

Recommandations pour l'évaluation de la sévérité des insuffisances des valves natives en échocardiographie Doppler bidimensionnelle

A report from the American Society of Echocardiography's Nomenclature and Standards Committee and The Task Force on Valvular Regurgitation, developed in conjunction with the American College of Cardiology Echocardiography Committee, The Cardiac Imaging Committee Council on Clinical Cardiology, the American Heart Association, and the European Society of Cardiology Working Group on Echocardiography, represented by:

William A. Zoghbi, MD, Maurice Enriquez-Sarano, MD, Elyse Foster, MD, Paul A. Grayburn, MD, Carol D. Kraft, RDMS, Robert A. Levine, MD, Petros Nihoyannopoulos, MD, Catherine M. Otto, MD, Miguel A. Quinones, MD, Harry Rakowski, MD, William J. Stewart, MD, Alan Waggoner, MHS, RDMS, and Neil J. Weissman, MD

Traductions par Francois Tournoux MD, PhD, Julia Carin-Tourigny, MD, Isabelle Ramsay, TIM (Technologue en Imagerie Médicale), et Amélie Ethier TIM. Sous la direction de Marielle Scherrer-Crosbie, MD, PhD, FASE.

These recommendations are endorsed by the American College of Cardiology (ACC), the American Heart Association (AHA), and the European Society of Cardiology (ESC). Representative from the ACC Echocardiography Committee: Elyse Foster, MD; representative from the Cardiac Imaging Committee, Council on Clinical Cardiology, AHA: Miguel A. Quinones, MD; representative from the ESC Working Group on Echocardiography: Petros Nihoyannopoulos, MD.

Copyright 2003 American Society of Echocardiography, Property of ASE.

Reprint of these documents, beyond single use, is prohibited without the prior written authorization of the ASE. Address document reprint requests to the American Society of Echocardiography, 1500 Sunday Drive, Suite 102, Raleigh, NC 27607, phone: (919) 787-5181. J Am Soc Echocardiogr 2003;16:777-802.

Copyright 2003 by the American Society of Echocardiography. 0894-7317/2003/\$30.00 _ 0
doi:10.1016/S0894-7317(03)00335-3

A. POUR QUANTIFIER LES INSUFFISANCES VALVULAIRES ET LE REMODELAGE INTRODUCTION

Les insuffisances valvulaires ont longtemps été reconnues comme une cause importante de morbi-mortalité. Même si l'examen physique peut alerter le clinicien de la présence d'une insuffisance significative, des méthodes diagnostiques sont souvent nécessaires cardiaque secondaire à la surcharge de volume. L'échographie-Doppler est récemment devenue la méthode non invasive de choix pour le diagnostic, la quantification et la recherche d'étiologies des insuffisances valvulaires. Ce document offre une revue critique des techniques échographiques et Doppler utilisées dans l'évaluation des insuffisances valvulaires chez l'adulte et propose des recommandations pour quantifier leur sévérité à partir des données de la littérature et de consensus issus d'un groupe d'experts. Les recommandations concernant la conduite thérapeutique et le moment optimal de la chirurgie ne seront pas détaillées dans ce document, car elles ont été récemment publiées¹.

B. ÉCHOGRAPHIE 2-D ET DOPPLER DANS L'ÉVALUATION DES INSUFFISANCES VALVULAIRES: CONSIDÉRATIONS GÉNÉRALES

Les insuffisances valvulaires ont des origines variées comme une dégénérescence valvulaire, des calcifications, de la fibrose, des infections, l'altération de l'appareil sous-valvulaire ou encore la dilatation de l'anneau. Ces conditions causent une mauvaise coaptation des feuillets valvulaires et peuvent conduire au prolapsus, à l'éversion des feuillets avec rupture de cordage, à une restriction de feuillet ou encore une perforation de valves. Avec le développement des techniques Dop-

pler, particulièrement sensibles à la détection des insuffisances, il est maintenant possible de détecter toutes les insuffisances légères et même physiologiques, souvent notées sur les valves tricuspides et pulmonaires. Les sections suivantes décrivent le rôle de l'échocardiographie Doppler et des techniques de Doppler lors de l'évaluation des fuites valvulaires.

1. Rôle de l'échocardiographie 2-D

L'échographie 2-D permet une évaluation de la structure des valves ainsi que de l'impact de la surcharge de volume sur les cavités cardiaques. Les calcifications, la mise en tension des feuillets mitraux, l'éversion des feuillets et les végétations peuvent être facilement évaluées en échocardiographie 2-D et peuvent fournir des informations indirectes quant à la sévérité des insuffisances. Bien que les prolapsus, les végétations ou les calcifications ne soient pas toujours associés à des insuffisances significatives, l'éversion d'un feuillet en revanche, l'est presque toujours. Dans le cas d'une échocardiographie trans-thoracique non diagnostique, l'échographie trans-oesophagienne permet de mieux voir les structures valvulaires et confirme le mécanisme et la sévérité de la insuffisance.

La durée (aigüe ou chronique) et la sévérité de la insuffisance valvulaire sont parmi les plus importants déterminants des changements observés sur les cavités cardiaques qui s'adaptent au volume régurgitant. Une insuffisance dite chronique est habituellement accompagnée d'une hypertrophie et d'une augmentation de volume de la cavité cardiaque en relation avec la insuffisance, alors qu'une insuffisance aigüe (secondaire par exemple à une endocardite) n'entraînera pas de remodelage. Même si le remodelage cardiaque n'est pas spécifique du degré de insuffisance (par exemple dans la maladie coronaire, la cardiomyopathie dilatée...), son absence au cours d'une insuffisance chronique laisse supposer que la fuite est légère.

Une fois le diagnostic de fuite significative établi, des échocardiographies sérielles constituent actuellement la méthode de choix pour évaluer la progression de l'impact mécanique de la fuite sur la structure et la fonction des cavités cardiaques. Les recommandations pour l'évaluation des volumes et des fractions d'éjection ont été publiées précédemment². Celles-ci ainsi que l'évaluation clinique sont requises pour déterminer le moment optimal de la chirurgie cardiaque.

2. Méthodes Doppler pour l'évaluation des insuffisances valvulaires

L'échographie Doppler est la technique la plus utilisée pour détecter et évaluer la sévérité des insuffisances valvulaires. Plusieurs indices utilisant le Doppler couleur,

le Doppler pulsé et le Doppler continu ont été développés pour quantifier la sévérité des insuffisances. Les détails de ces techniques Doppler et les méthodes pour obtenir ces mesures sont décrits dans un document récent de l'American Society of Echocardiography sur la quantification par échographie Doppler³. La suite de ce document résume les caractéristiques principales de ces techniques pour l'évaluation et la quantification des insuffisances valvulaires.

a. Doppler couleur. Le flux en Doppler couleur est fréquemment utilisé pour la détection des fuites valvulaires. Cette technique permet de visualiser l'origine du jet régurgitant ainsi que la largeur de cette origine (vena contracta), l'orientation spatiale de l'aire du jet régurgitant dans la cavité cardiaque qui reçoit la fuite et, en cas de fuite significative, la convergence du flux dans l'orifice régurgitant (figure 1). L'expérience montre que l'observation attentive de ces trois composantes de la insuffisance en Doppler couleur, par opposition à l'évaluation de l'aire du jet régurgitant seule, améliore considérablement la quantification de la sévérité de la insuffisance avec les techniques Doppler couleur. La taille du jet régurgitant en Doppler couleur ainsi que sa résolution temporelle dépendent en revanche de la fréquence de la sonde, des réglages tels que le gain, la puissance, les limites de l'échelle de Nyquist, la taille et de la profondeur de l'image⁴. La connaissance de ces détails par le technicien en échographie et l'échocardiographe sont nécessaires pour une acquisition optimale des images et une justesse dans leur interprétation.

L'aire du jet. La visualisation de l'aire du jet régurgitant peut fournir une information rapide sur la présence et la direction du jet de la insuffisance et une évaluation semi-quantitative de sa sévérité. En général, une aire plus large indique une insuffisance plus importante. Par contre, se fier sur ce seul paramètre peut être trompeur. Plusieurs paramètres techniques, physiologiques et anatomiques affectent la dimension de l'aire du jet régurgitant et donc diminuent la justesse de ce paramètre⁴. Parmi les facteurs techniques, la PRF (pulse repetition frequency) et le gain couleur sont les principaux. La technique standard est d'utiliser une limite de Nyquist entre 50-60 cm/sec (vélocité d'aliasing) et un gain couleur juste en dessous de la limite pour éliminer le bruit lié aux pixels colorisés présents aux endroits statiques de l'image. L'aire du jet est inversement proportionnelle à la PRF et les erreurs sont dues soit à l'utilisation de +/- de gain couleur ou d'une échelle de Nyquist autre que celle suggérée. Les jets excentriques apparaissent beaucoup plus petits que les jets centraux de même sévérité hémodynamique de par le fait qu'ils suivent les parois de la cavité cardiaque qui les reçoit. La présence de ce type de insuffisance peut signifier la présence d'une structure anormale de la valve en

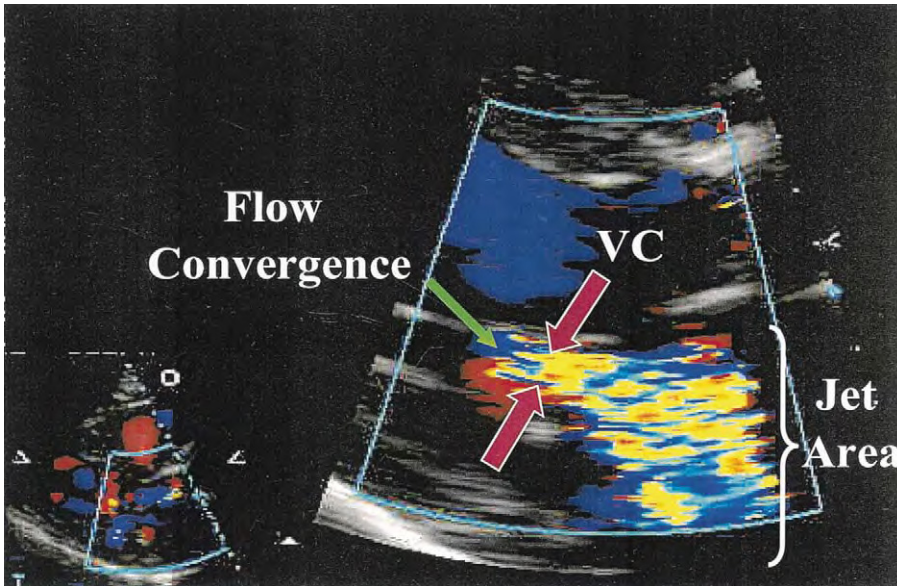


Figure 1. Doppler couleur d'une insuffisance mitrale en vue parasternale grand axe obtenue avec zoom, détaillant les 3 composantes du flux régurgitant : la zone de convergence du flux, la vena contracta (VC) et l'aire du jet dans l'oreillette gauche. La mesure de la vena contracta est définie par les flèches rouges.

question (prolapsus, perforation ou éversion d'un feuillet) apparaissant fréquemment sur un feuillet opposé à la direction du jet régurgitant. Finalement, l'aire du jet est aussi influencée par le momentum du flux, produit du débit et de la vitesse. L'aire du jet régurgitant peut paraître ainsi plus sévère lorsque la pression est grande à travers la valve d'où l'importance de prendre la pression artérielle du patient le jour de l'échographie pour les lésions du cœur gauche, en particulier pour les examens fait en salle d'opération.

b. Vena contracta. La vena contracta est la portion la plus étroite du jet régurgitant qui se trouve à l'orifice ou juste en aval de celui-ci (Figure 1). Elle se caractérise par un flux laminaire de haute vitesse et le fait qu'elle est un peu plus étroite que l'orifice anatomique du fait d'un effet de bord. Par conséquent, la coupe transverse de la vena contracta représente la mesure de l'aire de l'orifice régurgitant effectif (EROA), qui est l'endroit le plus étroit du flux. La dimension de la vena contracta est indépendante du débit ainsi que de la pression si l'orifice est stable⁵. Par contre, si l'orifice régurgitant est dynamique, la vena contracta peut changer avec l'hémodynamie ou durant le cycle cardiaque⁶. Composée de hautes vitesses, la vena contracta est considérablement moins sensible aux facteurs techniques comme la PRF par comparaison avec le jet régurgitant dans la cavité cardiaque qui le reçoit. Pour bien imager la vena contracta, il est souvent nécessaire d'anguler la sonde en dehors des plans échographiques habituels afin que l'aire du flux proximal où se trouve l'accélération, la vena contracta ainsi que l'expansion du jet en aval soient bien individualisés. Il est préférable d'utiliser le mode zoom pour optimiser la visualisation de la vena contracta et faciliter sa mesure. Le secteur interrogé par la couleur devrait être le plus petit possible et avec le moins de pro-

fondeur pour maximiser la résolution temporelle et latérale. Du fait des valeurs très petites de la largeur de la vena contracta (habituellement en dessous du centimètre), de petites erreurs dans sa mesure peuvent mener à de grands pourcentages d'erreurs et de mauvaises classifications de la sévérité de la insuffisance, d'où l'importance d'une acquisition optimale de l'image de base.

c. Aire de la surface de l'isovitesse proximale (PISA) ou convergence du flux. La méthode PISA est dérivée du principe hydrodynamique qui dit que, lorsque le sang approche un orifice régurgitant, sa vitesse augmente formant des enveloppes concentriques grossièrement hémisphériques de vitesses croissantes et d'aires décroissantes⁷. L'image du flux en Doppler couleur permet de mesurer un de ces hémisphères qui correspond à la vitesse limite de Nyquist de la machine. Si la limite de Nyquist peut être choisie en fonction du moment où la convergence du flux prend cette forme d'hémisphère, le débit du flux à travers l'orifice régurgitant est calculé comme le produit de l'aire de la surface de l'hémisphère (2) et de la vitesse d'aliasing (V_a) : $2 * V_a$ (Figure 2). En assumant que le rayon maximum de la PISA se produit au moment du pic de vitesse du flux régurgitant, l'EROA se calcule comme suit : $EROA = (6.28 r^2 * V_a) / PkV_{reg}$,

où PkV_{reg} est le pic de vitesse maximale du jet régurgitant mesuré en Doppler continu. On peut estimer le volume régurgitant en multipliant l'intégrale temps vitesse du jet régurgitant (VTI) par l'EROA. Le calcul de la PISA fournissant un débit maximal instantané du flux, l'EROA par cette approche est l'EROA maximale, potentiellement légèrement plus large que l'EROA calculée par d'autres méthodes.

La mesure de la PISA par Doppler couleur requiert l'ajustement de l'aliasing pour obtenir l'image bien définie

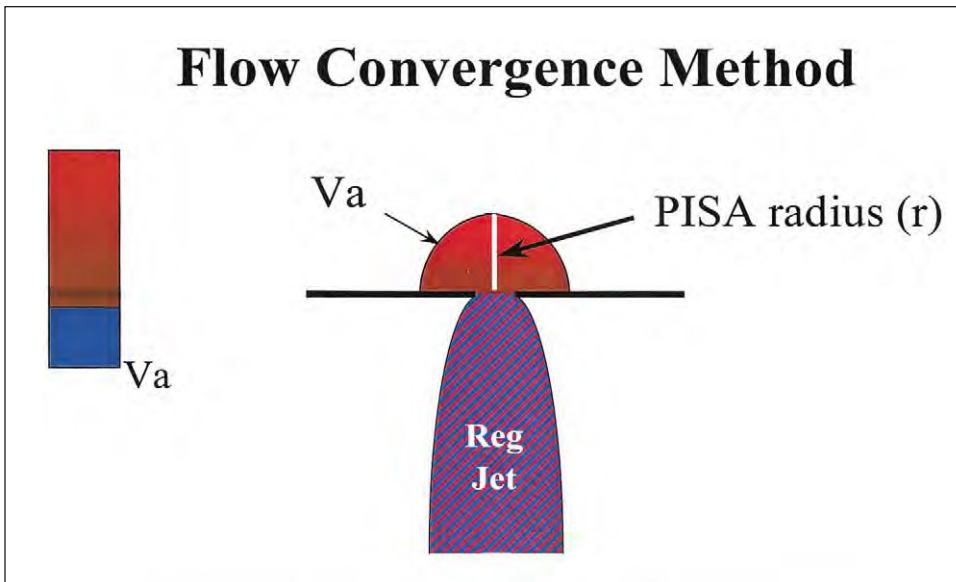


Figure 2. *Dépendance schématique de la méthode de convergence du flux ou méthode de l'aire de l'isovitesse proximale (PISA) pour la quantification de l'insuffisance valvulaire. Va est la vitesse pour laquelle l'aliasing survient dans la convergence du flux vers l'orifice valvulaire, PkVreg, Vitesse maximale du jet régurgitant, mesurée par Doppler continu, Reg Flow, flux régurgitant, EROA, surface effective de l'orifice régurgitant, Reg jet, jet régurgitant.*

d'un hémisphère. On l'obtient généralement en modifiant la ligne de base dans la même direction que le flux ou en diminuant la limite de Nyquist ou les deux (la dernière réduit le filtre de paroi tandis que la précédente non)⁸. Si la base de l'hémisphère n'est pas une surface plate (180 degrés), alors une correction pour la contrainte pariétale doit être faite en multipliant par le rapport entre l'angle formé par les parois adjacentes à l'orifice régurgitant et 180 degrés. Il a été démontré que ceci améliore la fiabilité de la mesure⁹.

