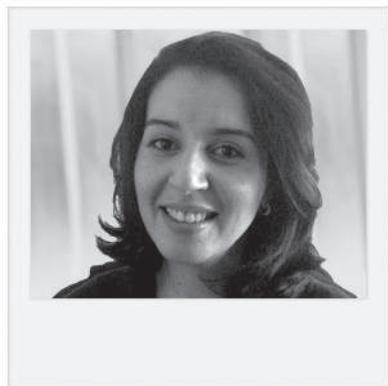


Qu'est-ce que l'échocardiographie 2D strain ?

RÉSUMÉ : L'imagerie de *strain* et de *strain rate* a émergé ces dernières années comme un outil de quantification précise de la fonction et de la contractilité myocardiques. Elle analyse le déplacement myocardique par le *tracking* des *speckles* (marqueurs acoustiques naturels) au sein de l'image ultrasonique bidimensionnelle. Le déplacement géométrique de chaque *speckle* représente le mouvement tissulaire local.

Les logiciels à disposition permettent le traitement spatial et temporel de l'image obtenue en 2D avec une reconnaissance et une sélection de ces éléments sur l'image ultrasonique.

Les données concernant l'intérêt diagnostique, la validité et les applications cliniques de cette technique sont de plus en plus nombreuses. La valeur clinique de cette technique pourrait être significative, permettant une évaluation rapide et précise de la fonction myocardique segmentaire et globale.



→ N. HADDOUR, C. MEULEMAN,
G. DUFAITRE, S. JANOWER,
E. BERTHELOT-GARCIAS,
F. DOUNA, S. EDERHY,
F. BOCCARA, A. COHEN
Service de Cardiologie,
Hôpital Saint-Antoine, PARIS.

La fonction myocardique est évaluée en échocardiographie transthoracique (ETT) par l'appréciation visuelle de la cinétique pariétale. La fonction systolique du ventricule gauche (VG) globale est généralement estimée par la mesure des volumes télédiastolique et télé-systolique du VG, permettant la détermination de la fraction d'éjection VG (FEVG) par la méthode de Simpson modifiée, basée sur une simplification de la géométrie du VG. La cinétique pariétale segmentaire est appréciée par l'épaississement pariétal et l'excursion systolique de l'endocarde en imagerie bidimensionnelle (2D). Cependant, cette approche qualitative requiert une expertise pour une estimation précise de la cinétique segmentaire, et expose à une variabilité intra- et inter-observateurs potentielle ainsi qu'à la non identification de zones d'anomalie de cinétique [1]. Par ailleurs, l'évaluation visuelle de la cinétique pariétale implique uniquement la déformation radiale du myocarde, alors même que la contractilité myocardique est un

Glossaire

- ▶ **Speckles :** marqueurs acoustiques naturels présents au sein de l'image échographique 2D du tissu myocardique. Le déplacement des *speckles* est un marqueur visible de la déformation du myocarde.
- ▶ **Tracking des speckles :** suivi du déplacement spatial des *speckles*.
- ▶ **Strain myocardique :** déformation du tissu myocardique. Le *strain* segmentaire indique le raccourcissement d'un segment myocardique par rapport à son état initial dans les différents axes de l'espace : longitudinal, radial et circonférentiel.
- ▶ **Le strain rate** est la dérivée du *strain* en fonction du temps, soit la variation de la déformation en fonction du temps. Par analogie, la variation d'une longueur en fonction du temps est une vitesse, le *strain rate* traduit donc une vitesse de déformation.

phénomène plus complexe associant épaississement, raccourcissement et torsion ou "*twist*" [2].

L'imagerie du *strain* myocardique multidirectionnel et du *strain rate* (SR) est un outil de quantification précise de

la fonction et de la contractilité myocardiques, apparut il y a une dizaine d'années [3]. Initialement mesurés en Doppler tissulaire (TDI), le *strain* et le SR peuvent être également obtenus au moyen d'une nouvelle technique échocardiographique, le 2D *speckle tracking* (marqueurs acoustiques naturels) ou 2D *strain*. Malgré des champs d'application clinique divers et de plus en plus larges, ainsi qu'une technique de réalisation relativement simple, le rôle du 2D *strain* dans la pratique quotidienne n'est pas encore bien établi.

