

DISCORDANCE ENTRE LE CATHETERISME INVASIF ET LE DOPPLER DANS L'EVALUATION DES VALVES NATIVES ET DES PROTHESES

Docteur Bertrand CORMIER

A l'heure actuelle, l'échographie doppler constitue la méthode d'évaluation en routine des perturbations hémodynamiques engendrées par les valvulopathies ou les prothèses valvulaires. Le cathétérisme cardiaque est réalisé chez certains patients par habitude essentiellement mais également quand il existe une discordance entre l'évaluation clinique et les résultats de l'échographie et dans ces conditions il est important de connaître les causes éventuelles de discordance entre les différentes méthodes d'évaluation : on peut les diviser en écueils techniques susceptibles d'être surmontés par l'expérience de l'opérateur et en limites méthodologiques inhérentes à la technique d'évaluation utilisée et survenant notamment dans certaines conditions hémodynamiques (bas débit . . .). En pratique clinique et compte tenu du fait que les valvulopathies aortiques sont les plus fréquemment rencontrées, ces problèmes d'évaluation concernent essentiellement le rétrécissement aortique.

Problèmes techniques dans la détermination de la sévérité d'un obstacle valvulaire :

Les méthodes doppler permettent une mesure non invasive directe du gradient de pression transvalvulaire et de la surface de l'orifice sténosé. Le théorème de Bernoulli postule que dans un système clos la somme de la pression, de l'énergie potentielle et de l'énergie cinétique doit être constante quel que soit l'endroit considéré. En d'autres termes, la chute de pression à travers l'orifice sténosé s'accompagne d'une augmentation de vitesse qui correspond à une conversion d'une partie de la pression en énergie cinétique. Ceci est la base de l'estimation du gradient de pression à partir de la vitesse selon la formule simplifiée $\Delta P = 4V^2$. Quoique les études in vivo et in vitro démontrent qu'il existe une corrélation étroite entre les gradients doppler et les gradients hémodynamiques lorsque les enregistrements sont faits de façon simultanée, il peut exister des différences entre les méthodes invasives et non invasives.

1 - Le doppler peut être à l'origine d'une apparente surestimation des gradients évalués par les méthodes invasives dans les situations suivantes :

- Les corrélations sont bonnes lorsque l'on compare les gradients moyens ; à l'inverse, le gradient maximum instantané dérivé du doppler est habituellement supérieur au gradient pic à pic obtenu de manière invasive : ce dernier gradient qui est obtenu par retrait du cathéter du ventricule gauche dans l'aorte n'a pas de support physiologique dans la mesure où les pics de pression ventriculaire gauche et aortique ne sont pas simultanés. La différence entre le gradient maximum doppler et le gradient pic à pic hémodynamique est habituellement d'environ 20 mmHg mais susceptible d'être supérieur.
- Lorsque l'on effectue un enregistrement de pressions par retrait du cathéter de la valve aortique jusqu'à la crosse, il est possible de mettre en évidence une augmentation progressive de la pression aortique au fur et à mesure que l'on s'éloigne de l'orifice sténosé : c'est le phénomène de restitution de pression. Quand les filets liquidiens divergent en aval de l'orifice sténosé un certain pourcentage de l'énergie est restitué sous forme de pression parallèlement à la diminution de la vitesse dans le jet. L'importance de cette restitution de pression est déterminée par la vitesse du flux sanguin à l'orifice, par la géométrie et la longueur de la sténose et par la quantité de pression dissipée en chaleur qui est proportionnelle à l'importance des turbulences. Dans les sténoses en diaphragme, les filets liquidiens divergent rapidement avec des turbulences importantes qui diminuent la quantité d'énergie disponible pour être convertie en pression. A l'inverse, la restitution de pression est plus importante dans les tunnels sous aortiques et dans certains types de

prothèses mécaniques (valve à ailettes) ce qui peut expliquer les divergences entre le doppler qui évalue le gradient de pression au niveau de l'orifice et le cathétérisme qui enregistre la pression plus en aval. Dans les prothèses à ailettes, la restitution de pression est hétérogène, plus importante dans la zone centrale que pour les orifices latéraux.

- La sélection d'un cycle cardiaque non représentatif est un écueil fréquent en cas d'arythmie complète par fibrillation auriculaire et dans ces circonstances, les corrélations entre les méthodes invasives et non invasives sont inférieures comparativement au rythme sinusal.
- Enfin, le gradient doppler peut être supérieur au gradient hémodynamique en cas d'erreur technique dans la réalisation du cathétérisme, qu'il s'agisse de problèmes dus à la technique d'enregistrement de la pression (problème d'étalonnage, de purge du cathéter, de tête de lecture, interférences entre le cathéter et la valve aortique en cas de retrait VG aorte . . .) ou d'un mauvais positionnement de la sonde trop proche de la valve à un endroit où le flux sanguin est encore accéléré.

