffisance mitrale ou l'insuffisance tricuspide et vers le haut pour l'insuffisance aortique.

**3. Le volume régurgité par battement (VR)** est ensuite calculé en multipliant SOR par l'intégrale temps-vitesse (ITV) du flux de la régurgitation capté en doppler continu (figures 3 et 4) :

$$VR = SOR \times ITV.$$

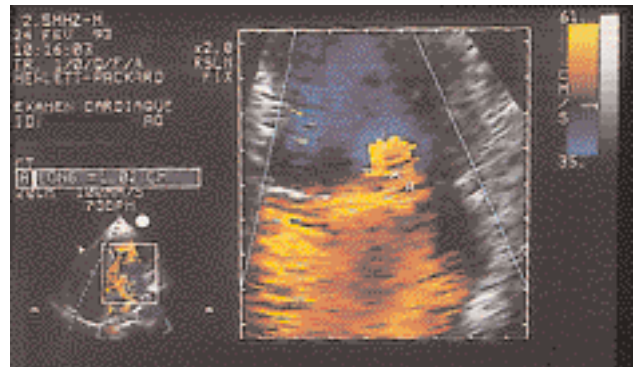


Figure 3. Zone de convergence d'une insuffisance mitrale en incidence apicale 4 cavités. Le rayon r est mesuré à 10 mm pour une limite de Nyquist de 35 cm/s (cette vitesse est affichée en haut et à droite de l'écran). Le débit instantané régurgité en mésosystole est égal à 219 ml/s ( $Q = 2 \pi r^2 \times Vr$ ). La vitesse maximale de l'insuffisance mitrale est de 571 cm/s, et l'ITV de 149 cm. La surface de l'orifice régurgitant est calculée à 0,38 cm<sup>2</sup> (219 ml/s/571cm/s) et le volume régurgité par battement à 56,6 ml (0,38 cm<sup>2</sup> x 149 cm).

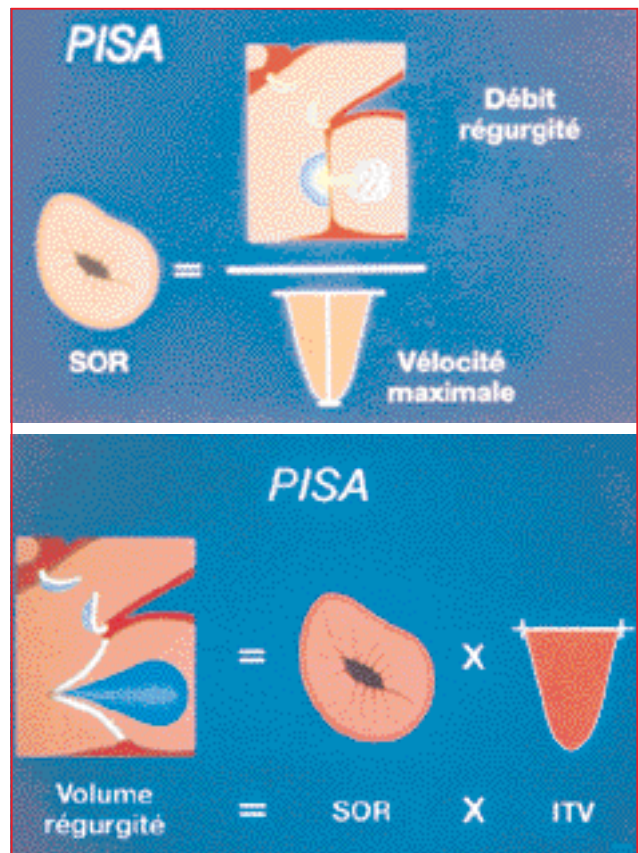


Figure 4. Principe du calcul de la surface de l'orifice régurgitant et du volume régurgité d'une IM par la PISA.