Strain et strain rate

Le *strain* est un paramètre sans unité physique représentant la déformation d'un objet par rapport à sa forme originelle. Le *strain* (S) est exprimé en pourcentage de modification par rapport à la dimension originelle :

$$S = \Delta L / L_0 = [L - L_0 / L_0]$$

où S représente le *strain* longitudinal, ΔL le changement absolu de longueur, et L_0 la longueur de base. Par convention, le *strain* est défini comme une valeur positive lorsque la distance entre les points mesurés augmente (allongement), alors que le raccourcissement est défini par un *strain* négatif. Lorsque l'acquisition est réalisée à l'apex du VG, le myocarde normal a un *strain* négatif en systole et positif en diastole dans la direction longitudinale.

Le *strain rate* (SR) est la première dérivée du *strain*, ou encore la vitesse à laquelle la déformation (ou *strain*) survient. Mathématiquement, le SR correspond à un taux local de déformation ou *strain* par unité de temps (S-1) qui équivaut à la différence de vitesse par unité de longueur :

$$SR = S / \Delta t = (\Delta L / L_0) / \Delta t = (\Delta L / \Delta t) / L_0 = \Delta V / L_0$$

où ΔV correspond au gradient de vitesse au niveau du segment étudié. Lorsque l'acquisition est réalisée à l'apex du VG, le myocarde normal a un SR négatif en systole et positif en diastole.

Les mesures de *strain* et de SR peuvent être obtenues à partir d'acquisitions en Doppler tissulaire. Le SR est calculé à partir du gradient de vitesse spatial instantané au niveau d'un segment myocardique. L'intégration des valeurs de SR permet le calcul du *strain*. L'imagerie de *strain* et SR a été validée en tant que technique précise pour l'évaluation de la fonction myocardique chez l'animal [4], et son implication clinique a été établie dans de nombreuses études [5].

Comme toutes les techniques basées sur le Doppler, le *strain* et le SR dérivés du TDI ont pour principale limite la dépendance de l'angle du faisceau d'ultrasons, aboutissant à une faisabilité et une reproductibilité réduites [6]. Récemment, le 2D *strain* (ou 2D *speckle tracking*) a été introduit comme technique de mesure du *strain* myocardique multidirectionnel et du SR venant pallier les inconvénients au moins théoriques du TDI.

Comme pour les vitesses tissulaires, il existe une décroissance de la base à l'apex du *strain* et du SR. Une étude [7] a analysé la distribution du *strain* systolique longitudinal et du SR en

fonction de l'âge et du sexe dans une population de 1266 sujets sains à partir des trois incidences apicales standard, en combinant le Doppler tissulaire et le 2D *speckle tracking*. Les valeurs de références pour le *strain* systolique longitudinal global et le SR obtenues dans cette étude sont résumées dans le **tableau I**. Les indices de déformations diminuent avec l'âge. Les auteurs ont comparé quatre méthodes d'évaluation de la déformation myocardique dans un sous-groupe de la population étudiée :

- méthode combinant le TDI et le 2D *strain*,
- TDI avec régions d'intérêt fixes,
- TDI avec *tracking* des régions d'intérêt,
- 2D *speckle tracking*.

Les méthodes *speckle tracking* et combinée permettaient l'obtention d'un SR identique, mais les valeurs de SR étaient significativement réduites en comparaison avec le TDI seul. Le *strain* était surestimé par la méthode 2D *strain* (18,4 %) en comparaison avec la méthode combinée (17,4 %) [7].

Principe général du 2D strain

Le 2D *strain* ou 2D *speckle tracking* permet l'analyse du mouvement myocardique par *tracking* des *speckles* (marqueurs acoustiques naturels) au sein de l'image ultrasonique en 2D. Ces

	Femmes		Hommes	
	Strain télésystolique (%)	Pic systolique de SR	Strain télésystolique (%)	Pic systolique de SR
< 40 ans	-17,9 % (2,1)	-1,09s ⁻¹ (0,12)	-16,8 % (2,0)	-1,06s ⁻¹ (0,13)
40-60 ans	-17,6 % (2,1)	-1,06s ⁻¹ (0,13)	-18,8 % (2,2)	-1,01s ⁻¹ (0,12)
> 60 ans	-15,9 % (2,4)	-0,97s ⁻¹ (0,14)	-15,5 % (2,4)	-0,97s ⁻¹ (0,14)
Total	-17,4 % (2,3)	-1,05s ⁻¹ (0,13)	-15,9 % (2,3)	-1,01s ⁻¹ (0,13)

TABLEAU I : Valeurs normales du strain longitudinal global et du strain rate [7].

marqueurs sont statistiquement répartis de façon égale au sein du myocarde. La taille de ces éléments est de 20 à 40 pixels [8]. Chaque *speckle* peut être précisément identifié et suivi au cours d'un certain nombre d'images consécutives. Les logiciels à disposition permettent le traitement spatial et temporel de l'image et la reconnaissance puis la sélection de ces éléments sur l'image ultrasonique. Le déplacement géométrique de chaque *speckle* représente le mouvement tissulaire local. En suivant ces *speckles* par *tracking*, on peut calculer les vitesses tissulaires, le *strain* et le *strain rate* en mode 2D.

