REVUES GÉNÉRALES
Valvulopathies

Dysfonction de prothèse : que faire devant des gradients élevés ?

RÉSUMÉ : Plus de 280 000 prothèses valvulaires sont implantées dans le monde dont la moitié sont des prothèses mécaniques. Toutes les prothèses valvulaires, quels que soient leur type et leur taille, présentent un certain degré d'obstruction par rapport à la valve native.

Devant un gradient transprothétique augmenté à l'échographie transthoracique (ETT), il faut calculer l'index de perméabilité (IP). Si l'IP est normal ou à la limite supérieure de la normale, il faut penser aux états d'hyperdébit cardiaque. Si l'IP est anormalement diminué, il faut calculer l'aire valvulaire effective (AVE) et l'indexer à la surface corporelle (SC). La discussion se fait alors en fonction de la comparaison entre l'AVE du patient et les valeurs de référence.

Les principales causes d'obstruction organiques sont : les thromboses de prothèses (surtout les mécaniques), les endocardites infectieuses, la dégénérescence calcifiante de prothèse (surtout les prothèses biologiques) et, plus rarement, le pannus fibreux (prothèse mécanique ou biologique). Il ne faut pas oublier les gradients augmentés au niveau du jet central localisé dans le cas des prothèses mécaniques à double ailette ou le phénomène de restitution de pression plutôt rare.

→ **D. MOHTY**
Service de Cardiologie,
CHU, LIMOGES.

Les premières chirurgies de remplacement valvulaire remontant aux années 60 [1] ont significativement amélioré le pronostic des patients valvulaires. Plus de 280 000 prothèses sont actuellement implantées à travers le monde avec globalement une moitié de prothèses mécaniques et une moitié de prothèses biologiques [2].

Idéalement, une prothèse valvulaire devrait, pour être performante, reproduire l'hémodynamique d'une valve native sans être obstructive ni fuyante, avoir une excellente durabilité et une faible thrombogénicité. Mais une prothèse valvulaire présente toujours un certain degré d'obstruction inhérent à la maladie native et à la structure de la prothèse.

On distingue essentiellement trois types de prothèses :

- ***Les prothèses mécaniques :***
– les prothèses à billes ;
– les prothèses à monodisques basculants ;
– les prothèses à double ailettes qui sont les plus souvent implantées actuellement.

- ***Les prothèses biologiques***
– avec armatures et
– sans armatures (les *stentless*) qui sont plus délicates à implanter.

- ***Et plus récemment les prothèses percutanées biologiques aortiques (Edwards-Sapien et Corevalve).***

Surveillance des prothèses valvulaires

Après l'implantation d'une prothèse valvulaire, la surveillance devrait débuter dès la première semaine post-chirurgie

REVUES GÉNÉRALES
Valvulopathies

et se poursuivre à vie. L'échographie cardiaque est la méthode de choix pour suivre ces prothèses [3].

La première échographie cardiaque est réalisée habituellement durant la première semaine après la chirurgie cardiaque et avant la sortie de l'hôpital, mais il n'est pas rare que cet examen soit difficile de réalisation et d'interprétation, car les conditions techniques et hémodynamiques ne sont pas optimales (patient souvent algique, avec des pansements et des drains, anémié, tachycarde, parfois fébrile).

Par conséquent, il est préférable de refaire cet examen à un mois de la chirurgie en notant tous les paramètres nécessaires à la surveillance ultérieure du patient et de sa prothèse : carte d'identité de la prothèse, sa marque, son type, sa taille, la date et le lieu de chirurgie. Enfin, il faut préciser au moment de l'ETT le poids, la taille et la surface corporelle du patient, sa fréquence cardiaque, sa pression artérielle et la présence éventuelle d'un souffle pathologique ou de symptômes.