## LIMITES

La zone d'isovitesse n'est vraiment hémisphérique que si l'orifice régurgitant est circulaire et localisé dans un plan, ce qui est loin d'être toujours le cas dans les valvulopathies. De nombreux travaux ont analysé les conditions de validité et les limites de la méthode. Ces dernières sont en pratique liées principalement au choix de la vitesse d'aliasing, à la mesure et aux variations du rayon  $r$  au cours du cycle cardiaque, et à la géométrie de l'orifice valvulaire et aux phénomènes de confinement par des structures adjacentes de la ZC. *Malgré ces limites, d'excellentes corrélations entre les paramètres quantitatifs issus de la méthode de la ZC et les grades angiographiques, la fraction de régurgitation, le VR et la SOR évalués par d'autres méthodes ont été rapportés (1-7).*

### Vitesse d'aliasing

Il existe une perte du caractère hémisphérique de la ZC en doppler couleur à proximité de l'orifice valvulaire avec une tendance à l'aplatissement des surfaces d'isovitesse (4, 8). L'utilisation d'une vitesse d'aliasing élevée peut conduire à visualiser une surface d'isovitesse "aplatie" et à sous-estimer la surface de la ZC, supposée hémisphérique, calculée à partir du rayon  $r$ . La vitesse d'aliasing idéale pour obtenir une ZC hémisphérique est liée à la vitesse maximale du flux régurgité. Un travail in vitro a montré que cette sous-estimation est systématique pour des valeurs de vitesse d'aliasing trop élevées, et qu'elle peut être corrigée en multipliant le débit instantané par le rapport  $V_{max}/(V_{max} - V_a)$ , où  $V_{max}$  correspond à la vitesse du flux étudié et  $V_a$  à la vitesse d'aliasing (8). En pratique, il faut vérifier systématiquement que la vitesse d'aliasing sélectionnée est inférieure à 10 % (ou, mieux, à 5 %) de la vitesse du flux étudié car, dans ce cas, le rapport  $V_{max}/(V_{max} - V_a)$  est proche de 1 (5). Ce facteur de correction peut alors être négligé, ce qui est habituellement possible en sélectionnant des vitesses d'aliasing comprises entre 20 et 40 cm/s, qui permettent d'obtenir une  $V_a$  inférieure à 10 % de la  $V_{max}$ . Inversement, une vitesse d'aliasing trop basse entraîne un "allongement" de la zone d'isovitesse et peut conduire à une surestimation de la SOR (3).

### Le rayon $r$

La mesure du rayon  $r$  est parfois techniquement difficile en raison d'une mauvaise définition du plan de l'orifice régurgitant ou de patients peu échogènes. Le rayon  $r$  doit être soigneusement évalué car toute erreur est portée au carré lors du calcul de la surface d'isovitesse. Pour limiter le risque d'erreur, on utilise systématiquement le zoom et l'on réduit au maximum la largeur du secteur couleur. Le choix de la vitesse d'aliasing est optimisé et une moyenne d'un minimum de cinq mesures successives de  $r$  est effectuée. Par ailleurs, il peut exister des variations de  $r$  au cours du cycle cardiaque qui correspondent à de réelles variations de débit dans l'orifice valvulaire régurgitant (9, 10). C'est le cas de certains prolapsus valvulaires, où, d'ailleurs, l'intensité du souffle à l'auscultation se majore en mésotélésystole ou télésystole. Pour chaque valvulopathie, des recommandations spécifiques sont faites pour la mesure de  $r$ , que l'on effectue à un temps précis de la systole ou de la diastole, grossièrement synchrones du pic de vitesse du flux de la régurgitation analysée.

### Géométrie de l'orifice valvulaire et phénomènes de confinement

La géométrie de l'orifice valvulaire peut conduire à une déformation de la ZC, comme dans certaines IT (7) ou IA (6), où les valves ont un aspect en entonnoir inversé (figures 5 et 6). La ZC de la régurgitation devient plus grande qu'un hémisphère, et l'application de la simple formule de l'hémisphère conduit alors à une sous-estimation de la régurgitation (ZC "plus large" qu'un hémisphère). Par ailleurs, des contraintes engendrées par le mur ventriculaire, comme dans certaines IM par prolapsus du feuillet postérieur, peuvent aboutir à une ZC ayant la forme d'un hémisphère tronqué ou d'un héli-ellipse (11). Il en résulte une surestimation de la sévérité de la régurgitation (ZC = hémisphère tronqué).