Contrairement au *strain*-TDI, le 2D *speckle tracking* n'est pas basé sur le Doppler et permet la dérivation directe du *strain* myocardique indépendamment de l'angle. Le SR dérivé du 2D *strain* est obtenu par dérivation temporelle des données 2D *strain*, et l'intégration spatiale du 2D *strain* permet l'obtention des vitesses myocardiques en 2D (**fig. 1**). En comparaison avec le TDI où le transducteur est le point de référence, le 2D *speckle tracking* utilise le myocarde adjacent comme point de référence. Cela permet une quantification angle-indépendante du *strain* et du SR du VG dans les trois axes orthogonaux (circonférentiel, radial et longitudinal) qui ne sont obtenus que pour un nombre limité de segments myocardiques en TDI (**fig. 2**) [6].

En outre, grâce au *tracking* automatique image par image du myocarde, le mouvement translationnel secondaire à la respiration et l'attraction exercée par le myocarde adjacent (composante en dehors du plan du mouvement) n'affectent pas les mesures obtenues en 2D *speckle tracking*.

Contrairement aux valeurs de *strain* circonférentiel et longitudinal, le *strain* radial normal est positif en systole ventriculaire et négatif en diastole ventriculaire.

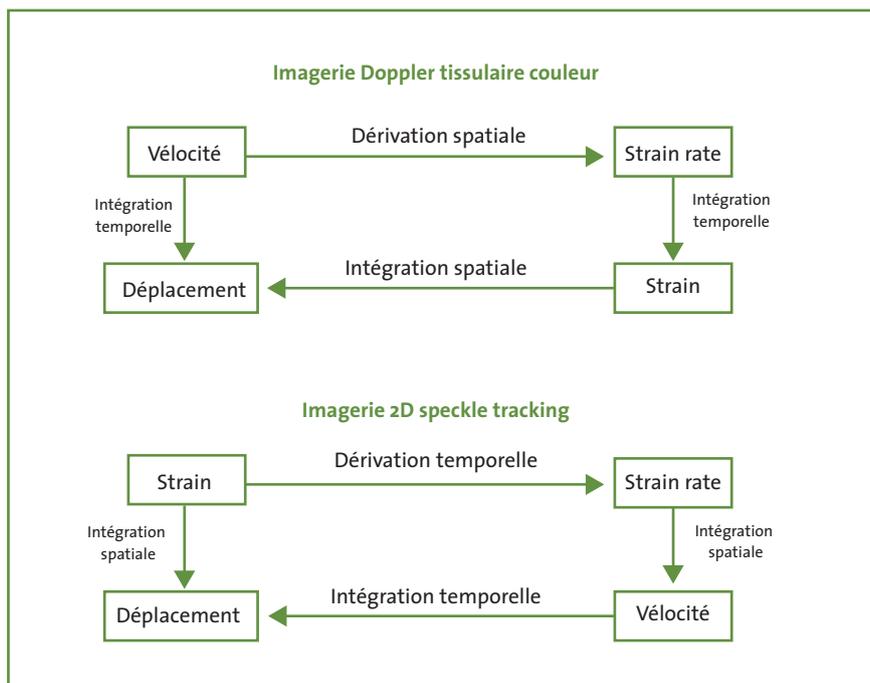


FIG. 1 : Représentation schématique des opérations mathématiques permettant l'obtention du *strain*, *strain rate* et des vitesses en imagerie Doppler tissulaire et en 2D *strain*. D'après [6].

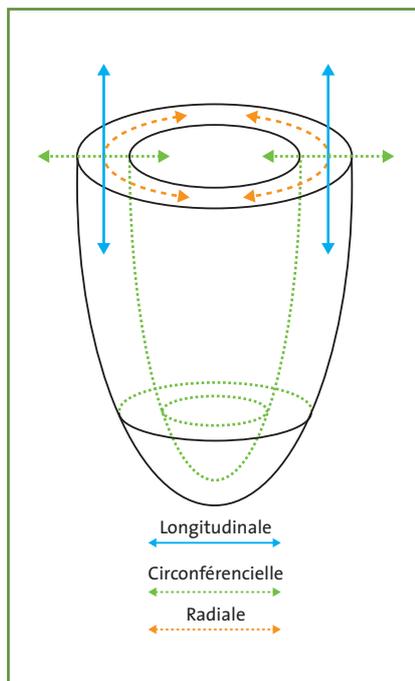


FIG. 2 : Représentation schématique du ventricule gauche visualisant la contraction dans les trois axes orthogonaux : circonférentiel, longitudinal et radial. D'après [6].