Les limites de la PISA ont été revues en détail¹⁰. Le calcul de la PISA est beaucoup plus fiable pour les jets centraux et que pour les jets avec un orifice circulaire que pour les jets excentriques. Si la résolution de l'image permet de bien voir la convergence du flux et que la limite de l'échelle de Nyquist peut être choisie pour démontrer une forme hémisphérique, il est facile d'identifier la ligne d'aliasing de cet hémisphère. Cependant, il peut être difficile de juger de la localisation précise de l'orifice et de la convergence du flux. Toute erreur induite est portée au carré, ce qui affecte les résultats du débit du flux et de l'EROA de façon significative. De récentes modifications de la méthode de la PISA utilisent la distance entre deux contours d'aliasing pour éviter les erreurs induites par une localisation imprécise de l'orifice dans la formule standard de la PISA et automatiser la localisation de la forme la plus hémisphérique¹¹. Bien que très prometteuses, une plus large expérience est encore nécessaire pour la validation de ces méthodes.

Tous les paramètres de Doppler couleur discutés plus haut fournissent une mesure instantanée de la sévérité de la insuffisance. Les critères pour ces mesures maximales instantanées correspondant à la sévérité de chaque lésion, supposent une durée `pan-systolique` (ou pandidastolique). Cependant, dans certaines circonstances, comme par exemple lors d'un prolapsus mitral, la durée de la insuffisance peut être plus brève et suspectée en

Doppler couleur 2D¹². Une visualisation graphique incluant le temps, comme le Doppler continu ou le mode M couleur permet de mieux prendre en compte cet aspect. Même si ce type de représentation graphique de la durée de insuffisance n'a pas été systématiquement étudié, la correction des indices de flux en Doppler couleur pour la durée de la insuffisance est recommandée.

d. Méthode quantitative des flux en Doppler pulsé.

L'enregistrement Doppler de la vitesse du flux peut être combiné aux mesures en 2D pour connaître le débit de la fuite et le volume d'éjection systolique¹³. Les détails techniques nécessaires pour ces mesures et leurs sources d'erreurs sont décrits dans le document intitulé Quantification of Doppler Echocardiography³. Cette méthode est simple en théorie mais pour obtenir des résultats fiables, un apprentissage est nécessaire (par exemple pratiquer sur des sujets normaux où le volume d'éjection est similaire à plusieurs endroits). Brièvement, le volume d'éjection (SV) à l'anneau de chaque valve cardiaque - l'endroit anatomique de l'appareil valvulaire le moins variable - est le produit de l'aire transversale (CSA) et de l'intégrale temps vitesse (VTI) du flux à l'anneau. La supposition d'une géométrie circulaire a cliniquement bien fonctionné jusqu'à maintenant pour la plupart des valves sauf pour l'anneau de la valve tricuspide. Donc :

$$SV = CSA \times VTI = \pi d^2 / 4 \times VTI = 0.785 d^2 \times VTI$$

Où d est le diamètre de l'anneau. Le calcul du volume d'éjection peut être fait à deux ou plusieurs endroits différents - la chambre de chasse du ventricule gauche, l'anneau mitral, l'anneau de la valve pulmonaire. En l'absence de insuffisance, les volumes d'éjection déterminés à ces endroits sont égaux. En présence de insuffisances d'une valve, sans communication intra-cardiaque, le flux à travers la valve affectée est plus grand qu'à travers

les autres valves qui ne fuient pas. La différence entre les deux représente le volume régurgitant^{14,15}. La fraction régurgitante est par la suite calculée en divisant le volume régurgitant par le volume d'éjection à travers cette valve. Donc :

$$\text{Volume régurgitant} = \text{SVRegValv} - \text{SVCompValv}$$

$$\text{Fraction régurgitante} = (\text{SVRegValv} - \text{SVCompValv}) / \text{SVRegValv}$$

Où SVRegValv est le volume d'éjection mesuré à l'anneau de la valve régurgitante et SVCompValv est le volume d'éjection de la valve sans insuffisance. L'EROA peut être calculé de façon similaire à la méthode PISA en divisant le volume régurgitant par l'intégrale temps vitesse (VTIRegJet) du jet régurgitant enregistré en Doppler continu.

$$\text{EROA} = \text{Volume régurgitant} / \text{VTIRegJet}$$

Les erreurs les plus communes dans l'acquisition de ces paramètres sont 1) une mauvaise mesure de l'anneau de la valve (cette erreur est portée au carré dans la formule) 2) un mauvais tracé de l'enveloppe du VTI (on doit tracer le flux laminaire représenté par un signal plus clair) en Doppler pulsé et 3) un mauvais positionnement de la zone d'échantillonnage y compris une angulation minimale, au niveau de l'anneau. De plus, dans les cas de calcifications significatives au niveau de l'anneau mitral et de la valve, la quantification du flux au niveau de la mitrale est moins précise et plus sujette aux erreurs.

Dans le cas des lésions valvulaires gauches, SVRegValv ou le volume d'éjection total du ventricule peuvent être aussi mesurés en utilisant le calcul en 2D du volume du ventricule gauche en fin de diastole moins le volume du ventricule gauche en fin de systole. Les méthodes de calcul des volumes du ventricule gauche ont déjà été détaillées 2. Les mesures des volumes du ventricule gauche peuvent quelquefois sous-estimer le vrai volume ventriculaire gauche et ainsi sous-estimer la sévérité de la fuite. Récemment, l'utilisation de contraste intra-veineux passant par la circulation pulmonaire s'est révélée prometteuse pour faciliter le tracé de l'endocarde ventriculaire et améliorer la précision et la reproductibilité des mesures de volume^{16,17}. La quantification des volumes mesurés en Mode M présente d'importantes limitations, elle n'est donc pas recommandée.

Autres méthodes en Doppler pulsé et continu. Il y a plusieurs méthodes en Doppler pulsé et continu donnant des indices indirects sur la sévérité des insuffisances valvulaires. En général, la densité du spectre Doppler du jet régurgitant est proportionnelle au nombre de globules rouges produisant la insuffisance et est donc un indice qualitatif de sévérité. D'autres paramètres résultent des conséquences hémodynamiques de la sévérité de

la insuffisance et sont plus spécifiques à chaque valve (valves auriculo-ventriculaires versus valves aortique et pulmonaire). Pour les valves auriculo-ventriculaires, ces paramètres incluent l'ampleur de l'onde mitrale de remplissage précoce (E), le type de tracé Doppler des veines pulmonaires ou hépatiques et le contour ou la forme du jet régurgitant en Doppler continu. Pour l'insuffisance des valves aortique et pulmonaire, le paramètre utilisé est la vitesse de décélération de la vitesse du jet régurgitant (temps de demi-pression), qui reflète la rapidité de la mise en équilibre des pressions intra-ventriculaire et artérielle diastolique. Un autre index de sévérité de l'insuffisance aortique est l'ampleur du renversement diastolique du flux dans l'aorte descendante. Bien que très utiles pour l'évaluation globale de l'insuffisance, ces paramètres sont en général sensibles mais peu spécifiques parce que très influencés par d'autres conditions cliniques et hémodynamiques. Ces méthodes seront décrites en détail pour chaque valve (voir ci-dessous).

3. Méthodes Doppler pour les insuffisances aiguës versus chronique.

Les mesures en Doppler couleur sont particulièrement trompeuses lors de insuffisances aiguës, ce qui nous mène au paradoxe clinique d'un patient très malade avec apparemment une insuffisance légère, en particulier en échographie trans-thoracique^{18,19}. Ceci est du en partie à des facteurs techniques, notamment la résolution temporelle du Doppler couleur inadéquate chez les patients tachycardes. En pratique, la cadence image devrait être optimisée²⁰. L'échographie trans-oesophagienne est pressentie comme capable de fournir une évaluation plus sensible avec une baisse de profondeur qui permet d'optimiser la cadence image, en particulier en cas de insuffisance mitrale^{18,19}. Plus fondamentalement cependant, la courte durée d'une insuffisance ou de petites cavités cardiaques qui reçoivent la fuite limitent un développement maximal de l'aire du jet. De façon similaire, un équilibre rapide des pressions diminue la vitesse dans l'orifice, le momentum du jet et donc l'aire du jet^{21,22}. Le jet proximal ou vena contracta demeure fiable dans ces conditions ainsi que la quantification par Doppler pulsé. Les signes hémodynamiques Doppler de l'augmentation des pressions à l'intérieur de la cavité cardiaque qui reçoit la insuffisance tel qu'un court temps de demi-pression lors d'insuffisance aortique, une diminution rapide des vitesses de la insuffisance mitrale et le renversement du flux dans les veines pulmonaires sont particulièrement informatifs et peuvent être les seules indices disponibles de fuite significative. Lors de ces scénarios cliniques de suspicion de insuffisances valvulaires aiguës, l'échographie trans-oesophagienne est fortement suggérée pour un diagnostic plus précis et afin d'améliorer le suivi du patient^{19,23}.

4. Définir la sévérité d'une insuffisance valvulaire.

Caractériser la sévérité des lésions régurgitantes fait parti des problèmes les plus difficiles dans les maladies valvulaires cardiaques. Une telle caractérisation est importante depuis que l'on sait qu'une insuffisance légère ne conduit pas à un remodelage des cavités cardiaques et s'accompagne d'un pronostic clinique bénin alors qu'une fuite sévère est associée avec un remodelage, une morbidité et une mortalité significatifs¹. Ce qui contribue à la difficulté de la quantification de la fuite est le manque d'une vraie méthode de référence et la dépendance hémodynamique au moment de l'évaluation de la sévérité de la fuite. Bien que l'angiographie ait été utilisée historiquement pour définir le degré de insuffisance basé sur l'opacification de la cavité recevant la fuite, cette méthode dépend aussi de certains facteurs techniques et hémodynamiques²⁴⁻²⁷. Par exemple, une augmentation de la pression artérielle va augmenter tous les paramètres de insuffisance mitrale et aortique tels que la fraction régurgitante ou la quantification du grade angiographique. De plus, les grades angiographiques, sur une échelle de 3 à 5, ont une corrélation seulement modeste avec les indices quantitatifs des fuites^{14, 24-28}.

Les méthodes Doppler pour les insuffisances valvulaires ont été validées in vitro et dans des modèles animaux contre des paramètres indépendants du flux sanguin, et cliniquement (principalement chez l'adulte) contre angiographie standard. La majorité de ces études de validation ont été faites avec les valves gauches du cœur. Comme préalablement discuté, il y a plusieurs paramètres échographiques qualitatifs et quantitatifs permettant l'évaluation des insuffisances valvulaires. La possibilité d'utiliser ces différents paramètres fournit une vérification interne et corroborative de la sévérité de la lésion, en particulier quand les conditions techniques et physiologiques privilégient l'utilisation de l'un ou l'autre de ces indices. Cette approche à multiples facettes est essentielle. S'il y a des signes que la insuffisance est significative et que la qualité des données se prête à la quantification, il est préférable qu'un échographiste ayant de l'expérience de ces méthodes quantitatives les utilise, en particulier pour les insuffisances des valves du cœur gauche. En fin de compte, l'échographiste doit intégrer les informations recueillies en écartant les données ininterprétables (soit du fait d'une pauvre qualité d'image ou de conditions physiologiques diminuant la fiabilité de certains paramètres) et donner ainsi la meilleure estimation possible de la sévérité de la insuffisance.

Le consensus du comité est de classer les grades de sévérité des insuffisances comme suit : légère, modérée et sévère. Dans les cas de chevauchement, les termes " légère

à modérée" ou " modérée à sévère" peuvent être utilisés. On utilise aussi "trace" pour indiquer une insuffisance à peine détectable au Doppler couleur. Habituellement, ce type de insuffisance est physiologique, particulièrement pour les valves du côté droit du cœur, et peut ne pas produire de souffle cliniquement audible.

Finalement, la meilleure interprétation de l'étude échographique et Doppler d'un patient avec insuffisance valvulaire se fait avec le contexte clinique au moment de l'examen. Il a été clairement démontré que la sévérité de la insuffisance valvulaire est directement influencée par les conditions hémodynamiques. Il est essentiel d'enregistrer la pression artérielle du patient au moment de l'étude et de noter la médication du patient lorsque c'est possible. Lorsque d'un suivi de plusieurs études échographiques, ces facteurs doivent être considérés pour comparer la sévérité de la insuffisance et ses conséquences hémodynamiques.

Les sections suivantes détaillent l'utilisation des méthodes d'échographie 2D et Doppler pour l'évaluation de chaque lésion valvulaire et fournit les critères et approches suggérés pour l'estimation de la sévérité d'une insuffisance.

C. INSUFFISANCE MITRALE.

1. Rôle de l'échographie 2D

L'évaluation anatomique de l'appareil valvulaire mitral en échographie 2D est particulièrement importante pour l'estimation de la sévérité de l'insuffisance mitrale (IM). L'appareil mitral inclus les feuillets, les cordages, l'anneau et les muscles papillaires avec les parois du ventricule gauche (VG) qui les supportent. Une évaluation précise de ces structures peut définir le mécanisme de l'insuffisance et par le fait même donner des indices sur la sévérité de celle-ci. Par exemple, une large éversion du feuillet est habituellement associée à une IM sévère. Au contraire, une IM sévère se produit rarement en présence d'une valve et d'un appareil sous-valvulaire anatomiquement normaux. Définir le mécanisme d'une IM peut déterminer si la réparation de cette valve est possible plutôt que de son remplacement^{29,30}. Lors d'une IM en présence d'un VG dilaté et/ou d'une dysfonction systolique, il est important de déterminer si l'IM est fonctionnelle (par exemple due à la dilatation du VG) ou primaire (par exemple due à l'appareil valvulaire). Lors d'une IM fonctionnelle, les feuillets sont souvent tirés vers l'apex de par l'écartement des parois ventriculaires avec leurs muscles papillaires, avec ou sans dilatation de l'anneau³¹. Des anomalies segmentaires chez les patients ayant une maladie coronarienne peuvent aussi mener à une IM fonctionnelle. Finalement, l'évaluation de la taille de l'oreillette gauche et de la taille fonction du ventricule gauche donne des

Tableau 1. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance mitrale

| | Légère | Modérée | Sévère |
|---|--|------------------------------|--|
| Paramètres structuraux | | | |
| Taille de l'OG | Normale* | Normale ou dilatée | En général dilatée** |
| Taille du VG | Normale* | Normale ou dilatée | En général dilatée** |
| Feuillets mitraux ou appareil valvulaire | Normaux ou anormaux | Normaux ou anormaux | Anormaux/ Feuillet inversé/ Rupture du muscle papillaire |
| Paramètres Doppler | | | |
| Surface du jet en Doppler couleur β | Jet petit et central (en général <4cm ² ou <20% surface OG) | Variable | Large jet central (en général >10 cm ² ou >40% de la surface de l'OG) ou jet excentrique de taille variable |
| Flux mitral - DP | Onde A prédominante \ddagger | Variable | Onde E prédominante |
| Densité du jet de la fuite-DC | Incomplet ou faible densité | Dense | Dense |
| Contour du jet - DC | Parabolique | En général parabolique | Pic précoce- triangulaire |
| Flux veineux pulmonaire | Dominance systolique \vee | Diminution systolique \vee | Reflux systolique \ddagger |
| Paramètres quantitatifs \leftrightarrow | | | |
| Largeur de la VC (cm) | <0,3 | 0,3-0,69 | >0,7 |
| Voume régurgitant (ml/cycle cardiaque) | <30 | 30-44 45-59 | >60 |
| Fraction régurgitante (%) | <30 | 30-39 40-49 | >50 |
| EROA (cm ²) | <0,2 | 0,2-0,29 0,30-0,39 | >0,4 |

DC, Doppler continu, OG, oreillette gauche, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta.

* sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation OG/VG. Mesures normales : Petit axe VG < 2,8 cm/m², Volume télédiastolique du VG < 82 ml/m², Diamètre maximal antéro-postérieur de l'OG < 2 cm/m², volume maximal de l'OG < 36 ml/m² (2, 33, 35).

** exception: insuffisance mitrale aigue.

β a une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

\ddagger le reflux systolique du flux veineux pulmonaire est spécifique mais pas sensible pour le diagnostic d'IM sévère.

\ddagger . En général après 50 ans ou dans des conditions de relaxation anormale, en l'absence de sténose mitrale ou autres causes d'élévation de la pression de l'OG.

\vee sauf si autres raisons pour la diminution du flux systolique (fibrillation auriculaire, elevation de la pression OG).

\leftrightarrow les paramètres quantitatifs peuvent aider à classifier une IM modérée en légère à modérée et modérée à sévère.

indices sur la sévérité de l'IM, son caractère chronique ou aigu, et est importante pour déterminer la nécessité et le temps de la chirurgie^{1,32}. Les mesures de diamètre et de volume normaux ont déjà été publiées. Brièvement, la dimension 2D télédiastolique du petit axe du VG mesurée en para-sternal gauche est normalement \leq de 2.8 cm/m² tandis que le volume normal du VG en fin de diastole est <82ml/m². Pour l'oreillette gauche, le diamètre antéro-postérieur normal est \leq 2cm/m²^{2,33}. Des études récentes ont cependant démontré que les volumes de l'oreillette gauche mesurés en vues apicales 2D sont plus fiables dans l'évaluation de la taille de l'oreillette que le diamètre antéro-postérieur traditionnel³⁴. Le volume maximal normal de l'oreillette gauche est \leq 36 ml/m²^{2,35}.

2. Méthodes Doppler

a. Doppler couleur.

