

Quantification dynamique de la régurgitation mitrale

Solution Philips de quantification automatisée du flux couleur 3D, basée sur l'IA (3D Auto CFQ)

Jimmy Su, PhD, scientifique clinique, Philips

Jane Vogel, MD, chef de produit senior, Philips

Présentation

Cet outil innovant de quantification automatisée du flux couleur 3D fournit un paramètre essentiel pour l'évaluation de la régurgitation de la valve mitrale.

Contexte

La régurgitation mitrale (RM) est la valvulopathie la plus fréquente aux États-Unis et en Chine, et la deuxième plus fréquente en Europe.¹⁻³ La sévérité de la RM, au moment du diagnostic, est directement corrélée au pronostic des patients.^{4,5} L'échocardiographie est aujourd'hui la modalité d'imagerie la plus utilisée pour l'évaluation de la valve mitrale (VM).^{6,7} L'American Society of Echocardiography (ASE) recommande une approche intégrée, combinant des paramètres quantitatifs, semi-quantitatifs et qualitatifs pour apprécier la sévérité de la RM. Cela s'explique par une faible reproductibilité de la gradation de la RM, avec des divergences importantes entre lecteurs.⁸ Par exemple, dans l'essai clinique Acorn⁹, les patients ont été inclus sur la base d'une régurgitation mitrale significative. Cependant, l'analyse par le laboratoire de référence a conclu que 41 % des patients présentaient en réalité une RM tout au plus modérée. Les mesures absolues de la surface efficace de l'orifice régurgitant (EROA) et du volume régurgitant (RVol) sont

les meilleurs prédicteurs de l'impact pronostique de la régurgitation mitrale.⁷ La méthode de la surface d'iso-vélocité proximale (PISA) est la technique la plus largement utilisée en pratique clinique courante pour mesurer l'EROA et le RVol. Cependant, l'ASE reconnaît que la méthode PISA présente plusieurs limites.⁷ La méthode PISA 2D repose sur l'hypothèse d'un orifice unique, circulaire et constant pendant toute la systole.⁸ L'échocardiographie tridimensionnelle (3D) peut apporter des informations complémentaires aux méthodes actuelles d'évaluation de la sévérité de la régurgitation^{4,5}, mais même les adaptations 3D de PISA continuent de modéliser l'orifice comme un cercle et restent exposées à des problèmes de reproductibilité et de corrélation.¹⁰ L'outil innovant de quantification du flux couleur Philips, fondé sur l'échocardiographie 3D, permet de dépasser certaines des limites de PISA dans l'évaluation de la régurgitation mitrale.

Solution Philips de quantification automatisée du flux couleur 3D (3D Auto CFQ)

L'application 3D Auto CFQ fournit une quantification automatisée du volume régurgitant de la valve mitrale, qui compte parmi les meilleurs prédicteurs de l'évolution clinique⁷, ainsi que du débit de pointe, à partir d'images de flux couleur 3D (3D CF) acquises lors d'exams d'échocardiographie transœsophagienne (ETO) (**Figure 1**). Cette application innovante s'appuie sur un modèle de dynamique des fluides éprouvé, adapté aux informations issues du codage couleur. Cela permet une évaluation quantitative de la fuite de la valve mitrale pendant la systole. L'application 3D Auto CFQ exploite la technologie de segmentation automatique Philips 3D Auto MV, pilotée par l'IA, pour générer un modèle précis et reproductible de la valve mitrale, utilisé ensuite comme entrée du modèle de dynamique des fluides de 3D Auto CFQ qui quantifie la régurgitation mitrale.

3D Auto CFQ s'appuie sur le flux couleur 3D plutôt que 2D afin de prendre en compte la complexité spatiale de la RM. L'application 3D Auto CFQ a été développée pour analyser, image par image durant la systole, le flux régurgitant, afin de restituer la dynamique temporelle de la régurgitation mitrale. L'algorithme 3D Auto CFQ repose sur un modèle sophistiqué de dynamique des fluides, qui décrit l'écoulement d'un fluide incompressible (le sang) à travers un orifice de géométrie irrégulière, non circulaire. Le comportement de ce modèle a été validé par des simulations classiques de dynamique des fluides numérique (CFD), montrant une très bonne concordance des résultats.