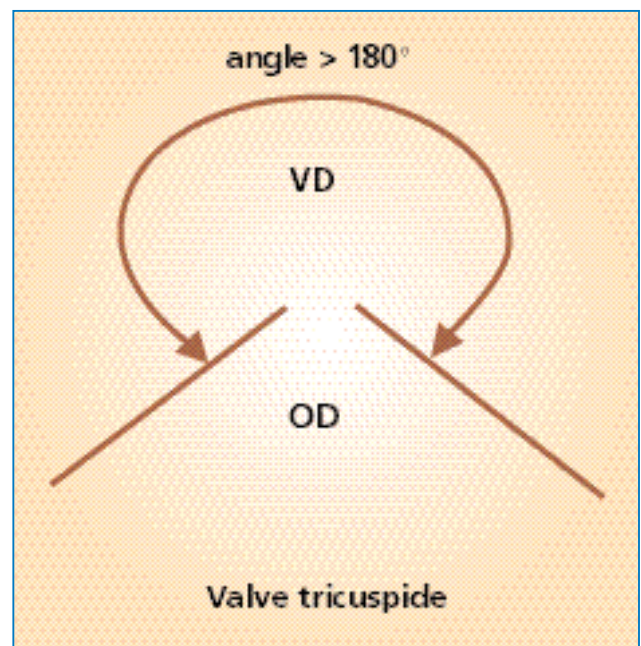


Figure 5. Aspect en entonnoir inversé de la valve tricuspide. Dans ce cas, la zone de convergence est plus large qu'un hémisphère et l'angle  $\alpha$  supérieur à  $180^\circ$ .

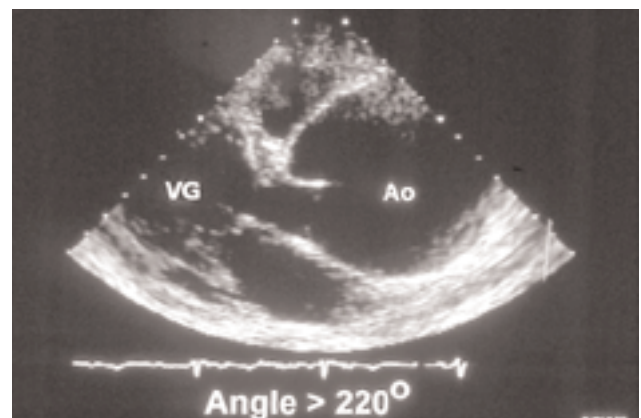


Figure 6. Exemple de maladie annulo-ectasiante : géométrie particulière des sigmoïdes aortiques en diastole, qui demeurent en position semi-ouverte.

Dans ces deux situations, on peut mesurer l'angle alpha délimité par les feuillets valvulaires (ou l'angle de la ZC) avec un rapporteur pour effectuer une correction angulaire en multipliant le débit calculé selon la formule habituelle, par le rapport de l'angle alpha sur 180 (7, 11). En pratique, il faut donc vérifier que la forme de la ZC est satisfaisante, grossièrement hémisphérique et symétrique, non déformée par la géométrie valvulaire ou par une compression des structures adjacentes. Dans le cas contraire, une correction angulaire est proposée, mais il est parfois sage de renoncer à appliquer la méthode devant les difficultés à mesurer l'angle formé par la ZC.

### APPLICATIONS À LA QUANTIFICATION

Les déterminations de la SOR et du VR dans l'insuffisance mitrale, l'insuffisance aortique et l'insuffisance tricuspide sont basées sur les formules détaillées dans le paragraphe "Principe du calcul...". Ces calculs nécessitent uniquement la mesure du rayon  $r$  de l'hémisphère d'isovitesse définie par le premier aliasing, de la vitesse maximale et de l'ITV du flux régurgité. On déplace vers le bas, pour les IM et les IT, et vers le haut pour les IA, la ligne de base de la limite de Nyquist pour optimiser la visualisation de la ZC (figure 2, p. 24). On sélectionne des valeurs de  $V_a$  comprises entre 20 et 40 cm/s, en s'assurant que  $V_a$  est inférieure à 10 % de la vitesse maximale de la régurgitation (5, 8) afin d'éviter un risque de sous-estimation du débit régurgitant qui nécessiterait l'utilisation d'un facteur de correction  $[V_{max}/(V_{max} - V_a)]$  et compliquerait donc la méthode.