L'imagerie en Doppler couleur du flux régurgitant est

largement utilisée pour éliminer la présence d'une insuffisance mitrale. Il est important de noter de petits jets en Doppler couleur sont détectés chez environ 40% des patients normaux et donc considérés comme une variante de la normale³⁶. La présence de insuffisances mitrales légères tend à augmenter avec l'âge. Les termes de trace IM ou d'IM physiologique ont été appliqué à ces jets. Il existe trois méthodes pour quantifier la sévérité de l'IM en Doppler couleur : aire du jet régurgitant, vena contracta et la méthode de convergence du flux (PISA). Même si l'aire du jet fut la première méthode utilisée pour estimer la sévérité de l'IM, sa seule utilisation est moins fiable que l'utilisation des deux autres méthodes.

Aire du jet régurgitant. En règle générale, les larges jets qui s'étendent jusqu'au fond de l'oreillette gauche représentent une IM plus importante que les minces jets aperçus juste sous la valve mitrale. Cependant, la corrélation entre l'aire du jet et la sévérité de l'IM est faible du fait d'une variété de limitations techniques et hémody-

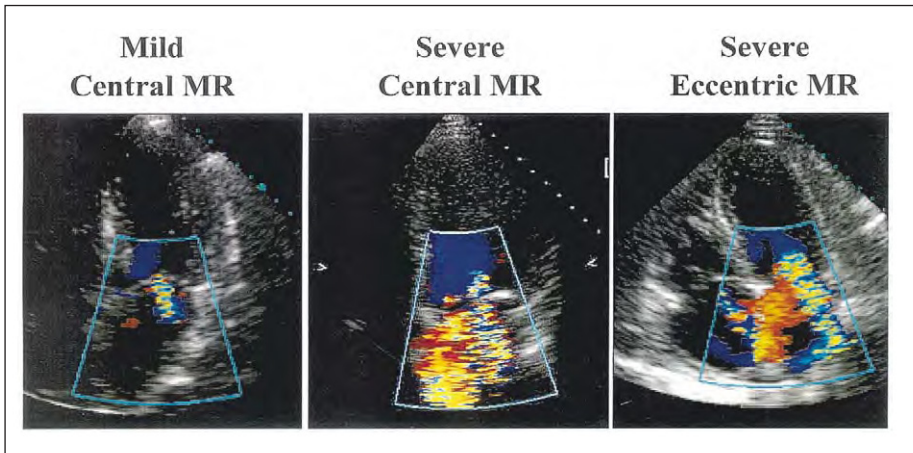


Figure 3. Exemples d'insuffisance mitrale (IM) en Doppler couleur; vue apicale. Le cas d'insuffisance légère n'a pas de convergence du flux, une surface du jet minime. A l'opposé, le cas d'IM sévère a une convergence du flux proéminente et une surface du jet étendue. L'exemple d'IM sévère excentrique a un petit jet qui jouxte la paroi de l'oreillette gauche mais une convergence du flux proéminente et une large vena contracta.

namiques décrites plus tôt⁴. Les patients présentant une IM sévère aiguë, chez qui la pression artérielle est basse et la pression dans l'oreillette gauche est haute, peuvent avoir une aire du jet régurgitant en Doppler couleur petite et excentrique, tandis que les patients hypertendus avec légère IM auront une aire plus large. De plus, le même volume régurgitant peut produire un plus grand ou plus petit jet dépendant de la taille de l'oreillette gauche, ce qui conduit à une indexation par l'aire de celle-ci³⁷. Finalement, les jets couleur centraux au sein de l'oreillette gauche apparaissent généralement plus larges puisqu'ils entraînent plus de cellules sanguines de part et d'autre du jet. En revanche, les jets longeant les parois de l'oreillette gauche ne peuvent entraîner de sang tout autour d'eux et peuvent donc paraître plus petits que les jets centraux de sévérité équivalente ou moindre (Figure 3)³⁸⁻⁴⁰. Du fait de ces limites, la seule évaluation visuelle ou par planimétrie de la sévérité de l'IM n'est pas recommandée. Néanmoins, les petits jets non excentriques avec une aire <4.0 cm² ou <20% de l'aire de l'oreillette gauche sont habituellement des traces ou des IM légères (Table 1). Inversement, les jets qui refluent dans les veines pulmonaires sont le plus souvent hémodynamiquement significatifs. Cependant, la détection de jets excentriques longeant les parois de l'oreillette gauche devrait alerter l'observateur d'éviter d'utiliser la mesure de l'aire du jet comme index de sévérité et d'utiliser les autres méthodes plus appropriées de quantification décrites plus bas.

Vena contracta. La vena contracta doit être imagée à haute résolution. Un zoom doit être fait pour mesurer la plus large taille de jet proximal. L'examineur doit la rechercher à travers de multiples coupes, perpendiculaires à la ligne des commissures de la valve (comme le long axe parasternal), dans la mesure du possible (Figure 1). La largeur de la portion la plus étroite du jet sera alors mesurée. L'orifice régurgitant dans l'insuffisance mitrale n'est pas circulaire et est souvent allongé le long de la ligne de coaptation des feuillets mitraux. La vue 2-cavités, qui est orientée parallèlement à la ligne de coaptation des

feuillets, montre généralement une large vena contracta même en cas d'IM légère et ne devrait pas être utilisée pour mesurer la vena contracta. Bien que la taille de la vena contracta soit indépendante du débit du flux et de la pression d'un orifice fixe⁵, l'orifice régurgitant dans l'IM est souvent dynamique et c'est pourquoi la vena contracta peut changer avec l'hémodynamique et durant la systole⁶.

Plusieurs études ont montré que la taille de la vena contracta est précise dans l'évaluation de la sévérité de l'IM, aussi bien en echo transthoracique que trans oesophagien⁴¹⁻⁴⁵. La largeur de la vena contracta en vues long axe et sa coupe en petit axe peuvent être standardisées à partir des vues parasternales⁴⁴. Une vena contracta <0.3 cm dénote habituellement une IM légère alors que la limite pour une IM sévère varie entre 0.6 et 0.8cm⁴³⁻⁴⁵. Bien que les valeurs intermédiaires semblent corrélérer assez bien avec les IMs modérées, il y a suffisamment de chevauchement pour qu'une autre méthode soit utilisée pour confirmation. L'avantage de la vena contracta est que cette méthode fonctionne aussi bien pour les fuites centrales qu'excentriques. En fait, dans les IM sévères à fuite excentrique, la largeur de la vena contracta associée à la méthode de convergence du flux alerte l'échocardiographe de la sévérité de l'insuffisance visualisée en Doppler couleur (Figure 3). Chez les patients avec de multiples jets d'IM, la largeur respective des vena contracta n'est pas additive, mais leurs coupes transversales peuvent l'être⁴⁴. Dans le futur, l'imagerie 3D de la vena contracta devrait améliorer la justesse de la mesure de l'EROA par cette technique.

Méthode de convergence de flux ou PISA. La plus large expérience dans la quantification des fuites par la PISA est basée sur l'IM. Qualitativement, la présence d'une PISA sur un examen de routine devrait alerter de la présence d'une IM significative. Plusieurs études cliniques ont validé les mesures PISA de débit de flux régurgitant et de EROA^{12, 46, 47}. Comme mentionné plus tôt, il y a de nombreuses considérations techniques relatives à l'acquisition optimale des images de convergence de flux et de quanti-

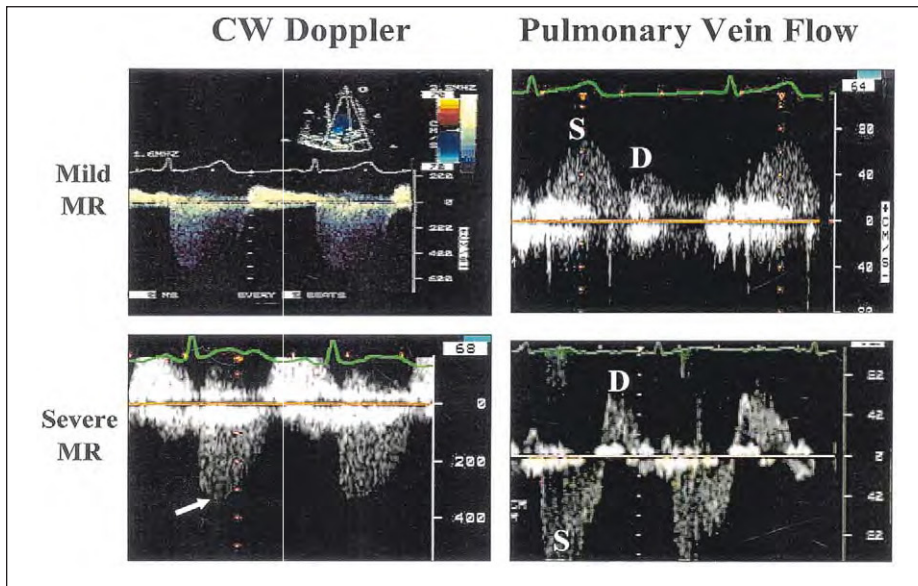


Figure 4. Exemple de Doppler continu (DC) et de flux veineux pulmonaire par Doppler pulsé dans un cas d'insuffisance mitrale (IM) légère et un autre cas sévère. Dans l'IM légère, le Doppler pulsé a une densité faible avec un contour parabolique et rond. Dans l'IM sévère, le jet est dense, avec un aspect triangulaire, et un pic précoce de la vitesse (flèche). Le flux pulmonaire est normal dans l'IM légère avec prédominance du flux systolique (S). A l'opposé, le flux systolique est inversé dans l'IM sévère. D, vitesse du flux diastolique.

fication de l'aire de l'orifice régurgitant par PISA. Cette méthode est plus performante pour les IMs centrales que les excentriques, et pour un orifice circulaire que non circulaire. La convergence de flux est mesurée sur la vue apicale, habituellement la vue 4-cavités en utilisant le mode zoom. La combinaison des données issues de 2 vues à travers un axe majeur et un axe mineur pour un orifice non circulaire (vues apicales 4- et 2- cavités) améliore la performance de la mesure mais la rend plus complexe^{8,44,48}. La taille de la PISA a un sens seulement en relation avec la vitesse d'aliasing qui définit la couleur de la surface. Les résultats varient largement pour les calculs à différentes vitesses d'aliasing et il faut faire attention de sélectionner la vitesse à laquelle la formule hémisphérique s'applique le mieux^{49,50}. De plus, pour la détermination de l'aire de l'orifice régurgitant, il est essentiel que le signal en Doppler continu soit bien aligné avec le jet régurgitant. Un mauvais alignement avec un jet excentrique conduirait à une sous-estimation de la vitesse et une sur-estimation de l'EROA. En général, une $EROA \geq 0.4 \text{ cm}^2$ est consistante avec une IM sévère, $0.2-0.39 \text{ cm}^2$ avec une IM modérée et $< 0.20 \text{ cm}^2$ avec une légère.

b. Doppler continu.

Chez la plupart des patients, la vitesse d'IM maximale est mesurée entre 4 et 6 m/s de par le gradient de pression entre le ventricule gauche et l'oreillette gauche. La vitesse elle-même ne fournit pas d'information utile sur la sévérité de l'IM. Cependant, le contour du profil de vitesse et sa densité sont utiles. Un contour tronqué, triangulaire avec un pic de vitesse maximale précoce indique une pression élevée de l'oreillette gauche ou une onde de pression régurgitante prééminente dans l'oreillette gauche (Figure 4).

La densité du signal Doppler continu est un index qualitatif de sévérité de l'IM. Un signal dense qui proche de la

densité du flux antérograde suggère une IM significative tandis qu'un signal faible avec ou sans enveloppe incomplète représente une minime ou légère, en supposant que l'enregistrement est fait à travers la vena contracta (figure 4). Dans les IMs excentriques significatives, il peut être difficile d'enregistrer une enveloppe complète du jet à cause de son excentricité, tandis que l'intensité du signal est dense. Récemment, la puissance retour du signal de vitesse régurgitante, qui est proportionnelle à l'aire de la vena contracta, a été utilisée pour obtenir une aire d'orifice régurgitant instantané et un débit de flux 51. Cette méthode semble prometteuse.

En utilisant le Doppler continu, le flux de l'insuffisance tricuspide devrait être enregistré pour estimer la pression artérielle pulmonaire systolique. La présence d'une hypertension pulmonaire artérielle pulmonaire fournit un autre indice indirect d'IM sévère et de compensation à la surcharge de volume.

c. Doppler pulsé.

Le tracé obtenu en Doppler pulsé aux bouts des feuillets mitraux est couramment utilisé pour évaluer la fonction diastolique du ventricule gauche (VG). Les patients avec une IM sévère tendent à avoir un flux mitral dominant (vitesse de l'onde E augmentée) dû au remplissage précoce du flux diastolique à travers la valve, avec ou sans augmentation de la pression de l'oreillette gauche (OG)⁵². Dans l'IM sévère sans sténose de la valve, la vitesse de l'onde E mitrale est plus élevée que la vitesse durant la contraction auriculaire (vitesse onde A), généralement supérieure à 1.2 m/s. De ce fait, le flux mitral avec une dominance de l'onde A exclut en pratique une IM sévère. En raison de l'effet de la relaxation sur le flux mitral, ces observations sont plus applicables chez les personnes de plus de 50 ans ou dans des conditions de relaxation myo-

Tableau 2. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance mitrale: utilité, avantages et limitations.

| | Utilité/avantages | Limitations |
|--|--|---|
| Paramètres structuraux | | |
| Taille de l'OG/VG | Dilatation sensible pour les IM chroniques et significatives. Une taille normale exclut quasiment une IM chronique significative. | Dilatation peut être due à d'autres conditions. Taille peut être normale dans l'IM aigue. |
| Feuillets mitraux ou appareil valvulaire | Feuillet inversé ou rupture du muscle papillaire spécifique d'une IM importante | D'autres anomalies n'impliquent pas une IM sévère. |
| Paramètres Doppler | | |
| Surface du jet en Doppler couleurβ | Simple, méthode d'identification rapide d'une IM légère ou sévère centrale; évaluation de l'orientation spatiale de l'IM. | Sujet aux variations techniques et hémodynamiques, Sous-estime les insuffisances excentriques proches des parois. |
| Largeur de la VC (cm) | Simple, quantitative, d'identification d'une IM légère ou sévère | Pas utile pour les jets multiples; les valeurs intermédiaires requièrent une confirmation. Petites valeurs; de petites erreurs conduisent à des % d'erreur élevés. |
| PISA | Quantitatif; présence d'une convergence du flux à un Nyquist de 50-60 cm/s alerte vers une IM significative. Donne la sévérité de la lésion (EROA) et la surcharge de volume (R Vol) | Peu fiable pour les jets excentriques. Pas valable si jets multiples. Donne le flux maximal et l'EROA maximale. |
| Quantification du jet - DP | Quantitatif, valide si jets multiples et excentriques. Donne la sévérité de la lésion (EROA, RF) et la surcharge de volume (R Vol) | Mesure du flux à l'anneau mitral peu fiable si calcifications des feuillets ou de l'anneau. Pas valable si IA concomitante sauf si le site pulmonaire est utilisé. |
| Profil du jet - DC | Facile d'obtention | Qualitatif- paramètre complémentaire. |
| Vélocité mitrale- pic E | Facile d'obtention, une prédominance de l'onde A exclut une IM sévère | Influencée par la pression de l'OG, la relaxation du VG, la surface de la valve mitrale et la fibrillation auriculaire. Paramètre complémentaire. Ne quantifie pas la sévérité de l'IM. |
| Flux veineux pulmonaire | Simple, le reflux systolique est spécifique d'une IM sévère | Influencée par la pression de l'OG, la fibrillation auriculaire. Pas fiable si le jet d'IM est dirigé vers la veine échantillonnée. |

DC, Doppler continu, OG, oreillette gauche, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta, PISA: aire de l'isovélocité proximale, RVOI : volume régurgitant

cardiaque altérée.

A l'inverse de l'estimation des pressions de remplissage, le calcul du flux et du volume d'éjection systolique à travers la valve en Doppler pulsé se fait au niveau de l'anneau mitral. Plusieurs études effectuées ont démontré la validité et l'utilité clinique des mesures quantitatives Doppler dans la sévérité de l'IM^{14,15,53-55}. Les valeurs quantitatives de volume régurgitant, de fraction régurgitante et d'ERO par Doppler des différents degrés d'IM sont rapportées dans le Tableau 1. Cependant, il faut se rappeler que chez certains patients, ces valeurs peuvent varier. Par exemple, un patient avec une IM sévère et un petit ventricule gauche (VG) peut avoir un faible volume d'insuffisance, mais de grandes fraction régurgitante et ERO. Il n'y a pas de données relatives à l'indexation de ces mesures avec la surface corporelle. Les mesures quantitatives Doppler sont probablement plus applicables aux patients avec fuite d'une seule valve. Par exemple, lorsqu'une

IM est couplée à une IA significative le calcul du volume régurgitant sera erroné, si le flux de la chambre de chasse aortique est utilisé comme point de comparaison. Dans ce cas, le flux systémique pourrait être calculé à partir de l'anneau pulmonaire. Pour terminer, la méthode de Doppler pulsé quantitative offre un avantage dans le cas de jets multiples ou excentriques par rapport à la PISA qui n'est pas assez précise et la vena contracta qui n'est pas applicable dans ces situations.

d. Flux des veines pulmonaires.