Acquisition des images

La première étape pour réaliser une quantification fiable de la régurgitation mitrale à l'aide de 3D Auto CFQ consiste à acquérir une séquence 3D en mode couleur. Pour permettre à 3D Auto CFQ de calculer les variations dynamiques de flux tout au long de la systole, il est nécessaire de disposer d'une cadence volumique d'au moins 20 Hz. Philips recommande l'utilisation de la sonde X8-2t, qui permet d'acquérir en un seul cycle cardiaque des volumes 3D couleur à plus de 20 Hz, et d'atteindre des cadences d'images encore plus élevées en mode multi-battements, le cas échéant. De plus, il est nécessaire d'utiliser une échelle couleur de vitesse élevée (au minimum 60 cm/s, avec une valeur recommandée d'au moins 70 cm/s), car le modèle de dynamique des fluides exploite l'ensemble des vitesses présentes au sein du jet régurgitant pour calculer le volume de flux. Un indicateur de qualité des données (**Figure 2**), tenant compte à la fois de la cadence volumique et de la vitesse d'aliasing, est mis à disposition de l'utilisateur.

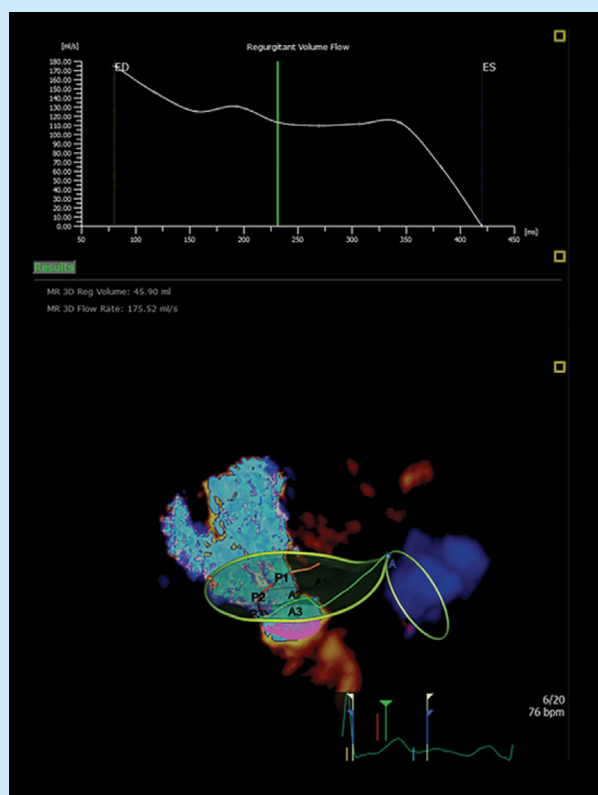


Figure 1 Exemple de résultats obtenus avec la solution Philips 3D Auto CFQ, illustrant l'évolution temporelle du flux et ses caractéristiques tridimensionnelles.

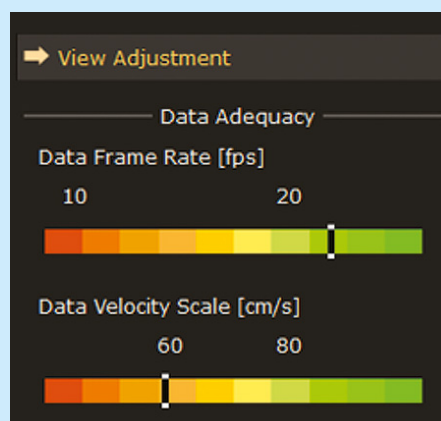


Figure 2 Indicateur de qualité des données affiché lors de l'étape de "réglage de la vue", indiquant la cadence d'images et l'échelle de vitesse de l'ensemble de données 3D couleur chargée.