Paramètres échographiques de surveillance d'une prothèse valvulaire

Les paramètres échographiques qui doivent figurer dans le compte rendu d'échographie cardiaque sont :
– le diamètre effectif de chambre de chasse ;
– les gradients moyen et maximal ;
– la vitesse transprothétique maximale ;
– le calcul de l'aire valvulaire effective [4] en mesurant le diamètre effectif de la chambre de chasse ; l'index de perméabilité ;
– le temps de demi-pression en cas de prothèse mitrale [5] ;
– la présence de fuite valvulaire et son caractère physiologique ou pathologique ;
– les dimensions du ventricule gauche et du ventricule droit ;
– la fraction d'éjection du ventricule gauche ;
– la fonction du ventricule droit (onde DTI, TAPSE au minimum) ;
– les pressions pulmonaires droites ;
– et la présence d'un épanchement péricardique.

En effet, tous ces paramètres serviront de référence pour le suivi ultérieur de la prothèse. Tout changement significatif de l'un de ces paramètres est à corréler avec l'état clinique du patient et fait suspecter une dysfonction de prothèse.

Il n'est pas nécessaire de réaliser une échographie cardiaque annuelle pour les patients porteurs de prothèses mécaniques ou biologiques sauf à partir de la 5e année d'implantation pour ces dernières ; par contre, en cas de suspicion clinique de dysfonction ou modification du statut clinique du patient, une ETT sera nécessaire pour les deux types de prothèse [3].

Principales causes de gradients transprothétiques augmentés

Une prothèse valvulaire présente toujours un certain degré d'obstruction inhérent à sa structure. Il existe dans la littérature des tables regroupant les gradients moyen et maximal et l'aire valvulaire effective "normaux" pour les principaux types de prothèses utilisées. Ces abaques calculés in vivo en utilisant des grandes séries de patients normaux publiées sont référencés dans l'article des recommandations de Zoghbi *et al.* [3].

Globalement, on retiendra qu'un gradient transprothétique est augmenté s'il est supérieur à 15-20 mmHg en position aortique, et supérieur à 5-10 mmHg en position mitrale.

Les principales causes d'augmentation de gradients transprothétiques sont (***tableau I***) :
– les états d'hyperdébit (période postopératoire immédiate avec possibilité de douleur, tachycardie sinusale, anémie, rarement hyperthyroïdie ou fuite valvulaire méconnue occulte) ;
– l'obstruction fonctionnelle due à une disproportion entre la surface corporelle du patient et la taille de la prothèse une fois implantée, appelée *mismatch* patient-prothèse ou MPP [6] ;
– le gradient localisé augmenté en cas de prothèse à double ailette (ayant 2 orifices latéraux et un orifice central de plus petite taille avec des vitesses prothétiques localisées augmentées à l'ETT) [7] ;
– l'obstruction pathologique organique avec souvent un tableau clinique évocateur [8] : endocardite, thrombose de pro-

Etats d'hyperdébit : anémie, fièvre, tachycardie, "état d'hyperadrénergisme", hyperthyroïdie.	
Obstruction organique :	Thrombose de prothèse. Endocardite bactérienne. Pannus fibreux. Dégénérescence calcifiante ou détérioration structurale non calcifiante de prothèse.
Obstruction fonctionnelle :	Disproportion patient-prothèse. Gradient localisé augmenté dans le cas des prothèses mécaniques à double ailettes. Phénomène de restitution de pression.
Fuite sévère occulte	

TABLEAU I : Principales étiologies à rechercher lors de gradients transprothétiques augmentés.

thèse (surtout les prothèses mécaniques) dégénérescence et calcification de bioprothèse (surtout en position mitrale chez les jeunes patients de moins de 50 ans), et plus rarement pannus fibreux de l'anneau.

Algorithme décisionnel devant une prothèse présentant un gradient augmenté (*fig. 1*)

La première étape consiste à bien observer la prothèse en bidimensionnel à la recherche d'un mouvement pathologique des différents éléments de la prothèse ; ensuite, il faut calculer l'index de perméabilité. Il est obtenu en rapportant la vitesse ou l'IVT au niveau de la chambre de chasse en Doppler pulsé sur la vitesse transprothétique ou l'IVT en Doppler continu. Il est indépendant du diamètre de la chambre de chasse aortique.