L'évaluation du flux des veines pulmonaires par Doppler pulsé est utile dans l'évaluation des conséquences hémodynamiques de l'IM. Le flux normal est caractérisé par une vélocité du flux plus élevée durant la systole ventriculaire que durant la diastole ventriculaire. Avec la sévérité de l'IM qui augmente, il y a diminution de la vélocité du flux systolique. Chez plusieurs patients avec une IM sévère, le

Tableau 3. Application des signes spécifiques et de soutien, et paramètres quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance mitrale

| | Légère | Modérée | Sévère |
|--|---|---|--|
| Signes spécifiques | - petit jet central <4cm ² ou <20% surface OG - VC<0,3 cm - Pas de convergence de flux (ou minimal) ✓ | Signes > IM légère mais pas de critères en faveur d'une IM sévère | - Largeur de la VC>0,7 cm avec un jet d'IM large et central (surface >40% OG) ou avec un jet proche de la paroi et turbulent β - Convergence du flux large ✓ - Reflux systolique dans les veines pulmonaires† - Feuillet mitral inversé ou rupture du muscle papillaire |
| Signes de soutien | - flux systolique prédominant dans les veines pulmonaires - onde A dominante pour le flux mitral † - densité faible du jet, forme parabolique en CW - taille LV normale* | Signes intermédiaires | - DC: jet dense, triangulaire - Onde E prédominante (1,2 m/s) † - OG/VG dilatés (en particulier si la fonction VG est normale). ** |
| Paramètres quantitatifs ↔ | | | |
| Voume régurgitant (ml/cycle cardiaque) | <30 | 30-44 45-59 | >60 |
| Fraction régurgitante (%) | <30 | 30-39 40-49 | >50 |
| EROA (cm ²) | <0,2 | 0,2-0,29 0,30-0,39 | >0,4 |

DC, Doppler continu, OG, oreillette gauche, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta.

* Taille VG seulement valable pour les IM chroniques. Mesures normales : Petit axe VG<2,8 cm/m², Volume télédiastolique du VG <82 ml/m², Diamètre maximal antero-postérieur de l'OG <2 cm/m², volume maximal de l'OG <36 ml/m² (2, 33, 35).

** sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation OG/VG et en l'absence d'IM aigue.

β à une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

†. En général après 50 ans ou dans des conditions de relaxation anormale, en l'absence de sténose mitrale ou autres causes d'élévation de la pression de l'OG.

✓ Convergence du flux minimale et large définies par un rayon de convergence <0.4cm et > 0.9 cm respectivement (jets centraux) avec un seuil de Nyquist de 40 cm/s. Les seuils pour les jets excentriques sont moins élevés et doivent être corrigés pour l'angle (voir texte).

↔ les paramètres quantitatifs peuvent aider à classifier une IM modérée en légère à modérée et modérée à sévère.

flux des veines pulmonaires s'inverse en systole (Figure 4). Puisque le jet régurgitant mitral entre dans une ou l'autre des veines pulmonaires, l'échantillonnage recommande que ce flux soit présent dans toutes les veines, spécialement en échographie transoesophagienne. Une des limites de l'évaluation du flux pulmonaire est qu'une élévation de la pression de l'OG (quelque soit l'étiologie) et la fibrillation auriculaire résulte en un flux systolique antérograde précoce diminué⁵⁶. Par conséquent, l'évaluation du flux des veines pulmonaires devrait être faite en complément d'autres paramètres pour quantifier l'IM. Cependant, un renversement du flux systolique dans plus d'une veine pulmonaire est spécifique mais non sensible d'IM sévère.

3. Rôle de l'ETO dans l'évaluation de l'IM sévère.

L'ETO est indiquée pour évaluer la sévérité de l'IM chez un patient qui a une échographie transthoracique non con-

cluante ou techniquement difficile. En complément, l'ETO est particulièrement bonne pour identifier le mécanisme sous-jacent de l'IM et planifier la chirurgie si nécessaire. Toutes les méthodes décrites plus haut pour quantifier l'IM peuvent être utilisées en ETO. En particulier, la haute résolution de l'ETO, le mode multiplan ainsi que la proximité de la valve permettent d'imager une vena contracta et PISA plus facilement et probablement de façon plus précise. D'un autre point de vue, la grosseur du jet est affectée par la fréquence de la sonde, la fréquence de répétition des ondes et la force du signal. Par conséquent, un même jet peut paraître plus large en ETO comparé aux images transthoraciques. La quantification par Doppler pulsé en ETO fonctionne bien dans la vue trans-gastrique car on obtient un bon alignement pour le Doppler (PW) dans la chambre de chasse du VG. Cependant, cette dernière technique est plus difficile à obtenir que par l'approche transthoracique. L'interrogation de toutes les veines pulmonaires est généralement possible en ETO.

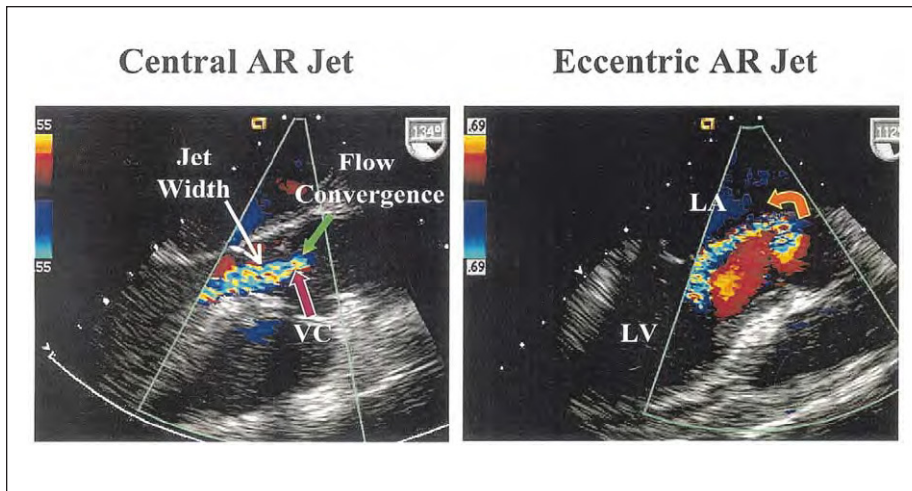


Figure 5. Exemples d'insuffisance aortique (IA) centrale et excentrique par échocardiographie transthoracique. Les 3 composantes du flux régurgitant sont définies par les flèches dans l'exemple d'IA centrale: la zone de convergence du flux, la vena contracta (VC) et l'aire du jet dans la chambre de chasse du ventricule gauche. Notez la taille plus petite et la localisation de la VC comparée à la largeur du jet dans la chambre de chasse du VG. L'IA excentrique est dirigée vers la valve mitrale (flèche), avec une zone de convergence du flux proéminente. La largeur du jet dans la chambre de chasse du VG ne peut pas être utilisée pour l'évaluation de la sévérité des IA excentriques. OG; oreillette gauche, VG: ventricule gauche.

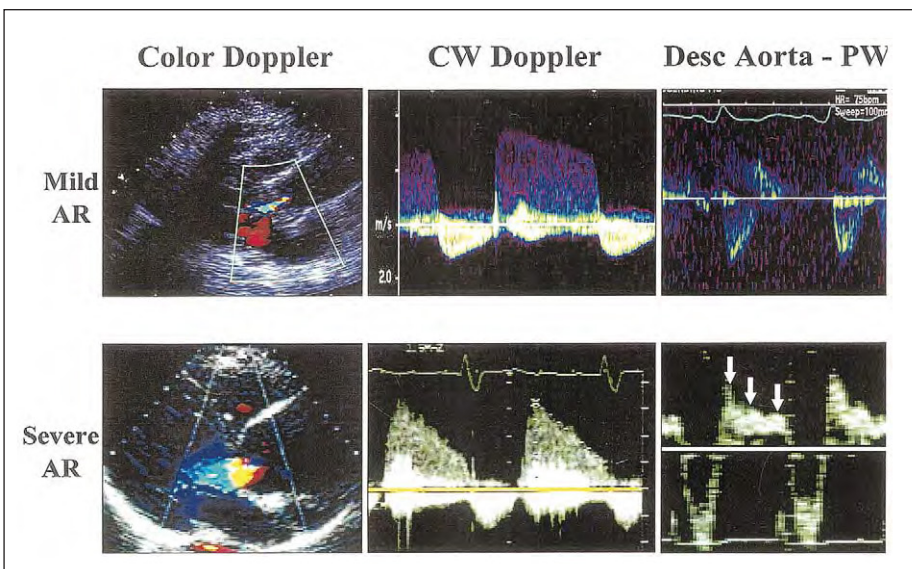


Figure 6. Vues en Doppler couleur et par Doppler continu (DC) du flux régurgitant et vue en Doppler pulsé (DP) du flux dans l'aorte descendante dans un cas d'insuffisance aortique légère et sévère (IA). Comparé à l'IA légère, le cas d'IA sévère a un jet large dans la chambre de chasse du VG, un taux de décélération rapide de la vitesse de l'IA par DC et un reflux holo-diastolique du flux dans l'aorte descendante (flèches).

4. Approche intégrée dans l'évaluation de l'IM sévère.

L'évaluation de la sévérité d'une IM intègre idéalement de multiples paramètres plutôt que de se reposer sur un seul d'entre eux. Ceci permet de minimiser les effets des erreurs de technique ou de mesure inhérents aux méthodes discutées plus haut. Il est important de faire la distinction entre la quantification de l'IM et ses conséquences hémodynamiques. Par exemple, un volume de insuffisance modeste qui se développe de façon rapide dans une petite OG non compliant peut causer une congestion pulmonaire sévère avec hypotension systémique. A l'inverse, certains patients qui ont une IM sévère chronique sont asymptomatiques du fait de mécanismes compensatoires et d'une OG dilatée et compliant.

Les paramètres qui décrivent le degré d'IM incluent la largeur de la vena contracta, la fraction et le volume régurgitant, une ERO calculée par la méthode PISA ou de

façon quantitative par Doppler pulsé (PW). Puisque le flux régurgitant peut être holosystolique ou bref, comme dans le prolapsus mitral 12, les techniques de Doppler couleur doivent être ajustées pour la durée de l'IM : par exemple, une large mais brève vena contracta ne démontre qu'une IM légère. Inversement, les conséquences hémodynamiques de l'IM se reflètent dans plusieurs paramètres incluant les volumes OG et VG, le contour de l'enveloppe du signal en Doppler continu (CW) et l'aspect du flux veineux pulmonaire. Les avantages et les limitations des différents paramètres echo/Doppler utilisés pour quantifier la sévérité de l'IM sont détaillés dans la Table 2. Un index de sévérité d'IM a été conçu qui attribue un certain poids à six différents indicateurs d'IM⁵⁷, avec un score de 0-3 pour la pénétration du jet dans l'OG, le rayon de la PISA, l'intensité du jet en Doppler continu, la pression artérielle pulmonaire, l'aspect du flux veineux pulmonaire et la taille de l'OG. Un score de 1.7 ou moins sépare correctement une IM légère d'une IM sévère; un chevauchement considérable cependant a été observé entre IM modérée

Tableau 4. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utiles dans l'évaluation de la gravité de l'insuffisance aortique

| | Légère | Modérée | Sévère |
|--|---------------------------------------|-------------------------|---|
| Paramètres structuraux | | | |
| Taille du VG | Normale* | Normale ou dilaté | En général dilatée** |
| Feuillets aortiques | | | |
| | Normaux ou anormaux | Normaux ou anormaux | Anormaux/ Feuillet inversé |
| Paramètres Doppler | | | |
| Largeur du jet en Doppler couleur dans la CCVG β | Petite dans les jets centraux β | Intermédiaire | Large dans les jets centraux, variable dans les jets excentriques |
| Densité du jet de la fuite-DC | Incomplet ou faible densité | Dense | Dense |
| Taux de décélération- DC (PHT, ms) † | Lente > 500 | Médium 500-200 | Pic précoce- triangulaire |
| Reflux diastolique dans l'aorte descendante- DP | Bref, protodiastolique | Intermédiaire | Reflux systolique ‡ |
| Paramètres quantitatifs ↔ | | | |
| Largeur de la VC (cm) β | <0,3 | 0,3-0,6 | >0,6 |
| Largeur du jet/largeur CCVG, % β | <25 | 25-45 46-64 | >65 |
| CSA jet/ CSA CCVG, % β | <5 | 5-20 21-59 | >60 |
| Volume régurgitant (ml/cycle cardiaque) | <30 | 30-44 45-59 | >60 |
| Fraction régurgitante (%) | <30 | 30-39 40-49 | >50 |
| EROA (cm ²) | <0,1 | 0,1-0,19 0,20-0,29 | >0,3 |

DC, Doppler continu, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta, PHT temps pour atteindre 50% de la pression (70% vitesse), CCVG chambre de chasse du VG, CSA aire en petit axe.

* sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation VG. Mesures normales : Petit axe VG < 2,8 cm/m², Volume télédiastolique du VG < 82 ml/m² (2).

** et en l'absence d'IA aigue.

β à une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

†. PHT est diminué si la pression diastolique du VG est augmentée et avec prise de vasodilatateurs, et peut être allongée dans l'adaptation chronique à une IA sévère.

↔ les paramètres quantitatifs peuvent aider à classer une IA modérée en légère à modérée et modérée à sévère.

et sévère. Bien que cela soit inutilisable en pratique clinique routinière, ce système de score d'montre le besoin d'évaluer les IMs en utilisant de multiples paramètres.

A partir des données de la littérature et du consensus des membres du comité, le groupe de travail propose une stratégie regroupant des signes spécifiques ($\geq 90\%$ de spécificité), des signes évocateurs et des paramètres quantitatifs pour grader la sévérité de l'IM (Table 3). En appliquant cette stratégie, le groupe de travail souhaite aussi mettre en valeur les choses suivantes. Les signes spécifiques ont une haute valeur prédictive positive pour déterminer la sévérité de l'IM. D'un autre côté, les signes évocateurs sont utiles pour conforter l'impression sur le degré d'IM bien que leur valeur prédictive soit plus modeste puisque influencés par plusieurs facteurs (Table 2). C'est le consensus des membres du comité que le processus de quantification de l'IM devrait être global, utilisant une combinaison d'indices, de signes et de mesures obtenues par Doppler échocardiographie. Si l'IM est définie comme légère ou moins en utilisant ces signes, au-

cune autre mesure n'est nécessaire. Si ces signes suggèrent que l'IM est plus que légère et que la qualité des données permet la quantification, il est souhaitable que les échocardiographistes expérimentés puisse quantifier le degré d'IM, avec le volume régurgitant et la fraction régurgitante comme indices de surcharge de volume et l'ERO comme marqueur de sévérité de l'IM. C'est aussi le consensus de le groupe de travail que les mots utilisés pour exprimer le degré d'IM (qui est un continuum bien décrit par les mesures quantitatives) peuvent inclure des qualificatifs comme léger à modéré ou modéré à sévère pour décrire les deux extrêmes du stade modéré. Enfin, il est important de souligner que quand les différents paramètres sont concordants, il est facile de quantifier la sévérité de l'IM avec confiance. Quand différents paramètres sont discordants, il faut rechercher avec attention les raisons techniques et physiologiques expliquant ces différences et se reposer sur les paramètres ayant la meilleure qualité de données et qui sont les plus adéquates si l'on considère les conditions physiologiques.

D. INSUFFISANCE AORTIQUE

La quantification de l'insuffisance aortique (IA) est basée sur une utilisation globale de l'échocardiographie 2D, de l'imagerie de flux couleur, des techniques de Doppler pulsé et continu et est essentielle dans l'évaluation clinique de la maladie valvulaire aortique 1. L'évaluation échocardiographique et Doppler de l'IA utilise des mesures qualitatives et quantitatives issues d'un seul examen. Alors que les mesures qualitatives ou semi-quantitatives sont largement utilisées, les mesures quantitatives sont souvent plus longues et utilisés de façon plus sélective.

1. Rôle de l'échocardiographie 2D

L'échocardiographie 2D fournit de l'information sur l'anatomie de la valve et ses déformations, la présence et la sévérité d'une dilatation de la racine aortique et l'adaptation du VG à la surcharge de volume. Alors que des IA légères sont généralement associées avec une pathologie légère de la valve et de la racine aortique et ne provoquent pas de remodelage VG, l'IA chronique sévère est habituellement observée en présence d'anomalies structurales significatives de la valve et de la racine aortique et conduit à la dilatation du VG. L'évaluation de la taille du VG et de sa fonction en cas d'IA significative fournit des indices sur le caractère aigu ou chronique de l'insuffisance et aide à déterminer la prise en charge et le moment de la chirurgie.

2. Méthodes Doppler

a. Doppler couleur.

L'imagerie Doppler couleur montre directement le flux régurgitant à travers la valve aortique durant la diastole. Le flux régurgitant a 3 composantes qui peuvent être visualisées : la région de convergence de flux dans l'aorte, la vena contracta à travers l'orifice régurgitant et la direction du jet et sa taille dans le VG (Figure 5).