#### Insuffisance mitrale

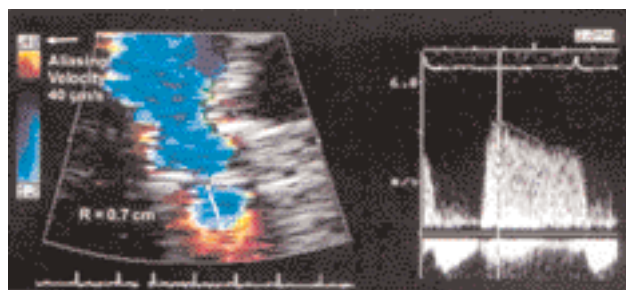
En présence d'une insuffisance mitrale, on visualise en général facilement la ZC, qui apparaît grossièrement hémisphérique. On utilise dans la majorité des cas la coupe apicale (figure 3, p. 24). On mesure le rayon  $r$  en mésosystole (passage de la couleur bleue à la couleur jaune orangé) (4, 5). La visualisation du plan de l'orifice régurgitant peut être facilitée par la suppression du codage couleur de l'image gelée sur l'écran, possibilité offerte par la majorité des machines. La vitesse maximale et l'ITV de l'IM sont déterminées à partir du flux d'IM capté en doppler continu. **Une SOR > 35-40 mm<sup>2</sup> et un VR > 50-60 ml témoignent d'une IM sévère.**

Des surestimations importantes de la SOR et du VR sont rapportées en présence d'un prolapsus quand le rayon de la ZC est mesuré en télésystole (9, 10). Dans le travail d'Enriquez-Sarano et al., la SOR chez 42 patients porteurs d'un prolapsus valvulaire mitral augmente au cours de la systole :  $32 \pm 24$  mm<sup>2</sup> en protosystole,  $41 \pm 27$  mm<sup>2</sup> en mésosystole,  $55 \pm 30$  mm<sup>2</sup> en mésotélésystole et  $107 \pm 66$  mm<sup>2</sup> en télésystole (9). En pratique clinique, une mesure du rayon de la ZC en bidimensionnel en mésosystole donne de bons résultats. Nous utilisons peu le mode M couleur pour mesurer ce rayon en raison des difficultés rencontrées pour repérer le plan de l'orifice régurgitant et des mouvements latéraux du cœur pendant la systole, qui perturbent le tir TM. L'intérêt du mode M couleur serait de tenter de prendre en compte les variations du débit instantané régurgité au cours de la systole. Quatre mesures successives du rayon sur une même systole sont alors effectuées sur une image TM pour calculer une moyenne.

On peut aussi diviser la surface de la zone de convergence par sa durée pour obtenir le véritable rayon moyen. L'idéal est de réaliser l'intégration des débits instantanés régurgités tout au long de la systole à l'aide d'un programme informatique (10).

#### Insuffisance aortique

À partir de l'incidence apicale grand axe, après avoir déplacé la ligne de base de la limite de Nyquist vers le haut, et en l'absence de calcifications valvulaires importantes, on visualise relativement facilement la ZC, qui apparaît grossièrement hémisphérique (figure 7). On détermine le rayon  $r$  en protodiastole, c'est-à-dire la distance séparant l'orifice régurgitant (plan des sigmoïdes aortiques) et le premier aliasing sur l'image couleur (passage du rouge orangé au bleu) (6, 12).



**Figure 7.** Coupe apicale grand axe : visualisation de la zone de convergence de l'insuffisance aortique ( $r = 0,7$  cm). La limite de Nyquist est abaissée à 40 cm/s (en haut et à gauche de l'écran). Le débit instantané régurgité mesuré en protodiastole est de 123 ml ( $2 \pi \times 0,7^2 \times 40$ ). La vitesse maximale de l'insuffisance aortique en protodiastole est de 450 cm/s et l'ITV de 240 cm. La surface de l'orifice régurgitant est calculée à  $0,27$  cm<sup>2</sup> et le volume régurgité par battement à 65 ml.

**Une SOR > 25-30 mm<sup>2</sup> et un VR > 50-60 ml sont en faveur d'une IA sévère de FR > 50 % (6).** L'existence de variations significatives de la surface de l'orifice régurgitant dans l'IA au cours de la diastole est encore discutée. Néanmoins, si elles existent, elles sont beaucoup moins importantes que celles rencontrées dans les prolapsus valvulaires mitraux. Ainsi, la SOR mesurée en protodiastole serait un bon reflet de la surface moyenne de l'orifice régurgitant pour l'IA. Chez une minorité de patients atteints d'une maladie annulo-ectasiante ou de Marfan, les sigmoïdes aortiques ont une géométrie particulière en diastole, en forme d'entonnoir inversé (figure 6). Cette géométrie particulière des sigmoïdes est liée à la présence d'une dilatation anévrysmale de l'aorte ascendante touchant les sinus de Valsalva (diamètre excédant 50 mm) et expose à un risque de sous-estimation du débit et de la surface de l'orifice régurgitant (6). En effet, dans ces conditions, la surface d'isovitesse est plus grande qu'un hémisphère. Il est alors licite, dans notre expérience, de renoncer à l'utilisation de cette méthode plutôt que d'effectuer une correction angulaire hasardeuse (6).