Étapes du processus de travail 3D Auto CFQ

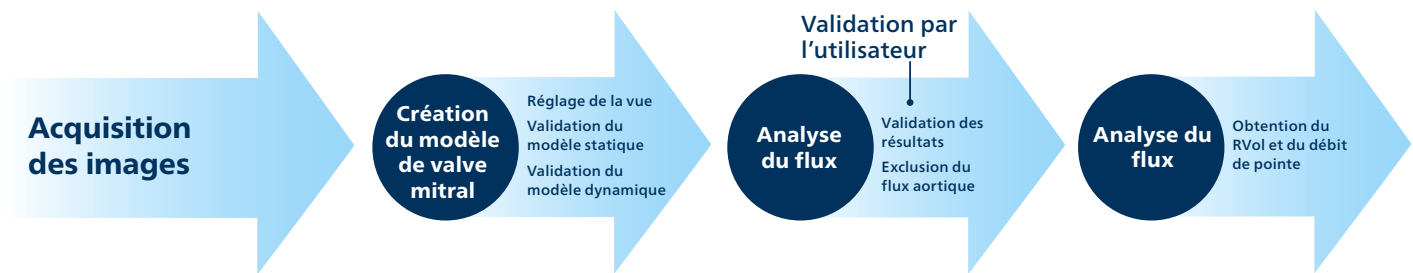


Figure 3 Organigramme illustrant le processus de travail de l'application 3D Auto CFQ et ses principales étapes fonctionnelles.

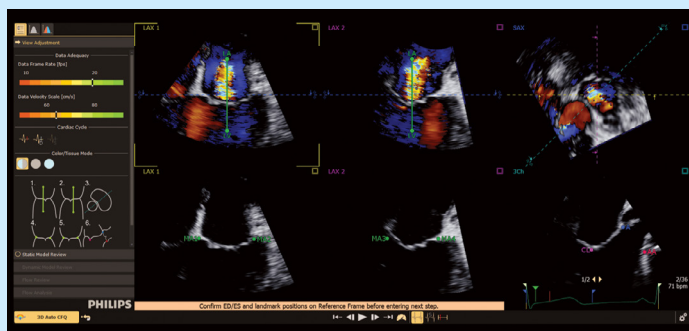


Figure 4 Interface utilisateur. Lors de l'étape initiale de "réglage de la vue", le logiciel met à disposition des outils pour aligner le volume, positionner les points clés et ajuster la synchronisation cardiaque, afin de fournir les paramètres nécessaires à la création du modèle statique de la VM.



Figure 5 Page finale de résultats affichant les valeurs calculées, une représentation graphique du flux régurgitant au cours du temps et des incrustations du modèle d'écoulement sur les images d'échocardiographie 2D et 3D.

Processus de travail

Le processus de travail de l'application 3D Auto CFQ suit l'organigramme présenté à la Figure 3 (ci-dessus). L'utilisateur commence par l'étape de "réglage de la vue", où les repères anatomiques de la valve mitrale sont automatiquement détectés dans le volume 3D en niveaux de gris afin de générer un modèle dynamique de la valve mitrale (**Figure 4**). La technologie utilisée à cette étape est la même que celle de 3D Auto MV.

Dans les deux étapes suivantes du processus de travail, les informations anatomiques de la valve mitrale sont affinées lors des phases de "validation du modèle statique" et de "validation du modèle dynamique", afin d'identifier la zone la plus probable de l'orifice régurgitant, qui servira de point de départ à l'algorithme 3D Auto CFQ pour le calcul de la régurgitation.

Le modèle de valve ainsi créé sert de donnée d'entrée à l'algorithme 3D Auto CFQ lui-même (**Figure 3**). L'intersection entre les données couleur 3D et la surface des feuillets du modèle de valve mitrale est utilisée pour déterminer la forme irrégulière de l'orifice régurgitant.

Lors de l'étape "d'analyse du flux", l'utilisateur vérifie, sur l'ensemble des images, l'adéquation de la superposition générée

par 3D Auto CFQ avec la position et la forme de la surface d'iso-vélocité pertinente visible dans le volume 3D couleur. Si le résultat de la détection 3D Auto CFQ n'est pas jugé satisfaisant, l'utilisateur peut revenir aux étapes de "réglage de la vue", "validation du modèle statique" et/ou "validation du modèle dynamique" pour affiner le modèle, ou choisir d'abandonner l'analyse 3D Auto CFQ (**Figure 3**). Enfin, lorsque l'utilisateur valide la superposition détectée, il peut passer à l'étape finale "d'analyse du flux" (**Figure 5**), qui fournit :

- Volume régurgitant en ml (RVol [ml])
- Débit de pointe en ml/s
- Illustration graphique du flux régurgitant au cours du temps