Taille du jet régurgitant. L'imagerie du jet régurgitant est utilisée chez tous les patients avec IA du fait de sa simplicité et de son caractère temps réel⁵⁸. L'extension du jet dans le VG est un indicateur peu satisfaisant de la sévérité de l'IA⁵⁹. Une meilleure évaluation est basée sur la taille du jet proximal ou de l'aire de sa coupe transversale dans le cm situé juste au-dessous de la valve^{59,60}. Les vues parasternales sont préférées aux vues apicales du fait de leur meilleure résolution axiale. Les mesures recommandées sont celles de largeur maximale du jet proximal obtenues à partir de vues long axe rapportées au diamètre de la chambre de chasse⁵⁹. De façon similaire, l'aire du jet coupé transversalement en petit axe rapportée à l'aire de la chambre de chasse peut être utilisée⁵⁹. Les critères

pour définir les IA sévère sont des rapports $\geq 65\%$ pour la largeur du jet et $\geq 60\%$ pour l'aire du jet (Table 4) (Figure 6). Bien que des petits jets reflètent de petites IAs, il y a d'importantes limitations à l'imagerie Doppler couleur, comme dans l'IM^{38,40}. La forme du jet peut affecter les mesures. Si le jet proximal n'a pas une forme avec des bords parallèles dans la chambre de chasse, il est difficile de savoir où le mesurer. La direction du jet est aussi une variable confondante. Les jets excentriques qui sont dirigés préférentiellement vers le feuillet antérieur de la valve mitrale (Figure 5) ou le septum, tendent à occuper une petite proportion de la chambre de chasse proximale et peuvent apparaître ainsi étroits et faire sous-estimer la sévérité de l'IA³⁸. De même, les jets centraux tendent s'expandre pleinement dans la chambre de chasse et peuvent être sur-estimés. De plus, la sévérité de l'IA en jets diffus venus de l'ensemble de la ligne de coaptation est également mal évaluée en Doppler couleur. Ceci peut être suspecté à partir de la coupe petit axe au niveau de la valve aortique. En pratique, la quantification de l'IA basée sur la taille du jet dans la chambre de chasse est le plus souvent basée sur une estimation visuelle plutôt que quantitative et utilisée comme un indicateur grossier de l'IA.

Vena contracta. La vena contracta est définie comme le collet le plus étroit du flux au niveau de la valve aortique, immédiatement en dessous de la zone de convergence du flux. Cette mesure est différente de la largeur du jet discutée plus haut, qui est mesurée dans la chambre de chasse sous la valve aortique (figure 5). La mesure de la largeur de la vena contracta est significativement plus petite que celle du jet dans la chambre de chasse car le jet s'élargit immédiatement après la vena contracta. L'imagerie de la vena contracta est obtenue de façon similaire à partir des coupes long-axe⁶¹. La vena contracta fournit une estimation de la taille de l'EROA. Pour la visualiser de façon appropriée, il est essentiel de voir les 3 composantes du flux régurgitant (convergence, vena contracta et le jet) 61. La mesure de la vena contracta est simple, facilement réalisable en échocardiographie trans thoracique et trans oesophagienne. De plus, elle apparaît plus robuste que la largeur du jet et l'aire dans la chambre de chasse pour quantifier la sévérité de l'IA⁶¹. Les limites de ce paramètre se produisent en cas de jets multiples ou de jets avec des formes irrégulières où une mesure peut ne pas refléter la sévérité de l'IA; un petit axe cependant fournira une meilleure appréciation de la fuite⁶². Les seuils de la vena contracta associés à une fuite sévère sont : 0.5cm est hautement sensible, 0.7cm est hautement spécifique et 0.6cm est la meilleure combinaison sensibilité/spécificité 61.

Convergence de flux ou PISA. Comparativement à l'IM, il y a moins d'expérience pour l'IA avec la PISA. L'imagerie de la zone de convergence du flux proximal par echo transthoracique est réalisée à partir de la vue apicale/para-apicale ou de la parasternale droite avec un zoom sur

Tableau 5. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance aortique: utilité, avantages et limitations.

| | Utilité/avantages | Limitations |
|--|--|---|
| Paramètres structuraux | | |
| Taille du VG | Dilatation sensible pour les IA chroniques et significatives. Une taille normale exclut quasiment une IA chronique significative. | Dilatation peut être due à d'autres conditions. Taille peut être normale dans l'IA aigue. |
| Feuillets aortiques | Simple, en général anormal dans l'IA sévère. Feuillelet inversé dénote une IA importante | Mauvaise précision, peut sous- ou sur-estimer l'insuffisance. |
| Paramètres Doppler | | |
| Largeur du jet ou CSA jet / CCVG en Doppler couleurβ | Simple, très sensible, méthode d'identification rapide d'une IA légère ou sévère | Le jet peut s'étendre de façon imprévisible sous l'orifice. Peu fiable pour les insuffisances excentriques. |
| Largeur de la VC (cm) | Simple, quantitative, d'identification d'une IA légère ou sévère | Pas utile pour les jets multiples. Petites valeurs; de petites erreurs conduisent à des % d'erreur élevés. |
| PISA | Quantitatif; Donne la sévérité de la lésion (EROA) et la surcharge de volume (R Vol) | Mesure peu fiable si calcifications des feuillets. Pas valable si jets multiples. Donne le flux maximal et l'EROA maximale. |
| Quantification du jet - DP | Quantitatif, valide si jets multiples et excentriques. Donne la sévérité de la lésion (EROA, RF) et la surcharge de volume (R Vol) | Pas valable si IM concomitante sauf si le site pulmonaire est utilisé. |
| Profil du jet - DC | Facile d'obtention, si faible ou incomplet, en faveur d'une IA légère. | Qualitatif- paramètre complémentaire. Chevauchement modéré et sévère. |
| Taux de décélération- DC (PHT, ms) † | Facile d'obtention | Influencée par la pression diastolique du VG et de l'aorte. Ne quantifie pas la sévérité de l'IA. |
| Reflux diastolique dans l'aorte descendante- DP | Simple | Influencée par la rigidité aortique. Un reflux bref est normal. |

DC, Doppler continu, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta, PHT temps pour atteindre 50% de la pression (70% vitesse), CCVG chambre de chasse du VG, CSA aire en petit axe.

la valve et la région supra-valvulaire. La limite de Nyquist est ajustée pour obtenir une zone de convergence ronde et mesurable. Le rayon d'aliasing est mesuré sur une image arrêté avec la plus large PISA observable. L'enregistrement Doppler continu du pic de vitesse régurgitante et de l'ITV permet le calcul de l'EROA et du volume régurgitant. Cette méthode fournit une estimation juste de la sévérité de l'IA⁶³. Cependant, elle n'est réalisable que dans un petit nombre de patients comparativement à l'IM du fait de l'interposition du tissu valvulaire (vues apicales) et de la difficulté à obtenir des images de bonne qualité de la zone de convergence. Un autre point clé est lié au moment de la mesure du rayon de convergence du flux qui devrait être en protodiastole, proche du pic de la vitesse régurgitante. De plus, les anévrismes de l'aorte ascendant qui déforment le plan valvulaire, peuvent conduire à la sous-estimation de l'IA par cette méthode⁶³. Les seuils de l'IA sévère sont une EROA ≥ 0.30cm² et un volume régurgitant ≥ 60ml.

b. Doppler pulsé.

Reflux aortique diastolique. Il est normal d'observer un bref reflux diastolique dans l'aorte. Le reflux est idéal-

ment enregistré dans la partie haute de l'aorte descendante au niveau de l'isthme en vue suprasternale, ou dans la partie basse en utilisant une vue sous-costale. Avec l'augmentation de la fuite, la durée et la vitesse de ce reflux augmente⁶⁴. C'est pourquoi, un reflux holodiastolique est habituellement le signe d'une IA au moins modérée (figure 6) et apparaît être plus spécifique si enregistré depuis l'aorte thoraco-abdominale. La vitesse du reflux à la fin de la diastole, l'ITV de reflux et le ratio de cette ITV sur l'ITV systolique ont toutes été proposées comme des indices semi-quantitatifs de sévérité de l'IA^{64,65}. Un reflux holodiastolique avec une ITV diastolique similaire à la systolique est un signe qualitatif fiable d'IA sévère. Cependant, la compliance réduite de l'aorte avec l'âge avancé peut aussi prolonger le reflux diastolique normal en absence d'IA significative.

Calcul du flux régurgitant: La quantification du flux par Doppler pulsé pour l'évaluation de l'IA est basée sur la comparaison entre la mesure du volume d'éjection aortique au niveau de la chambre de chasse du ventricule gauche avec le volume d'éjection mitral ou pulmonaire^{14,15}. Le volume d'éjection total (volume d'éjection aor-

Tableau 6. Application des signes spécifiques et de soutien, et paramètres quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance aortique

| | Légère | Modérée | | Sévère |
|---|--|---|-----------|---|
| Signes spécifiques | - jet central <25% de la CCVG β - VC < 0,3 cm β - Pas de reflux diastolique dans l'aorte descendante ou reflux bref protodiastolique | Signes > IA légère mais pas de critères en faveur d'une IA sévère | | - Largeur de la VC > 0,6 cm β - jet d'IA large et central (surface > 65% CCVG) β |
| Signes de soutien | - PHT > 500 ms - taille LV normale* | Signes intermédiaires | | - PHT < 200 ms - Reflux holodiastolique dans l'aorte descendante - VG dilaté ** |
| Paramètres quantitatifs ↔ | | | | |
| VOLUME régurgitant (ml/cycle cardiaque) | < 30 | 30-44 | 45-59 | > 60 |
| Fraction régurgitante (%) | < 30 | 30-39 | 40-49 | > 50 |
| EROA (cm ²) | < 0,1 | 0,1-0,19 | 0,20-0,29 | > 0,3 |

IA insuffisance aortique, DC, Doppler continu, CCVG chambre de chasse du VG, EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, VG, ventricule gauche, DP, Doppler pulse, VC, vena contracta.

* Taille VG seulement valable pour les IA chroniques. Mesures normales : Petit axe VG < 2,8 cm/m², Volume télédiastolique du VG < 82 ml/m², (2).

** sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation OG/VG.

β à une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

↔ les paramètres quantitatifs peuvent aider à classer une IA modérée en légère à modérée et modérée à sévère.

tique) peut aussi être dérivé de la mesure quantitative en 2D des volumes télédiastolique et télésystolique du VG. L'orifice régurgitant effectif aortique peut être calculé à partir du volume d'éjection régurgitant et de l'intégrale temps vitesse du jet régurgitant par Doppler continu^{15,53}. Comme pour la méthode PISA, un volume régurgitant ≥ 60 ml et un orifice régurgitant effectif aortique ≥ 0,30 cm² sont évocateurs d'une insuffisance aortique sévère. La méthode Doppler quantitative ne peut être utilisée s'il y a plus qu'une insuffisance mitrale légère, à moins que le site pulmonaire ne soit utilisé pour le calcul du débit systémique.

c. Doppler continu.

Densité du signal. La densité de l'enveloppe spectrale en Doppler continu du jet d'IA reflète le volume régurgitant, surtout par comparaison à la densité de l'enveloppe spectrale antérograde. Cependant, la densité du jet d'insuffisance aortique est aussi déterminée par les directions respectives des jets initiaux et distaux au niveau du faisceau d'ultrasons et aussi possiblement par la capacité du jet à s'étendre et de mobiliser les globules rouges qui lui sont adjacents. Alors qu'une enveloppe spectrale peu dense en Doppler continu est compatible avec une insuffisance aortique trace à légère, il existe un chevauchement significatif entre l'insuffisance aortique modérée et sévère pour des jets plus denses. La densité de l'enveloppe spectrale en Doppler continu est donc un indicateur imparfait de la sévérité de l'insuffisance aortique.

Décélération diastolique du jet régurgitant. La vitesse de

décélération du jet diastolique régurgitant et la dérivée du temps de demi-pression reflètent la vitesse d'égalisation des pressions aortique et ventriculaire gauche diastolique. Avec l'augmentation de la sévérité de l'insuffisance aortique, la pression diastolique aortique diminue plus rapidement⁶⁶. La vitesse du jet en fin de systole est plus faible avec, par conséquent un temps de demi-pression plus court. Le temps de demi-pression est facilement mesuré si la vitesse maximale diastolique est adéquatement enregistrée. Un temps de demi-pression > 500 ms est habituellement compatible avec une IA légère alors qu'une valeur de < 200 ms est évocatrice d'une IA sévère. Cependant, la vitesse diastolique de l'IA est aussi déterminée par la compliance et la pression diastoliques du ventricule gauche. Pour une sévérité donnée d'IA, le temps de demi-pression peut être écourté davantage par une pression diastolique du ventricule gauche élevée ou par l'utilisation thérapeutique de vasodilatateurs qui réduisent l'IA^{66,67}. À l'opposé, le temps de demi-pression peut être prolongé ou normalisé avec l'adaptation chronique du ventricule gauche à une IA sévère⁶⁸.

3. Rôle de l'ETO

L'échographie trans-oesophagienne (ETO) est rarement nécessaire pour évaluer la sévérité de l'IA étant donné la proximité de la valve aortique de la paroi thoracique à partir de la fenêtre parasternale. Cependant, l'ETO peut être nécessaire chez les patients avec de mauvaises fenêtres

Tableau 7. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance tricuspidienn: utilité, avantages et limitations.

| | Utilité/avantages | Limitations |
|-------------------------------------|---|--|
| Paramètres structuraux | | |
| Taille du VD/OD/VCI | Dilatation sensible pour les IT chroniques et significatives. Une taille normale exclut quasiment une IT chronique significative. | Dilatation peut être due à d'autres conditions. Taille peut être normale dans l'IT aigue. |
| Feuillets tricuspidiens | Feuillet inversé dénote une IT importante | D'autres anomalies n'impliquent pas une IT sévère |
| Aplanissement diastolique du septum | Simple, rapide | Peu spécifique de l'IT |
| Aire jet/ Doppler couleur | Simple, rapide | Dépend de facteurs techniques et hémodynamiques. Sous-estime la sévérité en cas de jets excentriques. |
| Largeur de la VC (cm) | Simple, quantitative, d'identification d'une IT légère ou sévère | Les valeurs intermédiaires requièrent confirmation. |
| PISA | Quantitatif | Validée dans quelques études seulement. |
| Quantification du jet - DP | Quantitatif | Pas validée pour la fraction régurgitante |
| Profil du jet - DC | Facile d'obtention | Qualitatif- paramètre complémentaire. |
| Vélocité tricuspide- pic E | Facile d'obtention, en général augmentée dans l'IT sévère | Influencée par la pression de l'OD, la relaxation du VD, la surface de la valve tricuspide et la fibrillation auriculaire. Paramètre complémentaire. |
| Flux veineux hépatique | Simple, le reflux systolique est spécifique d'une IT sévère | Influencée par la pression de l'OD, la fibrillation auriculaire. |

DC, Doppler continu, , EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, , OD, oreillette droite, VD, ventricule droit, VCI, veine cave inférieure, DP, Doppler pulsé, VC, vena contracta, IT, insuffisance tricuspidienn.

acoustiques chez qui l'ETT ne peut fournir une définition adéquate de l'anatomie ou des enregistrements Doppler adéquats. En Doppler couleur, les critères basés sur la largeur du jet et sur la taille de la vena contracta s'appliquent également à l'ETO et peuvent bénéficier d'une amélioration de la qualité des images chez certains patients. Cependant, en raison d'une plus grande difficulté à obtenir des vues dans lesquelles la direction du jet est parallèle au faisceau d'ultrasons, les mesures de la fraction régurgitante par Doppler pulsé et l'enregistrement de la vélocité de l'IA avec le Doppler continu sont plus difficiles à obtenir de façon fiable. Avec une angulation adéquate, l'ampleur de la convergence proximale du flux peut être mesurée. De plus, le renversement diastolique du flux dans l'aorte descendante avec le Doppler pulsé peut être visualisé à partir de vues de l'œsophage supérieur qui permettent aussi de voir la crosse aortique.

4. Approche intégrative pour l'évaluation de la insuffisance aortique

L'évaluation de l'IA par échographie Doppler est un processus exhaustif basé sur toutes les informations collectées durant l'examen. Les avantages et limites de l'imagerie 2D et du Doppler dans l'évaluation de la sévérité de l'IA sont illustrés dans le tableau 5. Dans tous les cas, l'évaluation de

la valve aortique, de la taille et de la fonction du ventricule gauche, l'évaluation de la largeur proximale du jet et, si possible, la détermination de la vena contracta devraient être effectués en routine. La vélocité de la chambre de chasse du ventricule gauche ainsi que la vélocité dans l'aorte descendante proximale et/ou dans l'aorte abdominale devraient être enregistrées en Doppler pulsé. Le jet de l'IA en Doppler continu devrait être enregistré mais seulement utilisé si un signal complet est obtenu.

En s'appuyant sur les données de la littérature et sur un consensus des membres du comité, le groupe de travail propose une combinaison de signes spécifiques (spécificité $\geq 90\%$), d'autres signes évocateurs dont la valeur prédictive est plus modeste et de paramètres quantitatifs de la sévérité de l'IA (tableau 6). En appliquant cette classification, il fait consensus chez les membres du comité que le processus de gradation l'insuffisance aortique devrait être exhaustif en utilisant une combinaison de ces signes, indices et mesures. Si, en utilisant ces signes, l'IA est classifiée légère ou moins avec certitude, d'autres mesures complémentaires ne sont pas requises. Cependant, si certains paramètres sont suggestifs d'une IA plus que légère et que la qualité des données préliminaires se prêtent à la quantification, il est souhaitable pour les échographistes ayant de l'expérience en méthodes quantitatives d'établir le degré de sévérité de l'IA en incluant le volume régurgitant et

la fraction régurgitante, comme indicateurs de la surcharge de volume, ainsi que l'orifice régurgitant effectif, comme descripteur de sévérité. La formule utilisée pour exprimer la sévérité de l'IA, qui est un continuum mieux défini par des mesures quantitatives, peut inclure des qualificatifs comme léger-à-moderé pour décrire la portion inférieure du spectre d'IA modérée et modérée-à-sévère pour décrire la portion supérieure du spectre d'IA modérée. Comme pour l'insuffisance mitrale, lorsque les différents paramètres sont concordants, la gradation de la sévérité de l'IA est facile. À l'inverse, lorsque les différents paramètres se contredisent, les raisons techniques et physiologiques expliquant ces différences doivent être étudiées attentivement afin de ne se fier qu'aux composantes ayant la meilleure qualité et fiabilité considérant le contexte clinique.