- ***Un index de perméabilité supérieur à 0,35 en cas de prothèse aortique ou dépassant 0,45 en cas de prothèse mitrale*** suggère un état d'hyperdébit (anémie, fièvre, tachycardie).

- ***Lorsque l'IP est bien inférieur à 0,35,*** l'AVE de la prothèse calculée in vivo est comparée à la mesure de référence de la prothèse en question ± la déviation standard (DS) se trouvant dans les abaques publiés dans la littérature (***tableaux II et III***) :

>>> Si l'AVE mesurée est égale à la valeur de référence ± 1 DS, il faut l'indexer à la surface corporelle (SC) :
– une AVE indexée ≤ 0,65 cm²/m² pour la valve aortique et ≤ 0,9 cm²/m² pour la valve mitrale suggère un *mismatch* sévère entre la taille de la prothèse et la taille du patient. Les patients à risque de développer un *mismatch* patient-prothèse en postopératoire sont les patients jeunes de moins de 70 ans, ayant une activité physique, ayant une surface corporelle importante, ou ceux ayant une sténose aortique avec des calcifications

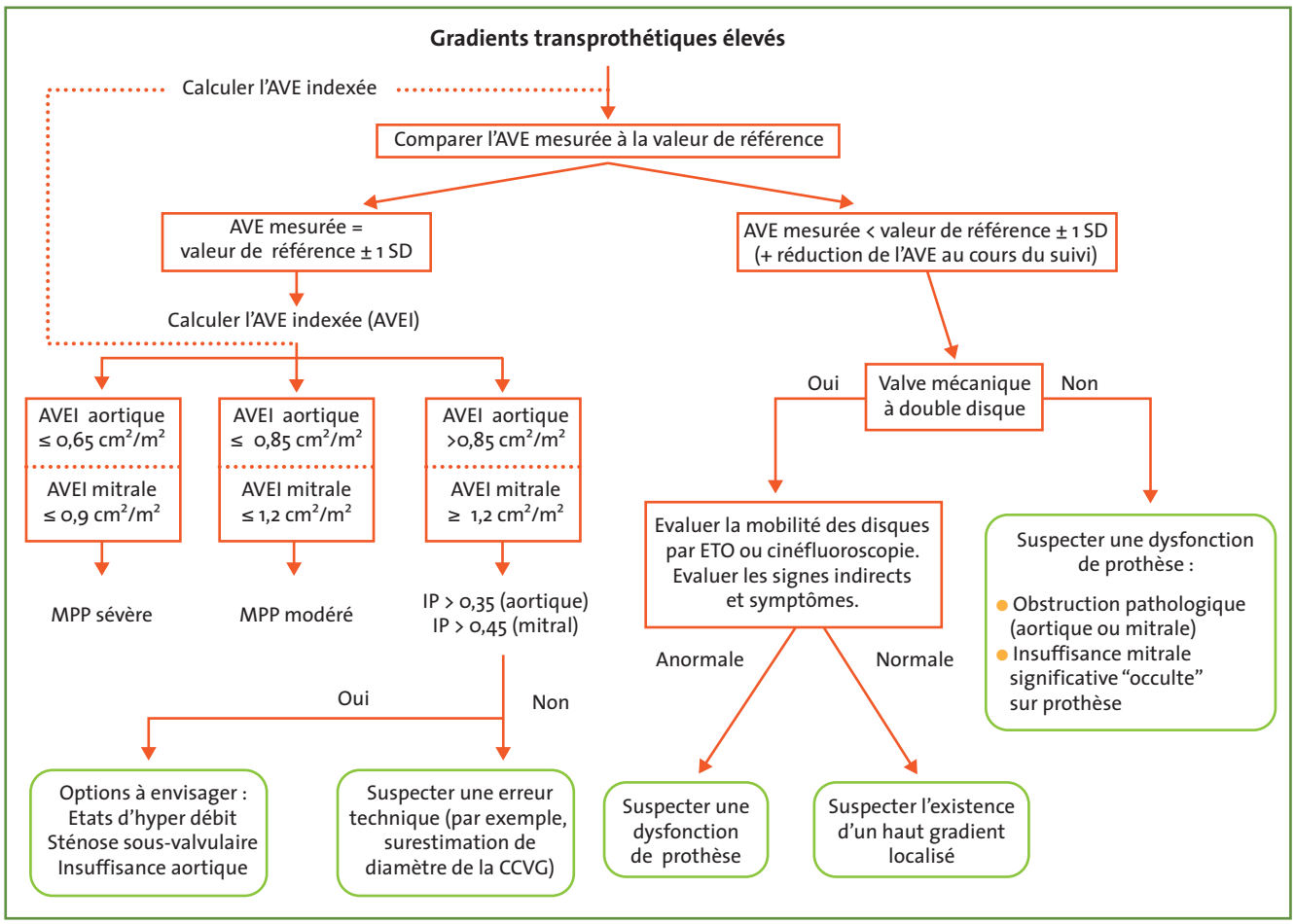

FIG. 1 : Algorithme d'interprétation d'un gradient transprothétique augmenté ; AVEi = aire valvulaire effective indexée ; MPP = mismatch patient-prothèse ; IP = index de perméabilité ; CCVG = chambre de chasse du VG (Adapté de Pibarot et Dumesnil, [2]).

Revues Générales
Valvulopathies

	Diamètre de la prothèse, mm					
	19	21	23	25	27	29
Bioprothèses avec armature						