Explication de l'algorithme

En l'absence d'équation physique explicite permettant de modéliser un écoulement irrégulier à travers un orifice lui-même irrégulier, des simulations décrivant l'écoulement laminaire de liquides au travers d'un petit orifice circulaire sont en revanche bien établies et largement utilisées dans de nombreuses applications de simulation d'écoulement.^{11,12} 3D Auto CFQ exploite ce modèle générique simplifié en ajustant l'orifice irrégulier détecté à l'aide d'une grille composée de micro-modèles de flux (**Figures 6 et 7**). L'algorithme génère ensuite un modèle théorique des vitesses d'écoulement, en s'appuyant sur la somme de tous les micro-modèles de flux à travers

les petits orifices circulaires dans l'orifice considéré. Ce modèle d'écoulement est converti en une image Doppler virtuelle à partir des principes de la physique des ultrasons (avec la projection appropriée le long de l'axe du faisceau de la sonde). Cette image Doppler virtuelle est ensuite comparée à l'image Doppler couleur réelle dans l'acquisition 3D CF. En fonction du résultat de cette comparaison, le modèle est ajusté puis réitéré avec différentes tailles d'orifices et différents débits, afin d'obtenir la meilleure adéquation possible entre les vitesses mesurées et celles générées par le modèle (**Figure 7**).

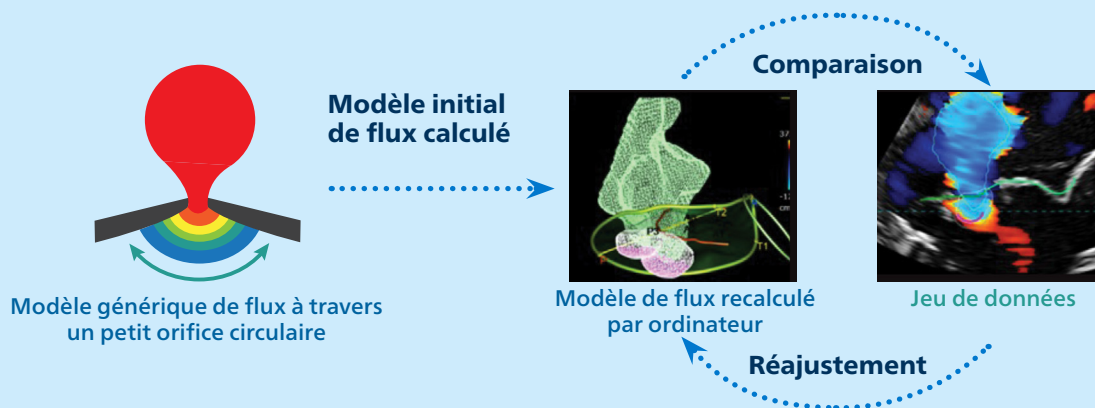


Figure 6 La solution consiste à créer un modèle d'écoulement constitué d'une multitude de petits orifices circulaires élémentaires, qui se déforment et s'adaptent à la taille et à la forme de l'orifice irrégulier réel visible sur l'image échocardiographique.

Le comportement de ces petits orifices circulaires étant connu, l'écoulement résultant correspond simplement à la convolution (sommation) de la contribution de chacun de ces micro-modèles de flux. Si le profil de vitesses prédit par le modèle correspond au profil de vitesses observé dans le jeu de données échocardiographiques, on peut considérer que le volume calculé par le modèle reflète fidèlement le volume de flux visualisé sur l'image échographique.

Lorsque cette correspondance est jugée suffisante, 3D Auto CFQ peut déterminer le débit régurgitant pour l'image considérée, puisque la contribution en flux de chacun des petits orifices élémentaires est connue et simplement additionnée pour obtenir le volume. Ce processus est répété pour chacune des images incluses dans l'analyse sur l'ensemble de la systole. À chaque image, la taille et la forme de l'orifice régurgitant ne sont pas supposées a priori, mais dérivées de cette boucle itérative entre le modèle et les données couleur 3D CF.

Sur la Figure 7, (A) correspond au jeu de données 3D couleur Doppler initial de la régurgitation, montrant l'hémisphère de flux régurgitant sous la valve mitrale. (B) représente une première estimation du modèle d'écoulement, construite à partir d'un unique micro-orifice circulaire. Ce modèle d'écoulement génère une image Doppler virtuelle basée sur cet orifice unique.

Cette image virtuelle est ensuite comparée à (A), mais elle ne s'aligne pas avec l'image Doppler couleur acquise. Dans (C), des orifices élémentaires supplémentaires sont ajoutés au modèle de flux, ce qui permet de générer une nouvelle image Doppler virtuelle. Dans ce cas, la comparaison itérative avec (A) montre une bonne concordance, et le débit volumique est calculé à partir du modèle de flux final.