E. INSUFFISANCE TRICUSPIDIENNE

70% des individus normaux ont un certain degré d'insuffisance tricuspide (IT)⁶⁹⁻⁷¹. L'IT pathologique est souvent attribuable à la dilatation du ventricule droit (VD) et de l'anneau tricuspide secondaire à l'hypertension pulmonaire ou à la dysfonction ventriculaire droite. Les causes primaires d'IT incluent l'endocardite, l'atteinte cardiaque du syndrome carcinoïde, l'anomalie d'Ebstein et la maladie cardiaque rhumatismale⁷²⁻⁷⁴.

L'évaluation de la sévérité de l'IT a été entravée par le manque de standards pour quantifier sa sévérité. De plus, contrairement aux lésions du cœur gauche, l'intervention chirurgicale sur une IT isolée est rarement effectuée. L'annuloplastie tricuspide est plus fréquemment effectuée de façon complémentaire à d'autres chirurgies cardiaques lorsque l'IA est significative.

L'examen échocardiographique cherche donc à déterminer l'étiologie de l'insuffisance et procure une évaluation semi-quantitative de la sévérité. Les divers paramètres utilisés dans son évaluation sont détaillés dans le Tableau 7. Des mesures quantitatives de l'insuffisance tricuspide supplémentaires sont rarement nécessaires. Au cours de l'examen, il est important de mesurer la vitesse de l'IT en Doppler continu qui fournit un estimé de la pression systolique du VD.

1-Rôle de l'échocardiographie 2D

L'évaluation de l'appareil tricuspide en échographie 2D est importante pour déterminer l'étiologie de l'IT. Des troubles secondaires comme une dilatation de l'oreillette droite et du VD accompagnent souvent une IT significative chronique. Cette évaluation est habituellement qualitative. Bien que la dilatation des cavités cardiaques droites ne soit pas spécifique pour une insuffisance tricuspide significative, son absence suggère un degré d'insuffisance moindre. Le mouvement septal paradoxal peut survenir

avec la surcharge de volume du VD secondaire à une IT sévère. Cependant, ce signe n'est pas spécifique de l'IT étant affecté par de multiples facteurs⁷⁵⁻⁷⁷. En dernier lieu, la visualisation de la taille et des variations respiratoires de la veine cave inférieure en vue sous costale permet une évaluation de la pression de l'oreillette droite⁷⁸⁻⁸⁰.

2. Évaluation Doppler

a. Doppler couleur.

La méthode la plus simple pour évaluer la sévérité de l'IT est l'imagerie par Doppler couleur dans différentes vues pour établir les caractéristiques, la direction et la taille du jet régurgitant. Puisque le VD est situé dans le thorax antérieur, les images trans-thoraciques sont habituellement adéquates et devraient inclure la vue parasternale de l'infundibulum du VD, la vue parasternale en court axe, la vue apicale quatre cavités et la vue sous-costale 4 cavités. En règle générale, un jet s'étendant loin dans l'oreillette droite évoque une IT plus sévère qu'un petit jet central qui apparaît seulement au-dessus de la valve tricuspide (figure 7). L'évaluation de la sévérité de l'IT par Doppler couleur a une bonne corrélation avec l'évaluation angiographique⁸¹ ainsi qu'avec les mesures cliniques de la sévérité de l'IT^{82,83}. Il y a cependant un chevauchement considérable entre l'aire des jets régurgitants chez les patients avec IT légère et modérée⁸³. De plus, et de façon similaire à l'IM, les jets régurgitants dirigés centralement dans l'oreillette droite paraissent généralement plus importants par Doppler couleur que des jets excentriques dirigés contre la paroi de l'oreillette qui sont autant voire plus sévères.

L'imagerie par Doppler couleur peut aussi être utilisée pour déterminer la sévérité de l'IA par la méthode PISA. La visualisation d'un contour de la zone de convergence du flux mesurable est plus difficile qu'avec l'IM. La quantification de l'IT par la méthode PISA a été validée dans de petites études mais est rarement nécessaire cliniquement^{81,84}. À l'inverse, la visualisation de la vena contracta est moins ardue et peut être utilisée de façon qualitative ou quantitative^{82,85,86}. Une largeur de jet > 0,7 cm identifie une IT sévère avec une sensibilité de 89% et une spécificité de 93% et corrèle bien avec l'aire de l'orifice régurgitant effectif^{85,86}. À la fois la méthode PISA et la vena contracta sont plus exactes pour déterminer la sévérité de l'IT avec les jets centraux qu'avec des jets excentriques. Il peut cependant y avoir un chevauchement entre des valeurs de largeur de jets dans des cas d'IT légère et modérée. La sous-estimation d'une IT sévère peut survenir chez 20-30% des patients lorsque sont utilisées l'aire du jet et la méthode PISA⁸¹.

b. Doppler continu.

L'enregistrement de la vitesse du jet d'IT constitue une méthode utile pour la mesure non invasive de la pression

Tableau 8. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utiles dans l'évaluation de la gravité de l'insuffisance tricuspидienne

| | Légère | Modérée | Sévère |
|---|-----------------------------|-----------------------|---|
| Paramètres structuraux | | | |
| Taille du VD/OD/VCI | Normale* | Normale ou dilaté | En général dilatée** |
| Feuillets tricuspидiens | | | |
| | Normaux ou anormaux | Normaux ou anormaux | Anormaux/ Feuillet inversé/ Malcoaptation |
| Paramètres Doppler | | | |
| Largeur du jet en Doppler couleur -jets centraux (cm ²) β | <5 | 5-10 | >10 |
| Densité du jet de la fuite-DC | faible densité, parabolique | Dense, forme variable | Dense, pic précoce- triangulaire |
| Largeur de la VC (cm) ζ | Pas définie | Pas définie mais <0,7 | >0,7 |
| Rayon de la PISA (cm) \dagger | <0,5 | 0,6-0,9 | >0,9 |
| Flux hépatique \vee | Prédominance systolique | Diminution systolique | Reflux systolique |
| EROA (cm ²) | <0,1 | 0,1-0,19 0,20-0,29 | >0,3 |

DC, Doppler continu, , EROA, surface de l'orifice effectif régurgitant, , OD, oreillette droite, VD, ventricule droit, VCI, veine cave inférieure, DP, Doppler pulsé, VC, vena contracta, IT, insuffisance tricuspидienne.

* sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation OD/VD. Mesures normales (vue 4-cavités): dimension médio-latérale du VD télédiastolique <4,3cm, surface télédiastolique du VD <35 cm² , dimensions maximale OD médiolatérale et supéroinférieure 4,6 et 4,9 cm respectivement (35,89).

** exception: IT aigue.

β à une limite Nyquist de 50-60 cm/s. Pas valide dans les jets excentriques. Pas recommandé comme mesure unique du fait de la dépendance sur des facteurs hémodynamiques et techniques.

ζ à une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

\dagger à une limite Nyquist de 28 cm/s (changement de ligne basale).

\vee sauf si autres raisons pour la diminution du flux systolique (fibrillation auriculaire, elevation de la pression OD).

Tableau 9. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utilisés dans l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance pulmonaire: utilité, avantages et limitations.

| | Utilité/avantages | Limitations |
|---|---|---|
| Paramètres structuraux | | |
| Taille du VD | Dilatation sensible pour les IP chroniques et significatives. Une taille normale exclut quasiment une IP chronique significative. | Dilatation peut être due à d'autres conditions. |
| Aplanissement septal diastolique | Simple, IP sévère. | Peu spécifique. |
| Largeur du jet en Doppler couleur β | Simple | Mauvaise corrélation avec la sévérité de l'IP |
| Largeur de la VC (cm) | Simple, validée pour d'autres valves | Difficile: bonne visualisation de la valve, non validée |
| Taux de décélération- DC | Facile d'obtention | Décélération rapide non spécifique d'une IP sévère |
| Quantification du jet - DP | Quantifie le flux régurgitant et la fraction régurgitante | Erreurs dues à la difficulté de quantifier l'anneau pulmonaire et aux changements de la CCVD pendant le cycle; pas validé |

DC, Doppler continu, VD, ventricule droit, DP, Doppler pulsé, VC, vena contracta, IP, insuffisance pulmonaire, CCVD, chambre de chasse du VD.

systolique ventriculaire droite et pulmonaire. Il est important de noter que la vitesse du jet d'IT, de façon similaire à la vitesse des autres lésions régurgitantes, n'est pas liée au volume du jet régurgitant. En fait, une IT massive est souvent associée à un jet d'une faible vitesse (< 2 m/s) étant donné une quasi égalisation des pressions auriculaires et ventriculaires droites (Figure 7). À l'inverse, une

insuffisance légère peut avoir une très grande vitesse si une hypertension pulmonaire est présente.

De façon similaire à l'IM, certaines caractéristiques du jet d'IT par Doppler continu, comme la densité du signal et le contour de l'enveloppe spectrale de vitesse, aident à évaluer la sévérité de l'insuffisance (Figure 7). Avec une IT sévère, on voit une enveloppe spectrale dense de même

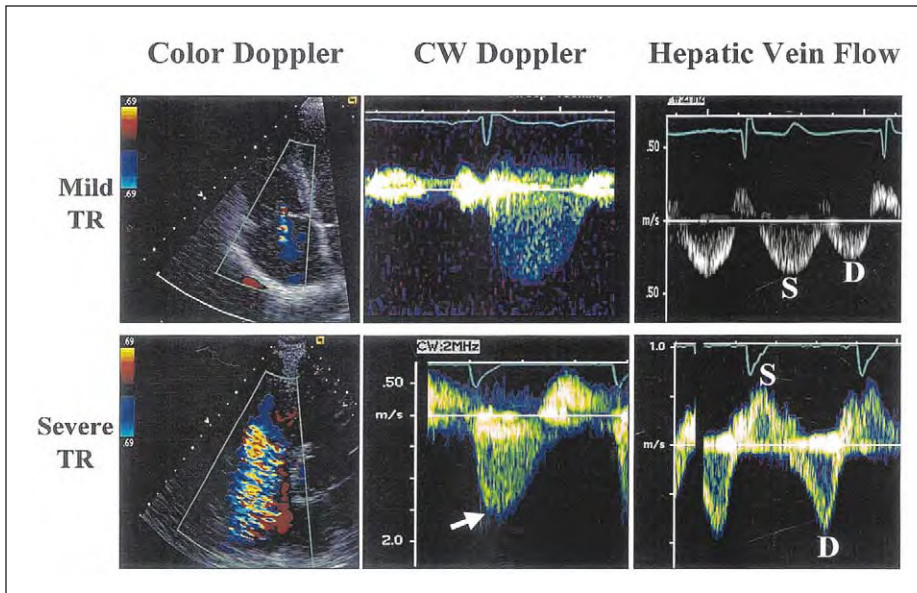


Figure 7. Vues en Doppler couleur et par Doppler continu (DC) du flux regurgitant et vue en Doppler pulsé (DP) du flux dans les veines hépatiques dans un cas d'insuffisance tricuspидienne légère et sévère (IT). Le cas d'IT légère montre un jet central étroit avec une zone de convergence minimale, en contraste avec le cas d'IT sévère qui a une zone de convergence large et une surface de jet qui s'étend dans l'oreillette droite. Le flux par DC montre une orme parabolique dans l'IT légère et un pic précoce de vélocité avec une forme triangulaire dans l'IT sévère (flèche). Le flux hépatique est normal dans l'IT légère. A l'opposé, le flux systolique est inversé dans l'IT sévère. D, vélocité du flux diastolique.

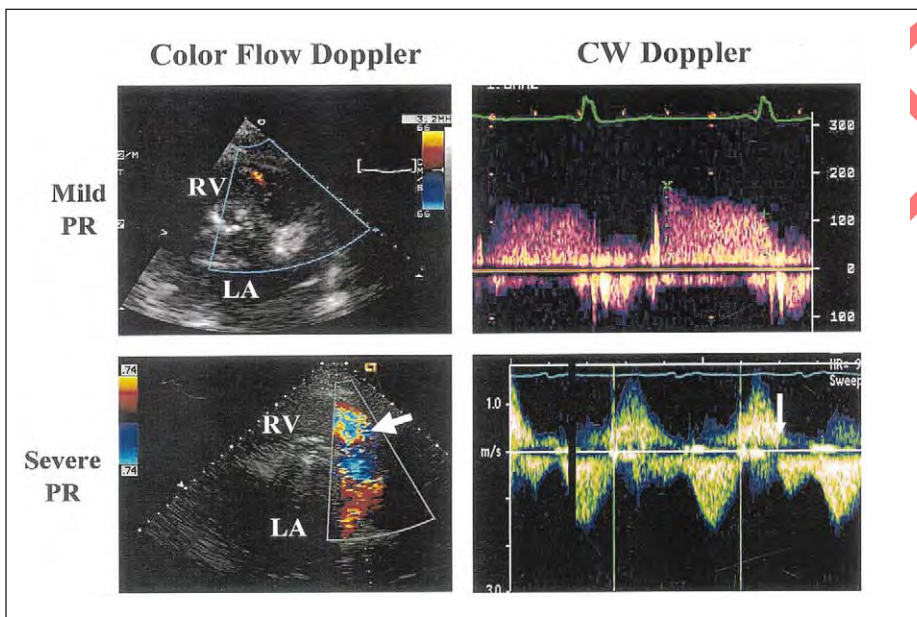


Figure 8. Vues en Doppler couleur et par Doppler continu (DC) dans un cas d'insuffisance pulmonaire légère et sévère (IP). Le cas d'IP légère montre un jet central étroit dans la chambre de chasse du ventricule droit. L'enregistrement par DC montre un taux de décélération lent de la vélocité de l'IP. Comparé à l'IP légère, le cas d'IP sévère a un jet large en Doppler couleur (flèche). Le DC montre un taux de décélération rapide de la vélocité de l'IP avec une fin rapide du flux pulmonaire. OG oreillette gauche, VD ventricule droit.

qu'une vélocité triangulaire à pic précoce en raison d'une vague de pression régurgitante prédominante. Avec une IT sévère et des pressions ventriculaires droites normales, les flux Doppler continus antérogrades et rétrogrades à travers la valve sont presque des images miroir l'un de l'autre, correspondant à un flux aller-retour à travers un orifice valvulaire sévèrement incompetent⁸⁷.

c. Doppler pulsé.

Comme pour l'IM, la sévérité de l'IT affectera la vélocité proto-diastolique tricuspидienne E. Des valeurs supérieures à 1 m/s sont souvent enregistrées chez les patients avec insuffisance sévère, même sans sténose valvulaire. En théorie, le volume régurgitant tricuspидien peut être calculé en soustrayant le flux à travers une valve non insuffisante du flux antérograde à travers l'anneau tricuspидien. Contrairement aux valves aortique et mitrale, cette

approche est rarement utilisée pour l'IT, partiellement en raison d'erreurs de mesure de l'anneau tricuspидien.

Comme pour les veines pulmonaires dans l'IM, l'examen Doppler pulsé des veines hépatiques aide à corroborer l'évaluation de la sévérité de l'IT. Avec une sévérité croissante d'IT, le flux systolique habituellement prédominant est diminué. Avec une IT sévère, il survient un reflux systolique (figure 7). Cependant, les aspects de flux des veines hépatiques sont aussi influencés par des anomalies de la relaxation et de la compliance de l'oreillette droite et du VD, la phase respiratoire, la précharge et la fibrillation auriculaire⁸⁸. La sensibilité du reflux hépatique pour l'IT sévère est de 80%⁸³. Alors que la spécificité du l'inversion systolique du flux n'est pas bien définie, l'expérience a démontré qu'il s'agit aussi d'un signe spécifique d'IT, si les conditions sus-mentionnées sont prises en considération dans l'interprétation.

3. Rôle de l'échographie trans-oesophagienne

Le plus souvent, l'IT peut être adéquatement évaluée par l'échographie trans-thoracique. Même quand les vues parasternale et apicale sont sous-optimales, la vue sous-costale permet la délimitation (mapping) du flux couleur et l'enregistrement du flux veineux hépatique. Quand les images trans-thoraciques sont de faible qualité, l'échographie trans-oesophagienne peut être utile. L'étude du flux couleur peut être effectuée en utilisant la vue oesophagienne 4-chambres haute ainsi que la vue trans-gastrique 4-cavités et les vues de l'infundibulum du VD. De façon similaire à l'IM, l'aire du jet peut apparaître plus grande avec l'échographie trans-oesophagienne qu'avec l'échographie trans-thoracique.

Les signaux Doppler continu peuvent être enregistrés à partir des vues oesophagienne et trans-gastrique. Cependant, l'obtention d'un angle d'interception parallèle peut être problématique. Le flux des veines hépatiques peut être enregistré en commençant en vue parasternale long-axe de l'oreillette droite et en suivant la veine cave inférieure caudalement jusqu'à ce que les veines hépatiques soient visualisées. Les objectifs de l'ETO sont identiques à ceux de l'examen de surface; les vues standard et les multiples approches pour évaluer la sévérité de l'insuffisance devraient être effectuées quand une insuffisance tricuspidiennne sur valve pathologique est suspectée.