#### Insuffisance tricuspide

La zone de convergence de l'insuffisance tricuspide est facilement visualisée à partir des incidences apicale ou parasternale gauche petit axe, centrées sur l'orifice tricuspide (figure 8). Pour

.../...

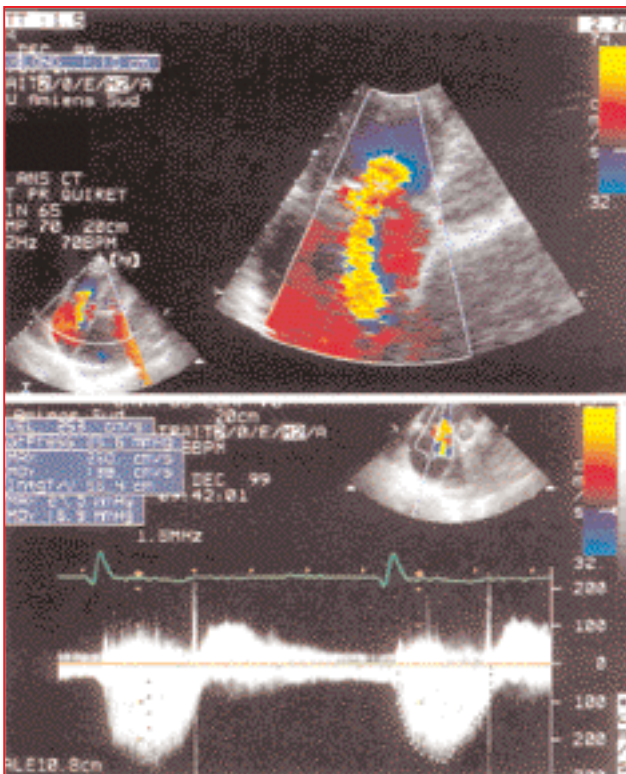






.../...

l'IT, comme pour l'IM, le rayon r est mesuré en **mésosystole** (7, 13). Plusieurs mesures du rayon r sont effectuées puis moyennées, d'autant plus que l'on note des variations significatives de r en inspiration et en expiration liées à des modifications importantes du volume régurgité lors du cycle respiratoire (14). **Une surface de l'orifice régurgitant supérieure à 40 mm<sup>2</sup> est en faveur d'une IT sévère (13).** Un VR supérieur à 40 ml plaide pour une IT sévère, mais ce volume régurgité est étroitement dépendant du gradient ventriculo-auriculaire, dont la valeur est beaucoup plus variable d'un patient à l'autre dans l'IT que dans l'IM ou l'IA.



**Figure 8.** Coupe apicale : visualisation de la zone de convergence d'une insuffisance tricuspide de grade 4. Le rayon r est mesuré à 1,1 cm, la vitesse maximale de l'IT à 250 cm/s, et l'ITV à 66 cm. Le débit régurgité en mésosystole, la surface de l'orifice régurgitant et le volume régurgité sont calculés à 243 ml, 0,97 cm<sup>2</sup> et 64 ml.

Les deux facteurs de correction détaillés dans le paragraphe "Limites" [ $\alpha/180$  et  $V_{max}/(V_{max} - V_a)$ ] ont été initialement proposés pour l'IT. Le calcul du débit régurgité Q devient alors plus complexe :

$$Q = 2 \pi r^2 \times V_a \times (\alpha/180) \times (V_{max} \text{ IT} / V_{max} \text{ IT} - V_a)$$