2 - Dans d'autres cas, le gradient de pression doppler est inférieur à l'évaluation hémodynamique : en dehors des problèmes d'arythmie complète par fibrillation auriculaire déjà évoqués, il s'agit le plus souvent d'une erreur du doppler, les plus fréquentes étant une mauvaise qualité du signal ou un mauvais alignement du faisceau doppler par rapport au flux sanguin. Ces problèmes méthodologiques sont aisément surmontés avec l'expérience en multipliant les fenêtres d'enregistrement, l'utilisation des fenêtres apicale et parasternale droites devant dans tous les cas être systématique. Une autre cause de sous estimation concerne l'utilisation de l'équation de Bernoulli simplifiée dans des situations où celle-ci n'est pas valide en particulier lorsqu'il existe une accélération significative du flux dans la chambre de chasse ventriculaire gauche.

3 - Ces écueils sont également valables pour l'utilisation de l'équation de continuité dans l'évaluation de la surface valvulaire : l'utilisation de cette méthode suppose que le flux sous aortique soit laminaire avec un profil de vitesse plat afin que les vitesses du volume d'échantillonnage soient représentatives des vitesses moyennes sur toute la surface de la chambre de chasse. Ceci n'est vrai qu'à une certaine distance de l'orifice avant la zone de convergence où les filets liquidiens subissent une accélération progressive. L'autre cause d'erreur est la mesure du diamètre sous aortique, en particulier lorsqu'il existe une mauvaise échogénicité ou des calcifications de l'anneau aortique débordant dans la chambre de chasse ventriculaire gauche. En pratique, l'erreur la plus fréquente consiste à sous estimer le diamètre qui est dans la majorité des cas de l'ordre de 20 mm et rarement inférieur à 18. L'erreur la plus fréquente dans la détermination de la surface dans la méthode de Gorlin concerne la détermination du débit cardiaque et l'absence de prise en compte d'une éventuelle régurgitation associée à la sténose si bien que les ultrasons constituent sans doute actuellement le " gold-standard " dans la quantification d'une sténose.

Problèmes " méthodologiques " : il existe des limites méthodologiques dans l'appréciation de la sévérité d'une sténose concernant essentiellement la valve aortique, la situation la plus caractéristique étant représentée par les bas débits transvalvulaires. En pratique quotidienne, si un gradient moyen supérieur à 50 mmHg témoigne en règle d'une sténose valvulaire significative, à l'inverse, un faible gradient est compatible avec une obstruction sévère lorsqu'il existe une dysfonction ventriculaire gauche avec bas débit. Le calcul de la surface valvulaire est utile dans la mesure où une surface large supérieure à 1 cm² indique une sténose non significative. Si la surface est inférieure à 1 cm², il est difficile de déterminer si l'ouverture valvulaire est diminuée en raison d'une diminution de la force d'éjection ventriculaire gauche ou bien en raison de l'augmentation de la post charge avec altération secondaire de la fonction ventriculaire gauche car il existe des causes d'erreurs quelle que soit la méthode d'évaluation considérée : la surface déterminée de façon invasive selon la formule de Gorlin est le rapport du flux transorificiel en ml/s sur le gradient de pression en mmHg : $S = F / \sqrt{K \Delta P}$ où K est une constante dépendante des caractéristiques physiques de l'écoulement du sang et de la forme de l'orifice dont la valeur a été empiriquement déterminée par Gorlin et Gorlin. Il est actuellement bien établi que si la formule de Gorlin est valide pour les débits usuels, il existe une sous estimation grossière de la surface pour les bas débits transvalvulaires suggérant que la constante K dépend du flux au travers de la valve.

L'utilisation de la résistance valvulaire a été proposée comme alternative à la formule de Gorlin : c'est le simple rapport du gradient sur le flux : on considère habituellement qu'une valeur supérieure à 300 dynes/seconde/cm⁻⁵ correspond à un obstacle significatif alors qu'une résistance inférieure à 250 dynes correspond à un obstacle modéré. Les avantages théoriques de la résistance valvulaire sont l'absence de constante empirique et potentiellement une moindre dépendance vis à du flux transvalvulaire, ce paramètre étant au dénominateur dans le calcul de la résistance quand il est au numérateur dans le calcul de la surface. Des études récentes ont évalué la résistance valvulaire sous différentes conditions de flux en particulier en comparant les valeurs de repos à celles obtenues après un effort physique et montré que la résistance valvulaire varie avec l'exercice de même que la méthode de Gorlin. La mesure de la surface aortique par l'équation de continuité semblait initialement être indépendante du flux transvalvulaire mais des études in vitro utilisant des orifices de différents diamètres étudiés sous différentes conditions de flux ont montré que le profil de vitesse au niveau de la vena contracta est dépendant du flux avec un profil plat conformément à la théorie dans des conditions usuelles de débit mais par contre avec un profil parabolique pour des bas débits transvalvulaires témoignant donc de différences significatives entre les différents sites d'échantillonnage.