Mosaic	1,1 ± 0,2	1,2 ± 0,3	1,4 ± 0,3	1,7 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,0 ± 0,4
Hancock II	...	1,2 ± 0,1	1,3 ± 0,2	1,5 ± 0,2	1,6 ± 0,2	1,6 ± 0,2
Carpentier-Edwards Perimount	1,1 ± 0,3	1,3 ± 0,4	1,5 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,1 ± 0,4	2,2 ± 0,4
Carpentier-Edwards Magna	1,3 ± 0,3	1,7 ± 0,3	2,1 ± 0,4	2,3 ± 0,5	...	...
Biocor (Epic)	...	1,3 ± 0,3	1,6 ± 0,3	1,8 ± 0,4	...	...
Mitroflow	1,1 ± 0,1	1,3 ± 0,1	1,5 ± 0,2	1,8 ± 0,2	...	...
Bioprothèses aortiques sans armature						
Medtronic Freestyle	1,2 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,5 ± 0,3	2,0 ± 0,4	2,3 ± 0,5	...
St Jude Medical Toronto SPV	...	1,3 ± 0,3	1,5 ± 0,5	1,7 ± 0,8	2,1 ± 0,7	2,7 ± 1,0
Prothèses aortiques mécaniques						
Medtronic Hall	1,2 ± 0,2	1,3 ± 0,2	...	...	...	...
Medtronic Advantage	...	1,7 ± 0,2	2,2 ± 0,3	2,8 ± 0,6	3,3 ± 0,7	3,9 ± 0,7
St Jude Medical Standard	1,0 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,5 ± 0,5	2,1 ± 0,4	2,7 ± 0,6	3,2 ± 0,3
St Jude Medical Regent	1,6 ± 0,4	2,0 ± 0,7	2,2 ± 0,9	2,5 ± 0,9	3,6 ± 1,3	4,4 ± 0,6
MCRI On-X	1,5 ± 0,2	1,7 ± 0,4	2,0 ± 0,6	2,4 ± 0,8	3,2 ± 0,6	3,2 ± 0,6
Carbomedics Standard	1,0 ± 0,4	1,5 ± 0,3	1,7 ± 0,3	2,0 ± 0,4	2,5 ± 0,4	2,6 ± 0,4

Les valeurs d'AVE sont les moyennes publiées dans la littérature.

Tableau II : Valeurs de référence normales des AVE en cm² des prothèses aortiques (adapté de Pibarot et Dumesnil ; [2]).