Enfin, le tracking de la rotation basale et apicale du VG permet la quantification de la torsion (*twist/twist rate*) [6].

Technique d'acquisition du 2D *strain*

La technique d'acquisition de 2D *strain* est simple et nécessite une acquisition sur un seul cycle cardiaque; le traitement et l'interprétation des images peuvent être réalisés après l'acquisition des images (*off-line*). Comme cette technique n'est pas basée sur le DTI, les images sont plus simples à obtenir, et en raison de son indépendance à l'angle ultrasonore incident, il n'est pas nécessaire que le vecteur de déplacement principal soit parallèle au faisceau d'ultrasons (**fig. 3**).

La cadence-image nécessaire à l'acquisition 2D *strain* est généralement moindre en comparaison avec celle nécessaire au *strain* dérivé du TDI: 40 à

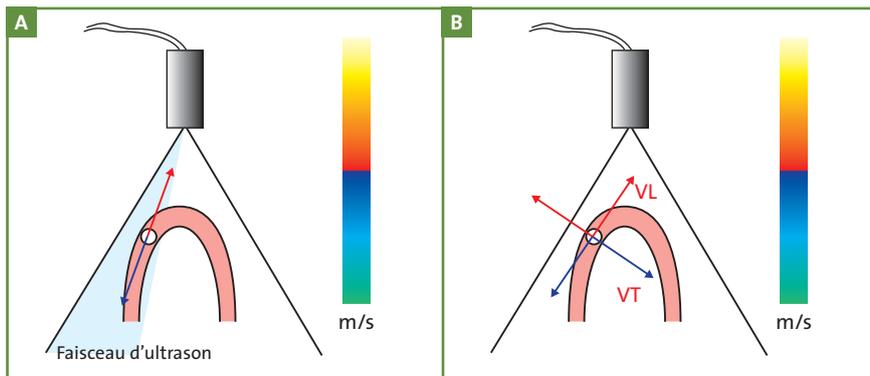


FIG. 3 : Indépendance de l'angle de l'imagerie 2D strain. D'après [8]. **A :** Le Doppler tissulaire mesure les composants de la vitesse longitudinale (VL) en regard du transducteur ; **B :** le 2D strain mesure le vecteur de vitesse dans un plan d'imagerie relatif à la direction de la contraction musculaire. VT : vitesse transversale.

80 MHz (optimale entre 50 et 70 MHz) versus > 100 MHz pour le TDI.

La seule limite technique au 2D *strain* est la qualité de l'imagerie 2D qui doit nécessairement être satisfaisante pour permettre le *tracking* du myocarde lors du cycle cardiaque [6].

Les boucles 2D habituellement obtenues en ETT standard sont traitées *off-line*. Le logiciel dépend étroitement de la qualité de l'image en haute résolution, et est appliqué en imagerie d'harmonique. La fermeture de la valve aortique est indiquée, de même que la mesure du délai de l'ouverture mitrale, identifiée sur les incidences apicales. Cela permet l'identification précise de la systole, de la diastole et de la fermeture de la valve aortique. Sur les images télésystoliques, le myocarde VG est tracé par un contourage endocardique manuel ou semi-automatique en fonction du logiciel utilisé.

Le logiciel définit automatiquement par la suite les lignes épicaudique et mésocardiaque et traite toutes les images incluses dans la boucle acquise. La limite endocardique est identifiée par la détection des bords, basée sur la reconnaissance de la transition noir-et-blanc sur une seule image. Le myocarde est défini par l'es-

timation empirique de l'épaississement myocardique et peut être corrigé par l'opérateur.

Le déplacement est évalué par le *tracking* des *speckles* sur l'image 2D. En détectant l'ensemble du myocarde,

les nouveaux bords sont déterminés automatiquement. Sur les incidences apicales, les volumes télésystolique, télédiastolique et la FEVG (Simpson) peuvent être calculés. Le déplacement et les vitesses peuvent être analysés en calculant les modifications d'une image à l'autre. Le résultat final apparaît sous forme d'une boucle continue, détectant les marqueurs acoustiques et superposant des points en couleur sur une image à l'échelle de gris. Un contrôle visuel de la qualité du *tracking* est réalisé par la suite. La détection et donc le contourage automatique obtenus peuvent être acceptés ou non par l'opérateur.