4. Approche intégrative de l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance tricuspidiennne

De façon similaire à l'évaluation d'autres lésions régurgitantes, une approche intégrative est recommandée pour l'évaluation de l'IT (Tableau 8). Ceci inclut l'évaluation de la taille des cavités cardiaques droites, du mouvement septal et de divers paramètres Doppler. La délimitation du flux Doppler couleur dans au moins 2 plans orthogonaux devrait être effectuée, avec une attention particulière portée à la vena contracta, à la zone de convergence du flux et à la direction et taille du jet. Le Doppler continu du jet d'IT devrait être enregistré pour évaluer la densité du signal et le contour du jet et estimer la pression systolique de l'artère pulmonaire. En outre, la taille de la veine cave inférieure et sa variation respiratoire ainsi que le flux veineux hépatique aident à évaluer la pression auriculaire droite et son adaptation à la surcharge de volume. Avec le manque de données extensives sur la quantification de l'IT, le groupe de travail recommande l'intégration de l'information pour tous les paramètres discutés (Tableau 8). Plus concordants seront les indices de sévérité, plus certain sera le diagnostic. Une attention particulière doit être portée à la qualité des données obtenues et aux conditions physiologiques qui peuvent altérer l'exactitude de ces paramètres.

F. INSUFFISANCE PULMONAIRE

Un faible degré d'insuffisance pulmonaire (IP) a été rapporté chez 40-78% des patients avec des valves pulmonaires morphologiquement normales sans autre évidence de maladie cardiaque structurale⁹⁰⁻⁹². Une insuffisance pathologique est rare et devrait être diagnostiquée principalement en présence d'anomalies structurales du cœur droit. Chez l'adulte, l'IP acquise est plus souvent vue chez les patients ayant une hypertension pulmonaire qui s'associe souvent avec une dilatation de l'artère pulmonaire, du ventricule droit, de l'oreillette et des veines hépatiques. L'IP dans ces conditions est cependant rarement sévère. Une IP sévère est habituellement observée chez les patients avec des anomalies anatomiques de la valve pulmonaire ou après une valvulotomie. En raison des difficultés à imager la valve pulmonaire et de la faible prévalence d'IP sévère menaçant la vie, peu d'études de validation ont été réalisées. Plus encore, la validation des méthodes écho/Doppler mesurant l'IP est limitée par l'usage inhabituel de l'angiographie ou d'autres méthodes pour diagnostiquer cette condition. Les paramètres échographiques et Doppler qui sont utiles dans l'évaluation de l'IP sont énumérés dans le Tableau 9.

1. Rôle de l'échographie 2D

L'évaluation de la voie de chasse du VD et de la valve pulmonaire par échographie 2D est possible à partir des vues parasternale et sous-costale. L'identification d'anomalies anatomiques associées à l'IP, comme des anomalies du nombre de feuillets (valves quadricuspides ou bicuspidés), du mouvement (ouverture en dôme ou prolapsus) ou de la structure (hypoplasie, dysplasie ou absence de valve pulmonaire) peut aider à définir le mécanisme de insuffisance et fournir des indices quant à sa sévérité. La visualisation de la totalité de la valve pulmonaire est plus difficile que pour les valves mitrale, aortique ou tricuspide. Cependant, la dilatation de l'artère pulmonaire, fréquemment observée en cas d'hypertension pulmonaire permet une visualisation plus facile de la valve. L'incapacité à visualiser entièrement la valve pulmonaire peut limiter la quantification de l'insuffisance pulmonaire. En dernier lieu, l'évaluation de la taille et de la fonction du VD en l'absence d'hypertension pulmonaire fournit un indicateur indirect du degré d'IP ainsi que de l'adaptation du VD à l'état de surcharge de volume.

2. Méthodes Doppler.

a. Doppler couleur.

La visualisation du flux Doppler couleur est la méthode la plus couramment utilisée pour identifier l'IP. Un jet

Tableau 10. Paramètres qualitatifs et quantitatifs utiles dans l'évaluation de la gravité de l'insuffisance pulmonaire.

| | Légère | Modérée | Sévère |
|---|--|------------------------------|--|
| Paramètres structuraux | | | |
| Taille du VD | Normale* | Normale ou dilaté | En général dilatée** |
| Valve pulmonaire | | | |
| | Normaux ou anormaux | Normaux ou anormaux | Anormaux |
| Paramètres Doppler | | | |
| Taille du jet en Doppler couleur β | Fin (en général <10mm de long avec une origine fine) | Intermédiaire | Large avec une origine large; peut être bref |
| Densité du jet de la fuite et temps de décélération-DC \checkmark | faible densité, deceleration lente | Dense, décélération variable | Dense, deceleration rapide, fin précoce |
| Flux pulmonaire comparé au flux systémique ζ | Un peu augmenté | Intermédiaire | Très augmenté |

DC, Doppler continu, VD, ventricule droit, VCI, veine cave inférieure, IP, insuffisance pulmonaire.

* sauf si il y a d'autres raisons pour une dilatation du VD. Mesures normales (vue 4-cavités): dimension médio-latérale du VD télédiastolique <4,3cm, surface télédiastolique du VD <35 cm² (89).

** exception: IP aigue.

β à une limite Nyquist de 50-60 cm/s.

ζ les limites des volume et fraction regurgitants ne sont pas validés.

\checkmark décélération accélérée non spécifique de l'IP sévère.

diastolique dans la chambre de chasse du VD commençant à la ligne de coaptation des feuillets et dirigée vers le VD est diagnostique d'IP (Figure 8). Même si le Doppler couleur est parfaitement adapté pour déterminer la taille du jet et son orientation spatiale, plusieurs facteurs utilisés pour l'évaluation de la sévérité de l'insuffisance (taille du jet, ampleur et durée) seront déterminés par une combinaison de volume régurgitant et de pression différentielle (gradient entre l'artère pulmonaire et VD). Les jets régurgitants associés à des valves pulmonaires normales, considérés comme des variantes de la normale, sont habituellement très petits, en forme de fuseau et prennent leur origine au centre, au point de coaptation des feuillets pulmonaires (Figure 8)⁹¹. Des études initiales ont tenté de quantifier l'IP en mesurant la longueur du jet⁹¹. Des jets <10 mm en longueur étaient triviaux alors que de plus grands jets étaient associés à une maladie cardiaque. Cependant, la longueur du jet est hautement dépendante du gradient de pression différentielle entre l'artère pulmonaire et le VD et n'est donc pas un indice fiable de la sévérité. L'évaluation de l'aire entière du jet par planimétrie devrait, théoriquement, être meilleure que la seule longueur du jet. La planimétrie des aires de jet, indexées à la surface corporelle, corrélient bien avec la sévérité de l'IP comparativement à l'angiographie. Cependant, un grand degré de variabilité et de chevauchement entre les différents grades d'IP a été observé⁹². Dans les cas d'IP sévère, l'étendue complète du jet régurgitant peut ne pas être appréciée en vue parasternale; l'imagerie sous-costale peut être nécessaire pour apprécier adéquatement sa pleine ampleur.

Bien que non validé systématiquement pour la valve pulmonaire, la largeur de la vena contracta est probable-

ment une méthode plus exacte pour évaluer la sévérité de l'IP par Doppler couleur, comme pour les autres lésions régurgitantes. Certains investigateurs ont utilisé la largeur du jet d'IP dans l'évaluation sérieuse d'homogreffes pulmonaires mais des standards pour la largeur de la vena contracta pulmonaire n'ont pas été établis⁹³. Il est important de noter que dans les cas d'IP sévère, où l'égalisation de la pression diastolique de l'artère pulmonaire et du VD survient précocement en diastole, l'aire du jet couleur peut être brève et trompeuse à première vue. Dans ce cas, l'importante largeur de la vena contracta et les résultats des Doppler pulsé et continu (voir plus bas) alertent l'observateur quant à la sévérité de la insuffisance (Figure 8).

b. Doppler continu.

Le Doppler continu est fréquemment utilisé pour mesurer la vélocité télédiastolique de l'IP et donc pour estimer la pression télédiastolique de l'artère pulmonaire. Cependant, il n'y a pas de méthode cliniquement acceptée pour quantifier l'IP en utilisant le Doppler continu. Similairement à l'IA, la densité du signal de Doppler continu fournit une mesure qualitative de l'insuffisance⁵¹. Une décélération rapide, bien qu'évocatrice d'une insuffisance plus sévère, est influencée par divers facteurs incluant les propriétés diastoliques du VD et les pressions de remplissage. Dans l'IP sévère, une égalisation rapide des pressions du VD et de l'artère pulmonaire peut survenir avant la fin de la diastole. Ainsi, un signal intense de flux aller-retour de forme sinusoïdale avec fin du flux en méso ou télédiastole peut être observé (Figure 8). Ce résultat n'est pas spécifique de l'IP sévère étant donné que l'équilibration précoce et rapide des pressions diastoliques est aussi rencontrée chez

les patients avec une faible pression télé-diastolique de l'artère pulmonaire et/ou une pression diastolique élevée du VD (ex. Infarctus du VD). Cependant, l'intensité du signal d'IP, les caractéristiques du jet en Doppler couleur et la quantification du flux pulmonaire dans la chambre de chasse du VD par Doppler pulsé aident à différencier les deux entités.

c. Doppler pulsé.

Dans l'évaluation de l'IP, l'interrogation de la vélocité par Doppler pulsé peut être utile au niveau de l'anneau de la valve pulmonaire et dans l'artère pulmonaire⁹⁴⁻⁹⁶. Si la vélocité du jet d'IP n'est pas limitée par le phénomène d'aliasing en Doppler pulsé, ses contours et son timing peuvent être évalués de façon similaire au Doppler continu (cf ci-dessus) avec des implications similaires⁹⁷.

L'évaluation par Doppler pulsé des flux antérogrades et rétrogrades de l'artère pulmonaire a été utilisée pour calculer le volume régurgitant et la fraction régurgitante^{95,96}. Si le diamètre de l'artère pulmonaire est présumé constant, alors le ratio des intégrales temps-vitesse des flux antérograde et rétrograde peut être utilisé pour déterminer la fraction régurgitante⁹⁵. Bien que des différences entre les fractions régurgitantes aient été observées chez des groupes avec différentes sévérités d'IP, un chevauchement considérable a été remarqué et des standards de flux régurgitant pour l'artère pulmonaire n'ont pas été établis⁹⁶. En outre, cette méthode n'est pas valide chez les patients avec sténose pulmonaire en raison d'un flux turbulent post-sténotique.

Comme discuté précédemment, le Doppler pulsé peut être utilisé pour calculer le volume d'éjection à différents sites annulaires. L'anneau pulmonaire, cependant, est probablement le site le plus difficile à mesurer étant donné sa mauvaise visualisation et la taille changeante de la chambre de chasse du VD au cours du cycle cardiaque. Il est recommandé de mesurer l'anneau pulmonaire durant l'éjection précoce (2 à 3 images après la déflexion R de l'ECG), juste au-dessous de la valve pulmonaire⁹⁸⁻⁹⁹. Bien que non validé pour la quantification de l'IP, les flux à l'anneau pulmonaire peuvent être comparés à d'autres sites pour dériver les paramètres quantitatifs de insuffisance (le volume et la fraction régurgitant). Cliniquement, ceci est réalisable si une attention particulière est prise pour bien imaginer l'aire de l'anneau pulmonaire et ainsi minimiser les erreurs de sa mesure.

3. Rôle de l'ETO

Le tronc de l'artère pulmonaire est une structure antérieure et est souvent aussi bien ou même mieux imagée par échographie trans-thoracique que par approche trans-oesophagienne. Le rôle de l'ETO est donc limité dans l'évaluation de la sévérité de l'IP.

4. Approche intégrée pour l'évaluation de la sévérité de la insuffisance pulmonaire.

Une approche exhaustive pour l'évaluation de la sévérité de l'IP est recommandée, de façon similaire aux autres insuffisances valvulaires. Considérant les données insuffisantes quant à la quantification de l'IP pour recommander une approche quantitative cliniquement validée, l'évaluation est généralement qualitative et devrait inclure les divers paramètres précédemment discutés (tableau 10). Le Doppler couleur est la meilleure modalité de dépistage et identifie correctement des IP triviales et légères qui ont des jets minces et courts avec une origine précise. Ces lésions sont aisément différenciées des degrés d'IP plus sévères. En plus du Doppler couleur, une évaluation de la valve pulmonaire, de la taille et fonction du VD aident à élucider l'étiologie de la insuffisance ainsi que l'adaptation à la surcharge de volume. Le Doppler continu du jet d'IP et d'IT, si disponibles, devraient être enregistrés de façon routinière pour fournir une preuve supportant le degré de insuffisance et l'estimation de la pression pulmonaire. La quantification de la vena contracta par Doppler couleur et la fraction régurgitante en Doppler pulsé, bien qu'utiles, requièrent une plus ample validation. Malgré ces restrictions, une estimation qualitative cliniquement utile de l'IP est réalisable dans la majorité des cas.

G. CONCLUSIONS

L'échocardiographie Doppler est devenue l'approche de première ligne pour l'évaluation et la prise en charge des maladies valvulaires. Alors que l'échographie 2D fournit une évaluation de la structure valvulaire, du mécanisme de insuffisance et de l'adaptation à la surcharge de volume, le Doppler permet, dans le même contexte, une évaluation exhaustive de la sévérité de la insuffisance en utilisant des méthodes qualitatives et quantitatives du flux couleur et du Doppler spectral. En général, l'insuffisance valvulaire représente un défi pour la majorité des techniques diagnostiques en raison de la nature dynamique de la lésion et de l'influence de diverses conditions hémodynamiques et physiologiques. Pour toutes les insuffisances valvulaires, une approche intégrative des paramètres 2D et Doppler est recommandée pour réussir une évaluation exacte de la sévérité de la lésion et de sa signification clinique. Ceci tient compte des conditions physiologiques qui pourraient altérer la justesse de certains paramètres, met l'accent sur la qualité des données primaires et permet la vérification interne de l'interprétation.

L'évaluation échocardiographique de l'adaptation cardiaque à la surcharge de volume offre, conjointement avec une évaluation minutieuse des symptômes, un outil idéal pour la prise en charge des insuffisances valvulaires

ainsi que pour le choix du moment de la chirurgie. Avec les avancées récentes en échocardiographie digitale, la comparaison d'images sériées peut maintenant être effectuée facilement côte-à-côte pour une évaluation plus précise de l'évolution temporelle de ces processus adaptatifs et pour un meilleur choix du moment de la chirurgie. Dans

un futur rapproché, avec les progrès du 3D en temps réel, la distribution spatiale de l'insuffisance valvulaire sera plus facilement accessible, améliorant les mesures de convergence de flux, de vena contracta et de jet régurgitant pour une quantification améliorée de l'insuffisance valvulaire.

REFERÊNCIAS

1. Bonow RO, Carabello B, de LA Jr, Edmunds LH Jr, Fedderly BJ, Freed MD, et al. Guidelines for the management of patients with valvular heart disease: executive summary; a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Management of Patients with Valvular Heart Disease). *Circulation* 1998;98:1949-84.
2. Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography: American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1989;2:358-67.
3. Quinones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:167-84.
4. Sahn DJ. Instrumentation and physical factors related to visualization of stenotic and regurgitant jets by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:1354-65.
5. Baumgartner H, Schima H, Kuhn P. Value and limitations of proximal jet dimensions for the quantitation of valvular regurgitation: an in vitro study using Doppler flow imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:57-66.
6. Kizilbash AM, Willett DL, Brickner ME, Heinle SK, Grayburn PA. Effects of afterload reduction on vena contracta width in mitral regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:427-31.
7. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, Recusani F, Raisaro A, De Servi S, et al. 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.
8. Utsunomiya T, Doshi R, Patel D, Mehta K, Nguyen D, Henry WL, et al. Calculation of volume flow rate by the proximal isovelocity surface area method: simplified approach using color Doppler zero baseline shift. *J Am Coll Cardiol* 1993;22:277-82.
9. Pu M, Vandervoort PM, Griffin BP, Leung DY, Stewart WJ, Cosgrove DM 3rd, et al. 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.
10. Simpson IA, Shiota T, Gharib M, Sahn DJ. Current status of flow convergence for clinical applications: is it a leaning tower of "PISA"? *J Am Coll Cardiol* 1996;27:504-9.
11. Sitges M, Jones M, Shiota T, Prior DL, Qin JX, Tsujino H, et al. Interlialising distance of the flow convergence surface for determining mitral regurgitant volume: a validation study in a chronic animal model. *J Am Coll Cardiol* 2001;38:1195-202.
12. 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.
13. Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG, Limacher MC, Quinones MA. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation* 1984;70:425-31.
14. Rokey R, Sterling LL, Zoghbi WA, Sartori MP, Limacher MC, Kuo LC, et al. Determination of regurgitant fraction in isolated mitral or aortic regurgitation by pulsed Doppler two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:1273-8.
15. Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ, Krohn MJ, Mays JM. Quantitative Doppler assessment of valvular regurgitation. *Circulation* 1993;87:841-8.
16. Hundley WG, Kizilbash AM, Afridi I, Franco F, Peshock RM, Grayburn PA. Administration of an intravenous perfluorocarbon contrast agent improves echocardiographic determination of left ventricular volumes and ejection fraction: comparison with cine magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:1426-32.
17. Thomson HL, Basmadjian AJ, Rainbird AJ, Razavi M, Avierinos JF, Pellikka PA, et al. Contrast echocardiography improves the accuracy and reproducibility of left ventricular remodeling measurements: a prospective, randomly assigned, blinded study. *J Am Coll Cardiol* 2001;38:867-75.
18. Smith MD, Cassidy JM, Gurley JC, Smith AC, Booth DC. Echo Doppler evaluation of patients with acute mitral regurgitation: superiority of transesophageal echocardiography with color flow imaging. *Am Heart J* 1995;129:967-74.
19. Khoury AF, Afridi I, Quinones MA, Zoghbi WA. Transesophageal echocardiography in critically ill patients: feasibility, safety, and impact on management. *Am Heart J* 1994;127:1363-71.
20. Cape EG, Yoganathan AP, Levine RA. Increased heart rate can cause underestimation of regurgitant jet size by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1029-37.
21. Thomas JD, Liu CM, Flachskampf FA, O'Shea JP, Davidoff R, Weyman AE. Quantification of jet flow by momentum analysis: an in vitro color Doppler flow study. *Circulation* 1990;81:247-59.
22. Cape EG, Skoufis EG, Weyman AE, Yoganathan AP, Levine RA. A new method for noninvasive quantification of valvular regurgitation based on conservation of momentum: in vitro validation. *Circulation* 1989;79:1343-53.
23. Oh JK, Seward JB, Khandheria BK, Gershe BJ, McGregor CGA, Freeman WK, et al. Transesophageal echocardiography in critically ill patients. *Am J Cardiol* 1990;66:1492-5.