Il est donc possible de conclure qu'il n'y a pas de méthode idéale d'évaluation de la surface valvulaire dans le contexte de bas débit qui influence à la fois les méthodes invasives et les techniques non invasives. Il existe également une autre explication à la dépendance de la surface aortique vis à vis du flux transvalvulaire : il s'agit de la variabilité de l'amplitude d'ouverture de la valve en réponse à la force d'éjection ventriculaire. Ceci a été montré par des travaux évaluant la surface aortique par l'équation de continuité et faisant varier le débit orificiel par infusion de Dobutamine à doses progressivement croissantes. Il a pu être ainsi montré qu'il existait une réserve fonctionnelle dont l'amplitude était dépendante de l'anatomie valvulaire, la dépendance vis à vis du flux étant particulièrement marquée pour les orifices tricuspides sans fusion commissurale (valvulopathie dégénérative) comparée aux orifices bicuspidés ou aux atteintes rhumatismales.

D'un point de vue pratique il peut donc s'avérer difficile de différencier une dysfonction ventriculaire gauche avec bas débit cardiaque secondaire à un rétrécissement aortique sévère susceptible de justifier un geste chirurgical d'une cardiomyopathie associée à une valvulopathie aortique modérée. La réponse à ce problème clinique difficile s'appuie d'une part sur l'importance des lésions anatomiques appréciées éventuellement par échographie transoesophagienne associée à l'amplificateur de brillance lorsque les conditions d'observation sont difficiles en échographie transthoracique ; il a été proposé d'autre part d'évaluer la sévérité de la sténose aortique sous différentes conditions de flux en utilisant notamment une infusion de Dobutamine : l'absence d'augmentation significative de la surface dans ces conditions associée à une augmentation du gradient transvalvulaire est suggestive d'une obstruction authentique alors qu'une augmentation de surface sans variation significative du gradient est en faveur d'une dysfonction ventriculaire gauche autonome. Si cette méthode est séduisante sur le plan théorique, il faut néanmoins noter que l'appréciation de la surface aortique sous différentes conditions de flux est souvent techniquement difficile, que les modifications de surface obtenues doivent être confrontées à la variabilité de la méthode et que même s'il existe des différences statistiquement significatives entre les différents groupes, la réponse hémodynamique à l'infusion de Dobutamine chez un patient donné ne reflète pas nécessairement l'évolution après un remplacement valvulaire aortique. En d'autres termes, il semble difficile de renoncer au bénéfice éventuel d'un remplacement valvulaire sur les seules données de l'échographie Dobutamine, même si le risque chirurgical est indiscutablement majoré dans ce contexte de dysfonction ventriculaire gauche avec bas débit et faible gradient.

En pratique et en guise de conclusion :

1. L'écho doppler est actuellement la technique de référence pour évaluer une valvulopathie native ou une prothèse valvulaire.
2. La coexistence d'un bas débit et d'une dysfonction ventriculaire gauche doivent faire évoquer la possibilité d'une sténose aortique serrée, même si le gradient transvalvulaire est faible quand il existe des calcifications valvulaires franches : le calcul de la surface aortique doit donc être

systématique éventuellement associé à des manœuvres pharmacodynamiques.

3. Un gradient élevé sur une prothèse aortique ne correspond pas forcément à une dysfonction de prothèse et peut être du à un gradient de pression localisé enregistré par le Doppler. Ceci souligne l'intérêt de la prise en compte de la symptomatologie fonctionnelle, de l'évolution des paramètres ventriculaires gauches, des études comparatives de gradient, de la prise en compte du flux transvalvulaire (calcul de l'indice de perméabilité) et de la vérification d'une cinétique normale des ailettes (amplificateur de brillance, échographie transoesophagienne . . .).

REFERENCES

Baumgartner H et al. Discrepancies between Doppler and catheter gradient in aortic prosthetic valves in vitro. *Circulation* 82 : 1467, 1990

De Fillipi C, Willet D, Brickner E et al. Usefulness of dobutamine echocardiography in distinguishing severe from non severe valvular aortic stenosis in patients with depressed left ventricular function and low transvalvular gradients. *Am J Cardiol* 1995 ; 75 : 191-194

Bermejo J, Garcia-Fernandez MA, Torrecilla EG et al. Effects of Dobutamine on Doppler echocardiographic indexes of aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol* 1996 ; 28 : 1206-13

Shiveley BK, Charlton GA, Crawford MH et al. Flow dependence of valve area in aortic stenosis : relation to valve morphology. *J Am Coll Cardiol* 1998 ; 31 : 654-60

Institut Cardiovasculaire Paris Sud

Institut Hospitalier Jacques Cartier

Avenue du Noyer Lambert – 91300 MASSY

Service Médecine Cardiologie
(/fax 01 60 13 46 50

Docteur Bertrand CORMIER

Docteur MONSUEZ

Massy le 21 avril 2000

Cher Ami,

Je voudrais m'excuser à plusieurs titres :

1. Je n'ai pas été capable de tenir les délais impartis
2. Je n'ai pas été capable de synthétiser ce sujet relativement complexe de façon plus condensée
3. Je n'ai pas d'iconographie à fournir sur ce thème éminemment théorique

Je te prie de m'excuser pour toutes ces raisons et compte sur ta compréhension.

Très amicalement.

Docteur Bertrand CORMIER