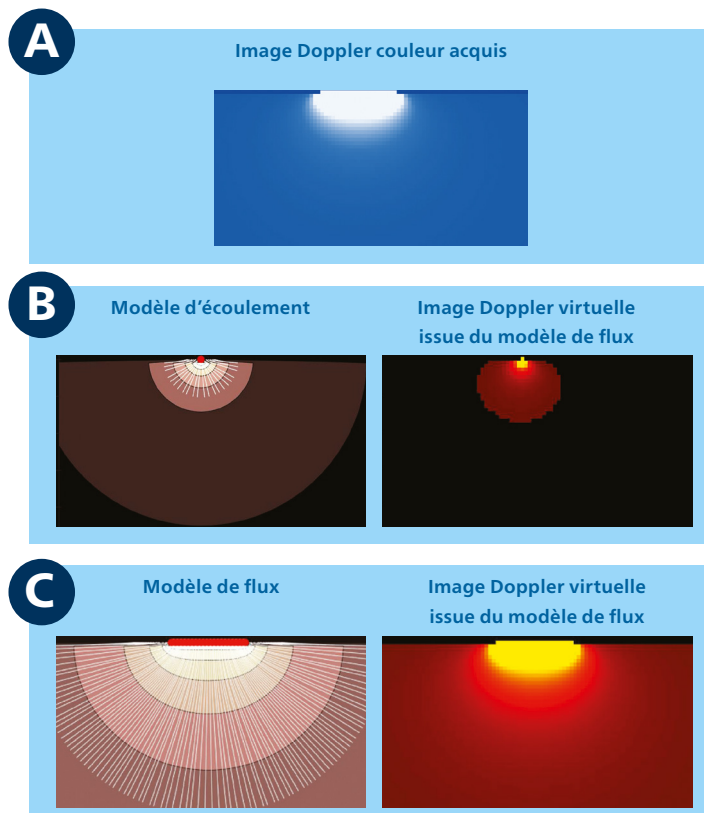


Figure 7 Exemple simplifié du fonctionnement de l'algorithme 3D Auto CFQ.

Étude de validation

Dans le cadre de la validation de l'algorithme, une étude rétrospective a été menée pour évaluer les performances en termes de concordance de 3D Auto CFQ pour la quantification du volume régurgitant mitral à partir de séquences d'ETO 3D, moyennées sur trois évaluateurs, en les comparant à l'évaluation par IRM cardiaque de référence réalisée chez le même patient dans les 24 heures suivant l'examen échocardiographique.

Un total de 52 séquences d'ETO cardiaques ont été utilisées pour la quantification du RVol avec le logiciel 3D Auto CFQ par les trois évaluateurs. Le critère de jugement principal de l'étude était défini comme l'accord de Bland-Altman entre le volume régurgitant mitral mesuré par IRM cardiaque de référence et les valeurs automatisées obtenues avec 3D Auto CFQ à partir de la moyenne des trois évaluateurs (Figure 8).

La limite de concordance maximale ($\Delta = \pm 65$ ml) a été définie a priori à partir des données de la littérature¹⁷, sur la base de la comparaison jugée acceptable du RVol entre la méthode de référence actuelle 2D PISA et l'IRM cardiaque. La limite de biais moyenne ($\pm 19,2$ ml) a également été établie à partir de ces mêmes données comparant 2D PISA et IRM cardiaque.

Les résultats de l'étude ont en réalité montré une meilleure concordance entre le volume régurgitant mesuré par 3D Auto CFQ et l'IRM cardiaque qu'entre le volume régurgitant mesuré par PISA et l'IRM cardiaque. Par ailleurs, 3D Auto CFQ respectait la limite de biais fixée. Les résultats ont également mis en évidence des performances cliniquement acceptables, pertinentes et significatives du logiciel 3D Auto CFQ, venant étayer l'évaluation par le clinicien du volume régurgitant mitral au cours d'un examen cardiaque ETO. La réussite sur le critère de jugement principal, à savoir la concordance entre 3D Auto CFQ et l'IRM cardiaque, indique que la sécurité et l'efficacité du logiciel proposé sont jugées acceptables et qu'elles sont cohérentes avec les niveaux de concordance déjà rapportés entre l'échocardiographie et l'IRM cardiaque pour l'évaluation de la régurgitation mitrale.

L'étude a également évalué la concordance inter-observateurs pour le logiciel 3D Auto CFQ (Figure 9).