	Diamètre de la prothèse, mm				
	25	27	29	31	33
Bioprothèses avec armature					
Medtronic Mosaic	1,5 ± 0,4	1,7 ± 0,5	1,9 ± 0,5	1,9 ± 0,5	...
Hancock II	1,5 ± 0,4	1,8 ± 0,5	1,9 ± 0,5	2,6 ± 0,5	2,6 ± 0,7
Carpentier-Edwards Perimount	1,6 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,1 ± 0,5	...	...
Prothèses mécaniques					
St Jude Medical Standard	1,5 ± 0,3	1,7 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,0 ± 0,5	2,0 ± 0,5
MCRI On-XT	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9

Tableau III : Valeurs de référence normales des AVE en cm² des prothèses mitrales (adapté de Pibarot et Dumesnil [2]).

importantes de l'anneau, une dysfonction ventriculaire avec baisse de la fraction d'éjection du ventricule gauche ;
– une AVE indexée entre 0,65 et 0,85 cm²/m² pour la valve aortique et entre 0,9 et 1,2 cm²/m² pour la valve mitrale suggère un *mismatch* modéré ;
– une AVE indexée ≥ 0,85 cm²/m² en position aortique et ≥ 1,2 cm²/m² en position mitrale élimine un *mismatch* hémodynamiquement significatif et suggère plutôt un état d'hyper débit, une erreur technique dans l'enregistrement de l'ITV, ou une accélération, voire une obstruction sous-valvulaire ou une cardiopathie hypertrophique.

>>> En revanche, une AVE inférieure à la valeur de référence ± 1DS ou qui diminue au fil du temps suggère la présence d'une obstruction pathologique de la prothèse. La réalisation d'examens complémentaires est alors nécessaire (échographie transœsophagienne, cinéfluoroscopie de la prothèse, vérification de l'état de l'anticoagulation (TP-INR en cas de prothèse mécanique ou bioprothèse chez des patients en fibrillation atriale, dosage de BNP avec recherche de symptômes ou de modification clinique du patient).

En effet, la thrombose de prothèse est estimée entre 0,3 à 1,3 % par année et par patient [9]. Elle apparaît surtout dans les cas des prothèses mécaniques, et est rarissime dans les bioprothèses. Elle survient souvent chez des patients qui ont arrêté momentanément leur anticoagulation pour une autre intervention.

La formation de pannus fibreux (réaction exubérante de la suture avec apparition d'un bourgeon fibreux échogène) est plus rare, et apparaît théoriquement pour les deux types de prothèses, mais surtout en position aortique. La formation de pannus est un phénomène très lent et très progressif, et qui apparaît à distance de la chirurgie. Il est souvent associé à un petit thrombus. Le scanner thoracique peut aider à sa visualisation.

En ce qui concerne la détérioration ou la dégénérescence de prothèse, elle concerne surtout les prothèses biolo-

giques. Elle survient plutôt en position mitrale et chez les personnes très jeunes (taux supérieur à 30 % à 10 ans chez les personnes de moins de 40 ans) [10].

Si toutes les causes d'augmentation de gradient transprothétique organique et fonctionnelle ont été recherchées et qu'aucune n'a été retrouvée, et en l'occurrence si la prothèse est mécanique et à double ailette, il peut s'agir d'un phénomène de gradient localisé. En effet, les flux à travers les prothèses à double ailette comprennent trois jets, deux jets latéraux et un jet central. Au niveau de ce jet central, la vitesse peut être significativement augmentée. Cela conduit à une valeur de gradient augmentée puisque le gradient dépend de la vitesse, ce qui peut faussement orienter vers une dysfonction de la prothèse. Enfin et rarement, le phénomène de restitution de pression peut expliquer des gradients augmentés ; ce phénomène est rare et n'a été retrouvé que lors du cathétérisme cardiaque chez les patients ayant une aorte proximale de petite taille < 30 mm [7].

Enfin, une cause d'augmentation des gradients transprothétiques est la présence d'une fuite prothétique importante, mais qui n'est pas évidente de par les réverbérations et artefacts dus à la prothèse. Cette fuite fait augmenter le flux antérograde à travers cette dernière. Dans ces cas, le temps de demi-pression en cas de prothèse mitrale n'est pas prolongé < 150 ms et l'index de perméabilité en cas de prothèse aortique est > 0,35.