Si une vitesse d'aliasing  $V_a$  supérieure à 10 % de la vitesse maximale de l'IT nécessite de multiplier le débit régurgité par le rapport  $V_{max} \text{ IT} / V_{max} \text{ IT} - V_a$ , un choix judicieux de la vitesse d'aliasing (< 10 % de  $V_{max}$ ), sans toutefois descendre en dessous de 20 cm/s, rend cette correction inutile (8). Le facteur de correction  $\alpha/180$  est proposé en présence d'une ZC nettement plus grande qu'un hémisphère (7), quand la valve tricuspide a un

aspect en "entonnoir inversé" (figure 5, p. 25), comme dans les cardiopathies carcinoïdes. Dans cette minorité de cas, il est recommandé par certains auteurs de mesurer l'angle  $\alpha$  de "l'entonnoir" tricuspide, qui dépasse 180° (surface S de la ZC =  $2 \pi r^2 \times \alpha/180$ ) (7). Dans la majorité des cas, cet angle est proche de 180° et il n'est pas nécessaire d'effectuer cette correction. **Ainsi, on peut se passer le plus souvent de ces deux facteurs de correction.**

## CONCLUSION

L'étude de la zone de convergence mérite d'être intégrée en routine dans la quantification des régurgitations. En effet, cette méthode est fiable et d'utilisation rapide. Elle nécessite un apprentissage relativement court et demeure utilisable en présence d'une ACFA et d'une sténose associée. ■

## R É F É R E N C E S B I B L I O G R A P H I Q U E S

1. Recusani F, Bargiggia Gs, Yoganathan AP 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.
2. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ et al. A new method for quantification of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice. *Circulation* 1991 ; 84 : 1481-9.
3. Gallet B, Tribouilloy C, Abassade C et al. Calcul de la fraction de régurgitation des insuffisances mitrales par étude de la zone de convergence. *Arch Mal Cœur* 1997 ; 90 : 17-25.
4. 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.
5. Vandervoort PM, Rivera JM, Mele D et al. Application of color Doppler flow mapping to calculate effective regurgitant orifice area. An in vitro study and initial clinical observations. *Circulation* 1993 ; 88 : 1150-6.
6. Tribouilloy C, Enriquez-Sarano M, Fett S, Bailey K, Seward J, Tajik AJ. Application of the proximal flow convergence method to calculate the effective regurgitant orifice area in aortic regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1998 ; 32 : 1032-9.
7. Rivera JM, Mele D, Vandervoort PM, Morris E, Weyman AE, Thomas JD. Effective regurgitant orifice area in tricuspid regurgitation : clinical implantation and follow-up study. *Am Heart J* 1994 ; 128 : 927-33.
8. Rodriguez L, Anconina F, Flachskampf F, Weyman A, Levine R, Thomas JD. Impact of finite orifice on proximal flow convergence. Implications for Doppler quantification of valvular regurgitation. *Circulation Research* 1992 ; 70 : 923-30.
9. Enriquez-Sarano M, Sinak L, Tajik A, Bailey K, Seward J. Changes in effective regurgitant orifice throughout systole in patients with mitral valve prolaps. A clinical study using the proximal isovelocity surface area method. *Circulation* 1995 ; 92 : 2951-8.
10. Schwammenthal E, Chen C, Benning F, Block M, Breithardt G, Levine RA. Dynamics of mitral regurgitant flow and orifice area. Physiologic application of the proximal flow convergence method : clinical data and experimental testing. *Circulation* 1994 ; 90 : 307-22.
11. Pu M, Vandervoort P, Griffin B et al. Quantification of mitral regurgitation by the proximal convergence method using transoesophageal echocardiography clinical validation of a geometric correction for proximal flow constraint. *Circulation* 1995 ; 92 : 2169-77.
12. Shiota T, Jones M, Yamada I et al. Effective regurgitant orifice area by the color Doppler flow convergence method for evaluating the severity of chronic aortic regurgitation. An animal study. *Circulation* 1996 ; 93 : 594-602.
13. Tribouilloy C, Enriquez-Sarano M, Seward B. Contrasting effect of similar effective regurgitant orifice in mitral and tricuspid regurgitation : a quantitative Doppler echocardiographic study (abstract). *J Am Coll Cardiol* 1999 ; 33 : 557 A.
14. Enriquez-Sarano M, Tribouilloy C, Tajik A. Respiratory changes of tricuspid regurgitation : pathophysiologic insight obtained with the proximal flow convergence method (abstract). *Circulation* 1998 ; 98 : 1 198.

## AUTOQUESTIONNAIRE *FMC*

1. À quel temps du cycle cardiaque doit-on mesurer le rayon de la zone de convergence dans l'insuffisance mitrale, l'insuffisance aortique et l'insuffisance tricuspide ?