Les valeurs de corrélation interclasse (ICC) supérieures à 0,9 sont interprétées comme révélant une excellente fiabilité. L'accord entre les évaluateurs a été rapporté pour le RVol et le débit de pointe, avec une fiabilité inter-évaluateurs de 0,968 (IC 95 % 0,96 ; 0,98) et 0,914 (IC 95 % 0,88 ; 0,94), respectivement. Les résultats ont montré une bonne cohérence et un niveau élevé d'accord entre les évaluateurs lorsqu'ils utilisaient le logiciel 3D Auto CFQ.

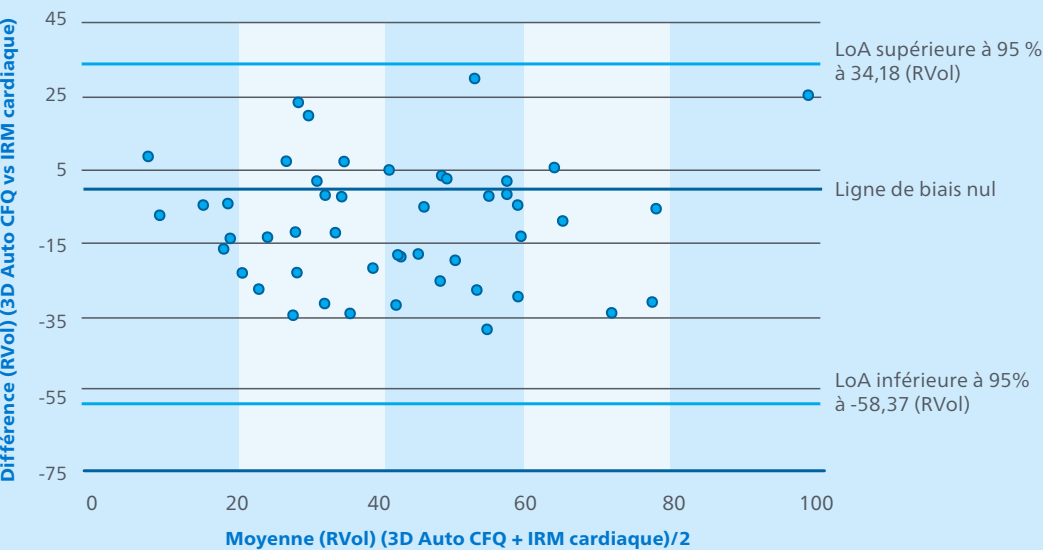


Figure 8 Diagramme de Bland-Altman issu de l'étude de validation entre 3D Auto CFQ et l'IRM cardiaque. Les limites de concordance maximales ($\Delta = \pm 65$ ml) et la limite de biais ($\pm 19,2$ ml) ont été établies à partir de différentes publications comparant la méthode 2D PISA à l'IRM cardiaque.

Mesures	N	ICC (3,k) (IC 95 %)
RVol automatisé 3D CFQ (ml) (sur trois évaluateurs)	52	0,968 (0,96 ; 0,98)
Débit de pointe automatisé 3D CFQ (sur trois évaluateurs)	52	0,914 (0,88 ; 0,94)

Figure 9 Fiabilité inter-évaluateurs du RVol mesuré par CFQ chez trois évaluateurs.

Conclusion

Philips 3D Auto CFQ a été conçu pour répondre aux limites inhérentes aux pratiques cliniques actuelles d'évaluation du volume régurgitant mitral. En ne faisant aucune hypothèse sur la taille ou la forme de l'orifice régurgitant et en calculant le flux sur l'ensemble des images systoliques, il permet d'obtenir une quantification reproductible du volume de régurgitation mitrale.

Ces résultats sont étayés par des études comparant les volumes fournis par 3D Auto CFQ à ceux mesurés en IRM cardiaque, ainsi que par des travaux montrant une variabilité réduite entre utilisateurs.^{13,14} L'ergonomie du processus de travail et de l'interface utilisateur offre aux cliniciens un outil innovant, facilement intégrable dans la pratique quotidienne auprès d'un large éventail de patients.

Questions fréquentes

Pourquoi les volumes de régurgitation obtenus sont-ils plus faibles qu'en 2D PISA ?