Le contour du jet en Doppler continu à travers la prothèse, en cas de position aortique, comme le suggèrent les recommandation de Zoghbi *et al.* [3], peut aider à différencier une obstruction pathologique d'une augmentation de gradients due aux autres causes citées. En effet, un contour du jet ayant une forme triangulaire avec pic précoce et temps d'accélération < 80 ms suggère plutôt un bon fonctionnement de la prothèse ; à l'opposé, une forme du jet transprothétique symétrique bien arrondi avec pic tardif et temps d'accélération > 100 ms suggère une obstruction pathologique de la prothèse.

POINTS **FORTS**

- En position aortique, un gradient est augmenté s'il est > 15-20 mmHg,
- En position mitrale, un gradient est augmenté s'il est > 5-10 mmHg.
- Un gradient augmenté ne veut pas dire nécessairement une dysfonction de prothèse.
- La mesure des gradients moyen et maximal n'est pas suffisante pour l'étude des prothèses valvulaires.
- Calculer l'index de perméabilité.
- Rechercher toujours une fuite prothétique significative "occulte".
- Calculer toujours l'aire valvulaire effective lors de l'évaluation d'une prothèse valvulaire et l'indexer à la surface corporelle.
- Penser à rechercher une obstruction organique pathologique de prothèse.
- Ne pas méconnaître un *mismatch* ou disproportion patient-prothèse qui est la cause la plus fréquente de gradients augmentés.
- Afficher au labo d'écho, les valeurs des aires valvulaires effectives de référence des différentes prothèses valvulaires implantées.

Conclusion

La prothèse valvulaire idéale n'existe pas ; le suivi des patients porteurs de prothèses doit être réalisé à vie pour éviter des complications fatales ou pouvant conduire à une réintervention.

Le choix de la prothèse doit se faire en prenant en compte l'âge du patient, son mode de vie, son choix personnel, sa fonction ventriculaire gauche, "l'implantabilité" de la prothèse, son profil hémodynamique et sa durabilité. Tout effort en préopératoire doit être effectué, voire une stratégie préventive doit être appliquée afin d'éviter l'apparition d'un *mismatch* patient-prothèse en postopératoire à l'origine d'une obstruction fonctionnelle et qui reste la cause la plus fréquente d'augmentation des gradients transprothétiques.

Bibliographie

1. STARR A, MENASHE V, DOTTER C *et al.* Surgical correction of aortic insufficiency associated with ventricular septal defect. *Surg Gynecol Obstet,* 1960 ; 111 : 71-76.
2. PIBAROT P, DUMESNIL JG *et al.* Prosthetic heart valves : selection of the optimal prosthesis and long-term management. *Circulation*, 2009 ; 119 : 1034-1048.
3. ZOGHBI WA, CHAMBERS JB, DUMESNIL JG *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.

4. DUMESNIL JG, HONOS GN, LEMIEUX M *et al.* Validation and applications of indexed aortic prosthetic valve areas calculated by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol,* 1990 ; 16 : 637-643.
5. DUMESNIL JG, HONOS GN, LEMIEUX M *et al.* Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol*, 1990 ; 65 : 1443-1448.
6. DUMESNIL JG, PIBAROT P *et al.* Prosthesis-patient mismatch : an update. *Curr Cardiol Rep,* 2011 ; 13 : 250-257.
7. BAUMGARTNER H, KHAN S, DEROBERTIS M *et al.* Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro. A manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation,* 1990 ; 82 : 1467-1475.
8. VESEY JM, OTTO CM *et al.* Complications of prosthetic heart valves. *Curr Cardiol Rep,* 2004 ; 6 : 106-111.
9. ROUDAUT R, SERRI K, LAFITTE S *et al.* Thrombosis of prosthetic heart valves : diagnosis and therapeutic considerations. *Heart*, 2007 ; 93 : 137-142.
10. RUEL M, KULIK A, RUBENS FD *et al.* Late incidence and determinants of reoperation in patients with prosthetic heart valves. *Eur J Cardiothorac Surg,* 2004 ; 25 : 364-370.

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