Le myocarde est automatiquement divisé en 6 segments dans chacune des 3 incidences apicales et les valeurs analysées au sein des points médians pour chacun des 18 segments sont représentées sous forme de courbes dans des diagrammes spécifiques.

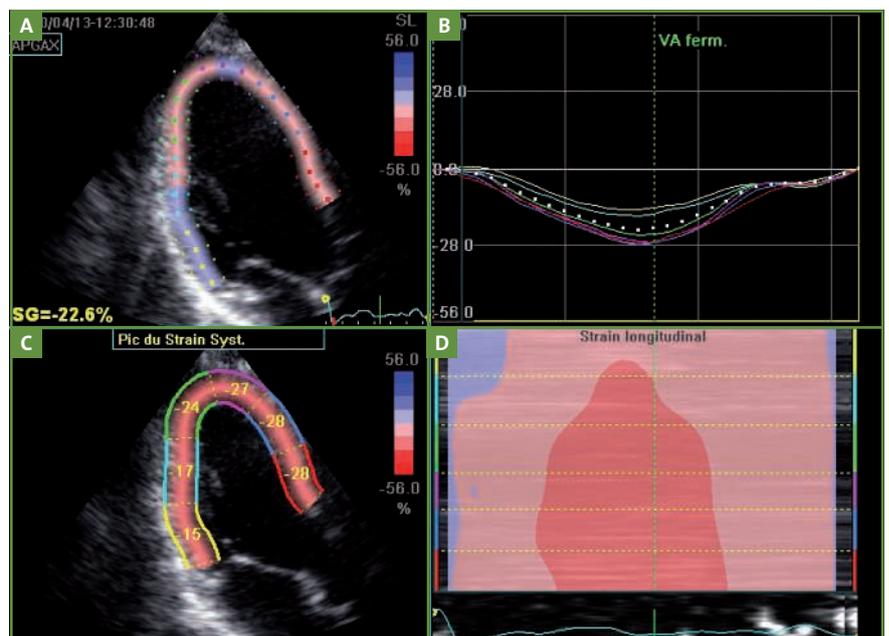


FIG. 4 : Apicale 3 cavités "quad view". Un seul cycle cardiaque est traqué. Le myocarde est divisé en 6 segments codés en couleur. Chaque courbe colorée représente le strain longitudinal moyen au niveau du segment myocardique de la même couleur. Les valeurs numériques apparaissent sur les segments correspondants en bas à gauche. **A :** boucle apicale traquée avec codage couleur des 6 segments myocardiques ; **B :** courbes de strain segmentaire moyenné. Chaque courbe de couleur est codée avec la même couleur que le segment concerné ; **C :** pic systolique de strain segmentaire ; **D :** représentation en mode M du pic systolique de strain ; les segments myocardiques sont codés en couleur ; l'échelle de couleur du strain est la même qu'en C.

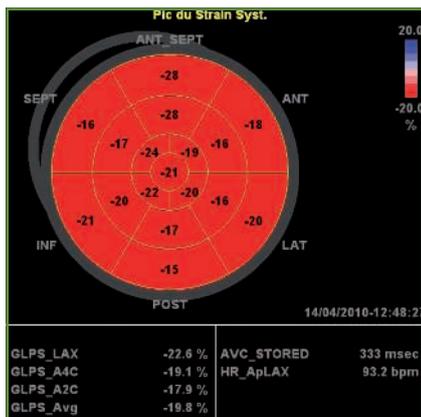


Fig. 5 : Cartographie en œil de bœuf de la fonction systolique normale du ventricule gauche représentée par le pic systolique de strain montrant un strain normal au sein de tout le myocarde. Cette cartographie est obtenue après tracking du VG dans les trois incidences apicales (2, 3, 4 cavités).

Ces diagrammes peuvent représenter différents paramètres (*strain*, SR, déplacement, vitesses), qui sont tous dérivés des vitesses instantanées des *speckles* (fig. 4). Un diagramme en “œil-de-bœuf” peut être créé à partir des données obtenues dans chaque segment myocardique visualisant les valeurs des paramètres étudiés en 2D *strain* pour chaque segment myocardique (fig. 5).

Les paramètres les plus fréquemment étudiés en imagerie de *strain* et SR sont : le pic de *strain*, le pic systolique de *strain* et le *strain rate* [6]. Le pic de *strain* correspond au *strain* maximum, qui peut survenir pendant l'éjection VG (définie par l'intervalle entre l'ouverture et la fermeture de la valve aortique) ou après l'éjection, alors que le pic systolique de *strain* est le *strain* maximal survenant au cours de la phase d'éjection aortique seulement.