3D Auto CFQ fournit en général des volumes de régurgitation inférieurs à ceux obtenus par la méthode 2D PISA, car il analyse l'ensemble des images systoliques de la régurgitation. PISA calcule la surface efficace de l'orifice régurgitant (EROA) sur une seule image correspondant au jet maximal et suppose que cette EROA reste identique pendant toute la systole. Étant donné que la méthode PISA aboutit généralement à des RVol plus élevés que ceux mesurés en IRM cardiaque, cela est cohérent avec nos résultats de corrélation entre 3D Auto CFQ et l'IRM cardiaque.

Que représente le maillage violet superposé ?

Il indique la zone de convergence de flux détectée. La convergence de flux correspond, du côté ventriculaire de l'insuffisance mitrale, à une région où le sang se déplace à la même vitesse. Dans la méthode PISA, cette zone est supposée hémisphérique, alors qu'en réalité, la convergence est irrégulière et dynamique. La correspondance entre le maillage et le Doppler couleur permet à l'utilisateur de vérifier que le flux a bien été détecté.

En quoi cela diffère-t-il du 3D PISA ou d'eSie PISA

Dans les solutions 3D PISA, la surface de l'orifice peut être mesurée en 3D, ce qui permet d'obtenir une estimation plus précise de la taille de l'orifice régurgitant. Cependant, quelle que soit la forme réelle, la surface de l'orifice est toujours supposée circulaire et reste calculée sur une seule image.

Existe-t-il une référence pour la mesure de l'insuffisance mitrale ?

Même s'il n'existe pas de référence universellement reconnue pour quantifier l'insuffisance mitrale, l'IRM cardiaque est généralement considérée comme la meilleure méthode disponible. C'est pourquoi l'IRM cardiaque a été retenue comme référence pour l'étude de validation de 3D Auto CFQ.

Comment éviter que le flux de la voie d'éjection gauche soit inclus dans le calcul du volume de régurgitation (RVol) ?

Lors de l'étape finale "d'analyse du flux", si l'utilisateur constate que le flux de la voie d'éjection gauche est pris en compte dans le volume régurgitant au niveau de la zone de convergence, il peut utiliser la fonction d'exclusion aortique, disponible à l'étape précédente "d'analyse du flux", afin de soustraire la contribution de la voie d'éjection gauche au volume de régurgitation.

3D Auto CFQ fonctionne-t-il en présence de jets multiples ? De jets excentrés ?

L'étude de validation de 3D Auto CFQ incluait des patients présentant des jets multiples et des jets excentrés.

3D Auto CFQ fonctionne-t-il chez les patients ayant bénéficié d'un remplacement valvulaire ou porteurs d'un dispositif MitraClip ?

L'étude de validation de 3D Auto CFQ ne disposait pas d'images de patients porteurs de prothèses valvulaires ou de dispositifs de type MitraClip.

Existe-t-il des publications à comité de lecture associées à cet algorithme ?

Deux articles publiés dans des revues à comité de lecture ont utilisé l'algorithme 3D Auto CFQ sous-jacent.

Militaru et al. (2019)¹³ ont montré une corrélation entre l'algorithme de quantification de flux 3D Auto CFQ et le volume de régurgitation obtenu par la méthode 2D PISA en ETT et en ETO, ainsi qu'avec le RVol mesuré en IRM cardiaque. Le volume régurgitant mesuré par 3D Auto CFQ présentait une bien meilleure corrélation avec l'IRM cardiaque (ICC = 0,86) que la méthode 2D PISA en ETO ou en ETT (ICC = 0,69 et 0,66, respectivement).

Singh et al. (2022)¹⁴ ont également montré que la mesure 3D Auto CFQ présentait une variabilité inter-utilisateurs plus faible que la méthode 2D PISA, tous sous-types d'insuffisance mitrale confondus. Les auteurs ont constaté que les courbes temporelles de flux générées automatiquement par 3D Auto CFQ étaient révélatrices du mécanisme de l'insuffisance mitrale. Les cas d'insuffisance mitrale primitive, liée à un prolapsus ou à un feuillet battant, présentaient un profil de flux à pic unique, de durée non holosystolique. Les cas d'insuffisance mitrale fonctionnelle présentaient un profil caractéristique, avec deux pics en début et en fin de systole, séparés par une phase mésosystolique quasi silencieuse. Ces observations sont étayées par des travaux antérieurs ayant mis en évidence des profils temporels distincts selon l'étiologie de l'insuffisance mitrale.^{15,16}

Quelle est la reproductibilité de CFQ ?