2. Chez un patient porteur d'une insuffisance mitrale, le rayon de la zone de convergence pour une limite de Nyquist de 35 cm/s a été mesuré en moyenne à 0,7 cm. La vitesse maximale de l'insuffisance mitrale atteint 5 m/s

et l'ITV de ce flux de régurgitation a été mesuré à 150 cm. Quelles sont les valeurs du débit instantané régurgité, de la surface de l'orifice régurgitant et du volume régurgité que vous allez obtenir à partir de ces données ?

3. Quelles valeurs de la surface de l'orifice régurgitant sont-elles en faveur d'une insuffisance mitrale et d'une insuffisance aortique sévères ?

## RÉPONSES *FMC*

1. En mésosystole, pour l'insuffisance mitrale et l'insuffisance tricuspide, en protodiastole pour l'insuffisance aortique.
2. Débit instantané estimé à 107,7 ml/s, surface de l'orifice régurgitant à 0,22 cm<sup>2</sup>, et volume régurgité par battement à 32 ml.
3. Pour l'insuffisance mitrale : SOR > 0,35-0,40 cm<sup>2</sup>. Pour l'insuffisance aortique : SOR > 0,25-0,30 cm<sup>2</sup>.

## BLOC-NOTES

### À noter

Novartis Pharma S.A. vous informe de l'arrêt de commercialisation de la spécialité : Hygroton® 25 mg comprimé (chlortalidone), présentée en boîte de 30 comprimés sécables.

Cette spécialité a pour indications : œdèmes d'origine cardiaque ou rénale ; œdèmes d'origine hépatique, le plus souvent en association avec un diurétique épargneur de potassium ; hypertension artérielle.

Il existe d'autres solutions thérapeutiques : diurétiques thiazidiques et apparentés ayant les mêmes indications. Pour toute information complémentaire, vous pouvez contacter Novartis Pharma S.A. (Information médicale : 01 55 47 66 00).

### VIII<sup>es</sup> Journées de perfectionnement : écho-doppler cardiovasculaire, 27-29 septembre 2000, Bordeaux.

Thèmes : valvulopathies ; cardiopathies ischémiques, écho de stress ; fonction cardiaque et myocardopathies ; doppler tissu-

laire myocardique ; l'échocardiographie du futur ; pathologie vasculaire ; cardiopathies congénitales de l'enfant à l'adulte.

Secrétariat scientifique : Pr R. Roudaut, hôpital cardiologique du Haut-Lévêque, CHU de Bordeaux, avenue de Magellan, 33604 Pessac.

Tél. : 05 56 55 68 14. Fax : 05 56 55 68 86.

E-mail : raymond.roudaut@pu.u-bordeaux2.fr  
Renseignements et inscriptions : CR2 Conseil (Rosine Merlet, Carole Levasseur), 60, rue du Dessous-des-Berges, 75013 Paris.

Tél. : 01 53 79 05 05. Fax : 01 53 79 26 88.

E-mail : caro@cr2conseil.com

### Diplôme d'université de cardiologie du sport

Le service de cardiologie et le service de médecine du sport du CHU Pitié-Salpêtrière organisent depuis 1993, dans le cadre des enseignements de 3<sup>e</sup> cycle de médecine du sport, un **diplôme d'université (DU) de cardiologie du sport F. Plas**.

L'objectif de ce diplôme d'université est d'assurer la formation des cardiologues dans la prise en charge de tous les problèmes cardiologiques des sportifs. Sont abordés les différents aspects physiologiques et pathologiques du cœur du sportif ainsi que les problèmes d'aptitude.

Au moment où l'activité sportive se développe de façon importante au sein de la population, il semble nécessaire que les futurs cardiologues soient formés sur les aspects spécifiques de leur spécialité dans ce domaine.

Les cours ont lieu de 9 heures à 19 heures le premier jeudi du mois, de novembre à juin, au CHU Pitié-Salpêtrière.

Inscriptions au secrétariat des enseignements de médecine du sport (Mme Lecoq), CHU Pitié-Salpêtrière, 7<sup>e</sup> étage, 91, bd de l'Hôpital, 75634 Paris Cedex 13.

Tél. : 01 40 77 95 60 ou 65.

Fax : 01 40 77 97 89.

E-mail : medsport@chups.jussieu.fr