Le *strain* télésystolique (*strain* au moment de la fermeture de la valve aortique), l'épaississement post-systolique et l'index post-systolique (rapport de l'incrément post-systolique et du *strain* télésystolique : [pic de *strain* – *strain* télésystolique]/pic de *strain*) sont également utilisés [6].

Validation et applications cliniques du 2D *strain*

La technique de 2D *strain* a été validée sur des modèles *in vivo* et *in vitro*, avec de bonnes corrélations et concordance avec la sonomicrométrie [9] et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) [10]. Les variabilités intra- et inter-observateurs rapportées dans la littérature sont relativement faibles, variant de 3,6 % à 5,3 % et de 7 % à 11,8 % respectivement [8]. La faisabilité du 2D *strain* pour la mesure automatique des volumes ventriculaires gauches et de la FEVG a été établie [11].

Par ailleurs, les mesures de *strain* et de SR par le 2D *speckle tracking* sont bien corrélées aux mesures dérivées du TDI dans la cardiopathie ischémique et dans la cardiomyopathie amyloïde [12, 13]. Ingul *et al.* [14] ont comparé le *strain* et le SR obtenus par trois méthodes :

- basée sur le TDI,
- le *tracking* segmentaire (combinant l'imagerie TDI et le 2D *strain*),
- et le 2D *strain*.

La méthode automatisée 2D *strain* a permis d'obtenir le meilleur score de segments analysables pour le *strain* et le SR, et était significativement plus rapide en termes de temps d'acquisition et d'analyse en comparaison avec les autres méthodes [14].

Le 2D *strain* permet d'identifier une dysfonction systolique globale infraclinique chez les patients avec cardiomyopathie hypertrophique [15] et chez les sujets hypertendus [16]. Dans cette dernière étude [16], la fonction systolique longitudinale du VG se détériorait progressivement du stade NYHA I au stade IV, les anomalies débutant sur le septum basal, alors que l'altération des fonctions systoliques radiale et circonférentielle apparaissait à des stades plus avancés (III et IV) chez le sujet hypertendu.

Une étude [17] a évalué le 2D *strain* dans l'insuffisance cardiaque à fonction systolique préservée, et a montré que le pic systolique de *strain* longitudinal était réduit en présence d'une FEVG normale ($63 \pm 8 \%$). De même, chez les patients avec sténose aortique sévère [18], le 2D *strain* a permis de détecter une altération du *strain* et du SR dans les trois directions en présence d'une FEVG normale ; ces anomalies de la contractilité myocardiques étaient réversibles après remplacement valvulaire aortique [18].

La valeur du 2D *strain* au cours de l'échocardiographie sous dobutamine (ESD) pour la détection de l'ischémie a été validée dans une étude expérimentale menée par une équipe française [19]. Chez l'homme, une étude [20] a montré que la mesure de 2D *strain* au cours de l'ESD était faisable avec la même précision diagnostique que le *strain* TDI dans la circulation antérieure, mais pas dans la circulation postérieure. Une autre étude [21] a montré que l'analyse du *strain* longitudinal avait une précision diagnostique plus élevée que le *strain* circonférentiel ou radial, et qu'elle était comparable à celle du score de cinétique segmentaire dans la détection d'une coronaropathie significative. Toutefois, l'association de l'analyse du *strain* longitudinal à celle du score de cinétique segmentaire permettait une précision diagnostique accrue [21]. La valeur prédictive du 2D *strain* longitudinal pour la présence d'une coronaropathie sévère a été également récemment démontrée en l'absence d'anomalie de cinétique pariétale régionale au repos [22]. Cette dernière étude a montré que le pic systolique de *strain* longitudinal était significativement réduit chez les patients avec sténose du tronc commun ou lésions tritronculaires même en l'absence d'anomalies de la cinétique segmentaire au repos, et pourrait être utile à l'identification des patients avec coronaropathie sévère [22].

POINTS FORTS

- ➔ Le 2D *strain* analyse le déplacement myocardique par le *tracking* (ou détection automatique) des *speckles* (marqueurs acoustiques naturels) au sein de l'image ultrasonique bidimensionnelle.
- ➔ Le déplacement géométrique de chaque *speckle* représente le mouvement tissulaire local.
- ➔ Le 2D *strain* requiert une acquisition sur un seul cycle cardiaque ; l'interprétation et l'analyse peuvent être réalisées après l'acquisition des données (*off-line*).
- ➔ Contrairement au *strain*-TDI, le 2D *speckle tracking* n'est pas basé sur le Doppler et permet la dérivation directe du *strain* myocardique indépendamment de l'angle du faisceau ultrasonore incident.
- ➔ La cadence image nécessaire à l'acquisition 2D *strain* est généralement moindre en comparaison avec celle nécessaire au *strain* dérivé du TDI : 40 à 80 MHz (optimale entre 50 et 70 MHz) *versus* > 100 MHz pour le TDI.
- ➔ La technique de 2D *strain* a été validée sur des modèles *in vivo* et *in vitro*, avec de bonnes corrélations et concordance avec la sonomicrométrie et l'IRM.
- ➔ Les variabilités intra- et inter-observateurs du 2D *strain* rapportées dans la littérature sont relativement faibles (3,6 % à 5,3 % et de 7 % à 11,8 % respectivement).