L'étude de validation a montré une excellente concordance entre les trois évaluateurs pour l'évaluation du RVol et du débit de pointe, avec une fiabilité ICC de 0,968 (IC 95 % 0,96 ; 0,98) et 0,914 (IC 95 % 0,88 ; 0,94), respectivement. Ces résultats sont également confortés par Singh et al.¹⁴, qui rapportaient de bonnes valeurs d'ICC en utilisant une version préliminaire de l'algorithme, encore dépourvue du module de suivi de la valve mitrale.



Références

1. Grave C, et al. Fourteen-year temporal trends in patients hospitalized for mitral regurgitation: the increasing burden of mitral valve prolapse in men. *JCM*. 2022;11:3289.
2. Nkomo VT, et al. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *The Lancet*. 2006;368:1005–1011.
3. Reed GW, Bakaeen FG. Valvular heart disease in China. *JACC: Asia*. 2022;2:366–368.
4. Grigioni F, Enriquez-Sarano M, Zehr KJ, Bailey KR, Tajik A Ischemic mitral regurgitation: long-term outcome and prognostic implications with quantitative Doppler assessment *Circulation*. 2001;103:1759–1764.
5. Antoine C, et al. Clinical outcome of degenerative mitral regurgitation: critical importance of echocardiographic quantitative assessment in routine practice. *Circulation*. 2018;138:1317–1326.
6. Nishimura RA, et al. 2014 AHA/ACC Guideline for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation*. 2014;129.
7. Zoghbi WA, et al. Recommendations for noninvasive evaluation of native valvular regurgitation. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2017;30:303–371.
8. Biner S, et al. Reproducibility of proximal isovelocity surface area, vena contracta, and regurgitant jet area for assessment of mitral regurgitation severity. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2010;3:235–243.
9. Acker MA, et al. Mitral valve surgery in heart failure: Insights from the Acorn Clinical Trial. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2006;132:568–577.e4.
10. Spampinato RA, et al. Quantification of regurgitation in mitral valve prolapse with automated real time echocardiographic 3D proximal isovelocity surface area: multimodality consistency and role of eccentricity index. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2021;37:1947–1959.
11. Karnik U. Measurements of the turbulence structure downstream of a tube bundle at high Reynolds numbers. *Journal of Fluids Engineering*. 1994;116:848–855.
12. Khalid AK, Othman ZS, M Shafee, CMN. A review of mathematical modelling of blood flow in human circulatory system. *J. Phys.: Conf. Ser.* 1988, 012010. 2021.
13. Militaru S, et al. Validation of semiautomated quantification of mitral valve regurgitation by three-dimensional color Doppler transesophageal echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2020;33:342–354.
14. Singh A, et al. A novel approach for semiautomated three-dimensional quantification of mitral regurgitant volume reflects a more physiologic approach to mitral regurgitation. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2022;35:940–946.
15. Cobey FC, et al. The mechanism of mitral regurgitation influences the temporal dynamics of the vena contracta area as measured with color flow Doppler. *Anesthesia & Analgesia*. 2016;122:321–329.
16. Hung J, Otsuji Y, Handschumacher MD, Schwammenthal E, Levine RA. Mechanism of dynamic regurgitant orifice area variation in functional mitral regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology*. 199;33:538–545.
17. Sköldborg V, Madsen PL, Dalsgaard M, Abdulla J. Quantification of mitral valve regurgitation by 2D and 3D echocardiography compared with cardiac magnetic resonance a systematic review and meta-analysis. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2020 Feb;36(2):279–289. doi: 10.1007/s10554-019-01713-7 Epub 2019 Oct 29. PMID: 31664679.



Les systèmes EPIQ et Affiniti sont des dispositifs médicaux de classe IIa, fabriqués par Philips et dont l'évaluation de la conformité a été réalisée par l'organisme notifié BSI CE2797. Ils sont destinés au diagnostic médical par imagerie ultrasonore. Les actes diagnostiques sont pris en charge par les organismes d'assurance maladie dans certaines situations. Lisez attentivement la notice d'utilisation. Avril 2026

© 2024 Koninklijke Philips N.V. Tous droits réservés
Philips Healthcare se réserve le droit d'apporter des modifications aux caractéristiques et/ou d'arrêter la production de tout produit, à tout moment et sans préavis ni obligation, et ne pourra être tenue pour responsable de toute conséquence résultant de l'utilisation de cette publication.

www.philips.fr

Imprimé aux Pays-Bas
4522 991 85482 * APR 2026