24. Honey M, Gough SH, Katsaros S, Miller GAH, Thuraisingham V. Left ventricular cine-angiocardiology in the assessment of mitral regurgitation. *Br Heart J* 1969;31:596-602.
25. Baron MG. Angiocardiographic evaluation of valvular insufficiency. *Circulation* 1971;43:599-605.
26. Sandler H, Dodge HT, Hay RE, Rackley CE. Quantification of valvular insufficiency in man by angiocardiology. *Am Heart J* 1963;65:501-13.
27. Lopez JF, Hanson S, Orchard RC, Tan L. Quantification of mitral valvular incompetence. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1985; 11:139-52.
28. Hunt D, Baxley WA, Kennedy JW, Judge TP, Williams JE, Dodge HT. Quantitative evaluation of cineangiography in the assessment of aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 1973;31:696-700.
29. Stewart WJ, Currie PJ, Salcedo EE, Lytle BW, Gill CC, Schiavone WA, et al. Intraoperative Doppler color flow mapping for decision-making in valve repair for mitral regurgitation: technique and results in 100 patients. *Circulation* 1990;81:556-66.
30. Stewart WJ, Salcedo EE, Cosgrove DM. The value of echocardiography in mitral valve repair. *Cleve Clin J Med* 1991;58:177-83.
31. Otsuji Y, Handschumacher MD, Schwammenthal E, Jiang L, Song J, Guerrero JL, et al. Insights from three-dimensional echocardiography into the mechanism of functional mitral regurgitation: direct in vivo demonstration of altered leaflet tethering geometry. *Circulation* 1997;96:1999-2008.
32. Carabello BA, Crawford FA Jr. Valvular heart disease. *N Engl J Med* 1997;337:32-41.
33. Echocardiographic measurements and normal values. In: Feigenbaum H, editor. *Echocardiography*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. p. 658-83.
34. Lester SJ, Ryan EW, Schiller NB, Foster E. Best method in clinical practice and in research studies to determine left atrial size. *Am J Cardiol* 1999;84:829-32.
35. Wang Y, Gutman JM, Heilbron D, Wahr D, Schiller NB. Atrial volume in a normal adult population by two-dimensional echocardiography. *Chest* 1984;86:595-601.
36. Yoshida K, Yoshikawa J, Shakudo M, Akasaka T, Jyo Y, Takao S, et al. Color Doppler evaluation of valvular regurgitation in normal subjects. *Circulation* 1988;78:840-7.
37. Helmcke F, Nanda NC, Hsiung MC, Soto B, Adey CK, Goyal RG, et al. Color Doppler assessment of mitral regurgitation with orthogonal planes. *Circulation* 1987;75:175-83.
38. Cape EG, Yoganathan AP, Weyman AE, Levine RA. Adjacent solid boundaries alter the size of regurgitant jets on Doppler color flow maps. *J Am Coll Cardiol* 1991;17:1094-102.
39. Chen C, Thomas JD, Anconina J, Harrigan P, Mueller L, Picard MH, et al. Impact of impinging wall jet on color Doppler quantification of mitral regurgitation. *Circulation* 1991;84:712-20.
40. Enriquez-Sarano M, Tajik AJ, Bailey KR, Seward JB. Color flow imaging compared with quantitative Doppler assessment of severity of mitral regurgitation: influence of eccentricity of jet and mechanism of regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1211-29.
41. Fehske W, Omran H, Manz M, Kohler J, Hagendorff A, Luderitz B. Color-coded Doppler imaging of the vena contracta as a basis for quantification of pure mitral regurgitation. *Am J Cardiol* 1994;73:268-74.
42. Hall SA, Brickner ME, Willett DL, Irani WN, Afridi I, Grayburn PA. Assessment of mitral regurgitation severity by Doppler color flow mapping of the vena contracta. *Circulation* 1997;95:636-42.
43. Heinle SK, Hall SA, Brickner ME, Willett DL, Grayburn PA. Comparison of vena contracta width by multiplane transesophageal echocardiography with quantitative Doppler assessment of mitral regurgitation. *Am J Cardiol* 1998;81:175-9.
44. Tribouilloy C, Shen WF, Quere JP, Rey JL, Choquet D, Dufosse H, et al. Assessment of severity of mitral regurgitation by measuring regurgitant jet width at its origin with transesophageal Doppler color flow imaging. *Circulation* 1992;85:1248-53.
45. Mele D, Vandervoort P, Palacios I, Rivera JM, Dinsmore RE, Schwammenthal E, et al. Proximal jet size by Doppler color flow mapping predicts severity of mitral regurgitation: clinical studies. *Circulation* 1995;91:746-54.
46. Enriquez-Sarano M, Miller FA Jr, 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.
47. Pu M, Prior DL, Fan X, Asher CR, Vasquez C, Griffin BP, et al. Calculation of mitral regurgitant orifice area with use of a simplified proximal convergence method: initial clinical application. *J Am Soc Echocardiogr* 2001;14:180-5.
48. Hopmeyer J, He S, Thorvig KM, McNeil E, Wilkerson PW, Levine RA, et al. Estimation of mitral regurgitation with a hemielliptic curve-fitting algorithm: in vitro experiments with native mitral valves. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:322-31.
49. Schwammenthal E, Chen C, Giesler M, Sagie A, Guerrero JL, Vazquez de Prada JA, et al. New method for accurate calculation of regurgitant flow rate based on analysis of Doppler color flow maps of the proximal flow field: validation in a canine model of mitral regurgitation with initial application in patients. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:161-72.
50. Mele D, Schwammenthal E, Torp H, Nesta F, Pedini I, Vandervoort P, et al. A semiautomated objective technique for applying the proximal isovelocity surface area method to quantitate mitral regurgitation: clinical studies with the digital flow map. *Am Heart J* 2001;141:653-60.
51. Buck T, Mucci RA, Guerrero JL, Holmvang G, Handschumacher MD, Levine RA. The power-velocity integral at the vena contracta: a new method for direct quantification of regurgitant volume flow. *Circulation* 2000;102:1053-61.
52. Thomas L, Foster E, Schiller NB. Peak mitral inflow velocity predicts mitral regurgitation severity. *J Am Coll Cardiol* 1998; 31:174-9.
53. Enriquez-Sarano M, Seward JB, Bailey KR, Tajik AJ. Effective regurgitant orifice area: a noninvasive Doppler development of an old hemodynamic concept. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:443-51.
54. Dujardin KS, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Nishimura RA, Seward JB, Tajik AJ. Grading of mitral regurgitation by quantitative Doppler echocardiography: calibration by left ventricular angiography in routine clinical practice. *Circulation* 1997;96:3409-15.
55. Kizilbash AM, Hundley WG, Willett DL, Franco F, Peshock RM, Grayburn PA. Comparison of quantitative Doppler with magnetic resonance imaging for assessment of the severity of mitral regurgitation. *Am J Cardiol* 1998;81:792-5.
56. Pu M, Griffin BP, Vandervoort PM, Stewart WJ, Fan X, Cosgrove DM, et al. The value of assessing pulmonary venous flow velocity for predicting severity of mitral regurgitation: a quantitative assessment integrating left ventricular function. *J Am Soc Echocardiogr* 1999;12:736-43.
57. Thomas L, Foster E, Hoffman JI, Schiller NB. The mitral regurgitation index: an echocardiographic guide to severity. *J Am Coll Cardiol* 1999;33:2016-22.
58. Grayburn PA, Smith MD, Handshoe R, Friedman BJ, De-Maria AN. Detection of aortic insufficiency by standard echocardiography, pulsed Doppler echocardiography, and auscultation: a comparison of accuracies. *Ann Intern Med* 1986;104:599-605.
59. Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:952-9.

60. Reynolds T, Abate J, Tenney A, Warner MG. The JH/LVOH method in the quantification of aortic regurgitation: how the cardiac sonographer may avoid an important potential pitfall. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:105-8.
61. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ. Assessment of severity of aortic regurgitation using the width of the vena contracta: a clinical color Doppler imaging study. *Circulation* 2000;102:558-64.
62. Taylor AL, Eichhorn EJ, Brickner ME, Eberhart RC, Grayburn PA. Aortic valve morphology: an important in vitro determinant of proximal regurgitant jet width by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1990;16:405-12.
63. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Fett SL, Bailey KR, Seward JB, 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.
64. Touche T, Prasquier R, Nitenberg A, de Zuttere D, Gourgon R. Assessment and follow-up of patients with aortic regurgitation by an updated Doppler echocardiographic measurement of the regurgitant fraction in the aortic arch. *Circulation* 1985;72:819-24.
65. Tribouilloy C, Avinee P, Shen WF, Rey JL, Slama M, Lesbre JP. End diastolic flow velocity just beneath the aortic isthmus assessed by pulsed Doppler echocardiography: a new predictor of the aortic regurgitant fraction. *Br Heart J* 1991;65:37-40.
66. Teague SM, Heinsimer JA, Anderson JL, Sublett K, Olson EG, Voyles WF, et al. Quantification of aortic regurgitation utilizing continuous wave Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:592-9.
67. Padial LR, Oliver A, Vivaldi M, Sagie A, Freitas N, Weyman AE, et al. Doppler echocardiographic assessment of progression of aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 1997;80:306-14.
68. Griffin BP, Flachskampf FA, Siu S, Weyman AE, Thomas JD. The effects of regurgitant orifice size, chamber compliance, and systemic vascular resistance on aortic regurgitant velocity slope and pressure half-time. *Am Heart J* 1991;122:1049-56.
69. Singh JP, Evans JC, Levy D, Larson MG, Freed LA, Fuller DL, et al. Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study). *Am J Cardiol* 1999;83:897-902.
70. Lavie CJ, Hebert K, Cassidy M. Prevalence and severity of Doppler-detected valvular regurgitation and estimation of right-sided cardiac pressures in patients with normal twodimensional echocardiograms. *Chest* 1993;103:226-31.
71. Klein AL, Burstow DJ, Tajik AJ, Zachariah PK, Taliercio CP, Taylor CL, et al. Age-related prevalence of valvular regurgitation in normal subjects: a comprehensive color flow examination of 118 volunteers. *JAmSoc Echocardiogr* 1990;3:54-63.
72. Hansing CE, Rowe GG. Tricuspid insufficiency: a study of hemodynamics and pathogenesis. *Circulation* 1972;45:793-9.
73. Cohen SR, Sell JE, McIntosh CL, Clark RE. Tricuspid regurgitation in patients with acquired, chronic, pure mitral regurgitation: II, nonoperative management, tricuspid valve annuloplasty, and tricuspid valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1987;94:488-97.
74. Waller BF, Howard J, Fess S. Pathology of tricuspid valve stenosis and pure tricuspid regurgitation-part III. *Clin Cardiol* 1995;18:225-30.
75. Veyrat C, Kalmanson D, Farjon M, Manin JP, Abitbol G. Non-invasive diagnosis and assessment of tricuspid regurgitation and stenosis using one and two dimensional echo-pulsed Doppler. *Br Heart J* 1982;47:596-605.
76. Miyatake K, Okamoto M, Kinoshita N, Ohta M, Kozuka T, Sakakibara H, et al. Evaluation of tricuspid regurgitation by pulsed Doppler and two dimensional echocardiography. *Circulation* 1982;66:777-84.
77. DePace NL, Ross J, Iskandrian AS, Nestico PF, Kotler MN, Mintz GS, et al. Tricuspid regurgitation: noninvasive techniques for determining causes and severity. *J Am Coll Cardiol* 1984;3:1540-50.
78. Sakai K, Nakamura K, Satomi G, Kondo M, Hirokawa K. Hepatic vein blood flow pattern measured by Doppler echocardiography as an evaluation of tricuspid valve insufficiency. *J Cardiol* 1983;13:33-43.
79. Simonson JS, Schiller NB. Sonospirometry: a non-invasive method for estimation of mean right atrial pressure based on two dimensional echocardiographic measurements of the in-Journal of the American Society of Echocardiography Volume 16 Number 7 Zoghbi et al 801 ferior vena cava during measured inspiration. *J Am Coll Cardiol* 1988;11:557-64.
80. Abu-Yousef MM. Duplex Doppler sonography of the hepatic vein in tricuspid regurgitation. *AJR Am J Roentgenol* 1991;156:79-83.
81. Grossmann G, Stein M, Kochs M, Hoher M, Koenig W, Hombach V, et al. Comparison of the proximal flow convergence method and the jet area method for the assessment of the severity of tricuspid regurgitation. *Eur Heart J* 1998;19:652-9.
82. Shapira Y, Porter A, Wurzel M, Vaturi M, Sagie A. Evaluation of tricuspid regurgitation severity: echocardiographic and clinical correlation. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:652-9.
83. Gonzalez-Vilchez F, Zarauza J, Vazquez de Prada JA, Martin DR, Ruano J, Delgado C, et al. Assessment of tricuspid regurgitation by Doppler color flow imaging: angiographic correlation. *Int J Cardiol* 1994;44:275-83.
84. Yamachika S, Reid CL, Savani D, Meckel C, Paynter J, Knoll M, et al. Usefulness of color Doppler proximal isovelocity surface area method in quantitating valvular regurgitation. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:159-68.
85. Rivera JM, Vandervoort P, Mele D, Weyman A, Thomas JD. Value of proximal regurgitant jet size in tricuspid regurgitation. *Am Heart J* 1996;131:742-7.
86. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Quantification of tricuspid regurgitation by measuring the width of the vena contracta with Doppler color flow imaging: a clinical study. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:472-8.
87. Minagoe S, Rahimtoola SH, Chandraratna PA. Significance of laminar systolic regurgitant flow in patients with tricuspid regurgitation: a combined pulsed-wave, continuous-wave Doppler and two-dimensional echocardiographic study. *Am Heart J* 1990;119:627-35.
88. Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;93:1160-9.
89. Normal cross-sectional echocardiographic measurements. In: Weyman A, editor. Principles and practice of echocardiography. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. p. 1289-98.
90. Choong CY, Abascal VM, Weyman J, Levine RA, Gentile F, Thomas JD, et al. Prevalence of valvular regurgitation by Doppler echocardiography in patients with structurally normal hearts by two-dimensional echocardiography. *Am Heart J* 1989;117:636-42.
91. Takao S, Miyatake K, Izumi S, Okamoto M, Kinoshita N, Nakagawa H, et al. Clinical implications of pulmonary regurgitation in healthy individuals: detection by cross sectional pulsed Doppler echocardiography. *Br Heart J* 1988;59:542-50.
92. Kobayashi J, Nakano S, Matsuda H, Arisawa J, Kawashima Y.

- Quantitative evaluation of pulmonary regurgitation after repair of tetralogy of Fallot using real-time flow imaging system. *Jpn Circ J* 1989;53:721-7.
93. Tweddell JS, Pelech AN, Frommelt PC, Mussatto KA, Wyman JD, Fedderly RT, et al. Factors affecting longevity of homograft valves used in right ventricular outflow tract reconstruction for congenital heart disease. *Circulation* 2000;102:11130-5.
94. Waggoner AD, Quinones MA, Young JB, Brandon TA, Shah AA, Verani MS, et al. Pulsed Doppler echocardiographic detection of right-sided valve regurgitation: experimental results and clinical significance. *Am J Cardiol* 1981;47:279-86.
95. Goldberg SJ, Allen HD. Quantitative assessment by Doppler echocardiography of pulmonary or aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 1985;56:131-5.
96. Marx GR, Hicks RW, Allen HD, Goldberg SJ. Noninvasive assessment of hemodynamic responses to exercise in pulmonary regurgitation after operations to correct pulmonary outflow obstruction. *Am J Cardiol* 1988;61:595-601.
97. Lei MH, Chen JJ, Ko YL, Cheng JJ, Kuan P, Lien WP. Reappraisal of quantitative evaluation of pulmonary regurgitation and estimation of pulmonary artery pressure by continuous wave Doppler echocardiography. *Cardiology* 1995;86:249-56.
98. Zoghbi WA, Farmer KL, Soto JG, Nelson JG, Quinones MA. Accurate noninvasive quantification of stenotic aortic valve area by Doppler echocardiography. *Circulation* 1986;73:452-9.
99. Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 1988;77:78-85.

SUPERSSEDED