Une étude [23] a évalué la valeur pronostique du 2D *strain* global dans l'insuffisance cardiaque indépendamment de la FEVG, et a montré que le *strain* circonférentiel global était un facteur prédictif puissant d'événements cardiaques, supérieur à la FEVG, dans l'insuffisance cardiaque aiguë.

Suffoletto *et al.* [24] ont appliqué le 2D à l'étude de l'asynchronisme VG et évalué sa valeur prédictive d'une réponse favorable au traitement de resynchronisation cardiaque (TRC). Dans cette étude [24], l'asynchronisme était défini par la différence de pic systolique de *strain* entre les parois postérieure et septale en incidence parasternale petit axe ; l'asynchronisme diagnostiqué par le 2D *strain* était prédictif d'une réponse favorable au TRC.

Le 2D *strain* semble être également utile à l'évaluation de la fonction du ventricule droit (VD) et sa réponse à la correction d'une communication interauriculaire par fermeture percutanée [25]. Le *strain rate* longitudinal mesuré en 2D *strain* permettrait également de détecter des modifications précoces de la fonction VD dans la sclérodémie avant l'apparition de l'hypertension artérielle pulmonaire [26].

Conclusion

Le 2D *strain* est une nouvelle technique échocardiographique permettant une évaluation précise et rapide de la fonction VG. Les applications cliniques de cette technique simple

et reproductible sont de plus en plus nombreuses et englobent des domaines de plus en plus larges. Malgré l'intérêt sans cesse croissant de la recherche concernant l'imagerie de *strain* et de *strain rate*, cette technique n'a pas encore été intégrée à la pratique clinique quotidienne et reste encore principalement un outil de recherche.

Les progrès technologiques récents ont abouti à l'élaboration de logiciels permettant le *tracking* des *speckles* et l'analyse de la déformation dans les trois dimensions de l'espace (3D *speckle tracking*), à partir de données en volume total, tenant compte ainsi de l'architecture tridimensionnelle complexe du VG. Des données expérimentales et cliniques récentes ont montré la faisabilité de cette nouvelle méthode de 3D ST dans la mesure du *strain* VG régional et de la rotation [27].

Bibliographie

1. HOFFMANN R, LETHEN H, MARWICK T *et al.* Analysis of interinstitutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms. *J Am Coll Cardiol*, 1996; 27: 330-6.
2. SONG JK. How does the left ventricle work? Ventricular rotation as a new index of cardiac performance. *Korean Circ J*, 2009; 39: 347-351.
3. D'HOOGHE J, HEIMDAL A, JAMAL F *et al.* Regional *strain* and *strain rate* measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations. *Eur J Echocardiogr*, 2000; 1: 154-170.
4. HASHIMOTO I, LI X, HEJMADI BHAT A *et al.* Myocardial *strain rate* is a superior method for evaluation of left ventricular subendocardial function compared with tissue Doppler imaging. *J Am Coll Cardiol*, 2003; 42: 1574-1583.
5. YIP G, ABRAHAM T, BELOHLAVEK M *et al.* Clinical applications of *strain rate* imaging. *J Am Soc Echocardiogr*, 2003; 16: 1334-1342.
6. LEUNG DY, NG AC *et al.* Emerging clinical role of *strain* imaging in echocardiography. *Heart Lung Circ*, 2010; 19: 161-174.
7. DALEN H, THORSTENSEN A, AASE SA *et al.* Segmental and global longitudinal *strain* and *strain rate* based on echocardiography of 1266 healthy individuals: the HUNT

- study in Norway. *Eur J Echocardiogr*, 2010; 11: 176-183.
8. PERK G, TUNICK PA, KRONZON I *et al*. Non-Doppler two-dimensional strain imaging by echocardiography – from technical considerations to clinical applications. *J Am Soc Echocardiogr*, 2007; 20: 234-243.
 9. KORINEK J, WANG J, SENGUPTA PP *et al*. Two-dimensional strain – a Doppler-independent ultrasound method for quantitation of regional deformation: validation in vitro and in vivo. *J Am Soc Echocardiogr*, 2005; 18: 1247-1253.
 10. AMUNDSEN BH, HELLE-VALLE T, EDVARSDEN T *et al*. Noninvasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography: validation against sonomicrometry and tagged magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol*, 2006; 47: 789-793.
 11. NISHIKAGE T, NAKAI H, MOR-AVI V *et al*. Quantitative assessment of left ventricular volume and ejection fraction using two-dimensional speckle tracking echocardiography. *Eur J Echocardiogr*, 2009; 10: 82-88.
 12. LETTMAN M, LYSYANSKY P, SIDENKO S *et al*. Two-dimensional strain – a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr*, 2004; 17: 1021-1029.
 13. MODESTO KM, CAUDURO S, DISPENZIERI A *et al*. Two-dimensional acoustic pattern derived strain parameters closely correlate with one-dimensional tissue Doppler derived strain measurements. *Eur J Echocardiogr*, 2006; 7: 315-321.
 14. INGUL CB, TORP H, AASE SA *et al*. Automated analysis of strain rate and strain: feasibility and clinical implications. *J Am Soc Echocardiogr*, 2005; 18: 411-418.
 15. SERRI K, REANT P, LAFITTE M *et al*. Global and regional myocardial function quantification by two-dimensional strain: application in hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol*, 2006; 47: 1175-1181.
 16. KOSMALA W, PLAKSEJ R, STROTMANN JM *et al*. Progression of left ventricular functional abnormalities in hypertensive patients with heart failure: an ultrasonic two-dimensional speckle tracking study. *J Am Soc Echocardiogr*, 2008; 21: 1309-1317.
 17. LIU YW, TSAI WC, SU CT *et al*. Evidence of left ventricular systolic dysfunction detected by automated function imaging in patients with heart failure and preserved left ventricular ejection fraction. *J Card Fail*, 2009; 15: 782-789.
 18. DELGADO V, TOPS LF, VAN BOMMEL RJ *et al*. Strain analysis in patients with severe aortic stenosis and preserved left ventricular ejection fraction undergoing surgical valve replacement. *Eur Heart J*, 2009; 30: 3037-3047.
 19. REANT P, LABROUSSE L, LAFITTE S *et al*. Experimental validation of circumferential, longitudinal, and radial 2-dimensional strain during dobutamine stress echocardiography in ischemic conditions. *J Am Coll Cardiol*, 2008; 51: 149-157.
 20. HANEKOM L, CHO GY, LEANO R *et al*. Comparison of two-dimensional speckle and tissue Doppler strain measurement during dobutamine stress echocardiography: an angiographic correlation. *Eur Heart J*, 2007; 28: 1765-1772.
 21. NG AC, SITGES M, PHAM PN *et al*. Incremental value of 2-dimensional speckle tracking strain imaging to wall motion analysis for detection of coronary artery disease in patients undergoing dobutamine stress echocardiography. *Am Heart J*, 2009; 158: 836-844.
 22. CHOI JO, CHO SW, SONG YB *et al*. Longitudinal 2D strain at rest predicts the presence of left main and three vessel coronary artery disease in patients without regional wall motion abnormality. *Eur J Echocardiogr*, 2009; 10: 695-701.
 23. CHO GY, MARWICK TH, KIM HS *et al*. Global 2-dimensional strain as a new prognosticator in patients with heart failure. *J Am Coll Cardiol*, 2009; 54: 618-624.
 24. SUFFOLETTO MS, DOHI K, CANNESON M *et al*. Novel speckle-tracking radial strain from routine black-and-white echocardiographic images to quantify dyssynchrony and predict response to cardiac resynchronization therapy. *Circulation*, 2006; 113: 960-968.
 25. JATEGAONKAR SR, SCHOLTZ W, BUTZ T *et al*. Two-dimensional strain and strain rate imaging of the right ventricle in adult patients before and after percutaneous closure of atrial septal defects. *Eur J Echocardiogr*, 2009; 10: 499-502.
 26. MATIAS C, ISLA LP, VASCONCELOS M *et al*. Speckle-tracking-derived strain and strain-rate analysis: a technique for the evaluation of early alterations in right ventricle systolic function in patients with systemic sclerosis and normal pulmonary artery pressure. *J Cardiovasc Med*, 2009; 10: 129-134.
 27. CROSBY J, AMUNDSEN BH, HERGUM T *et al*. 3-D speckle tracking for assessment of regional left ventricular function. *Ultrasound Med Biol*, 2009; 35: 458-471.

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