



Speckle tracking echocardiography: too much granularity?

Robert Chen, MD, FRCPC  · Alexandra Fottinger, MD, FRCPC · Claude Tousignant, MD, FRCPC

Received: 8 January 2024 / Revised: 8 January 2024 / Accepted: 8 January 2024 / Published online: 10 April 2024
© Canadian Anesthesiologists' Society 2024

First published in 1982, a single-plane phased transducer was married to the tip of a gastroscope, showing clinically useful cardiac imaging.¹ With the advantage of general anesthesia with intubation and neuromuscular paralysis, transesophageal echocardiography (TEE) was a natural imaging tool in cardiac anesthesia.

In the era of anesthesiologists self-trained in TEE, Lambert *et al.* suggested a systematic examination of the mitral valve,² which formed the foundation for a systematic perioperative TEE examination.³ Intraoperative TEE continued to improve in diagnostic sophistication, leading to standards and guidelines for applications such as structural heart interventions⁴ and cardiac surgical decision-making.⁵ Anesthesiologists performed and reported anatomic and physiologic findings relevant to perioperative care including ejection fraction (EF) and valvular pathology. The continual advancement in technological innovation and added complexity now requires a large technological and specialized medical background.

Ejection fraction is an imperfect measure of cardiac function leading to the *left ventricle (LV) function fallacy*, where normal EF may fail to reveal a struggling heart.⁶ Strain and strain rate (SR) echocardiography permitted quantitative measures of regional or global myocardial fibre shortening. Strain, much like EF, is a dimensionless measure expressed in percentage with a reference point at the beginning of systole. It examines the fractional change of myocardial deformation, whether lengthening or shortening. Examining regional strain, in a quantitative fashion, should be superior to the “eyeball” method of segmental wall motion abnormalities commonly applied. Strain may tease out dysfunction independent of cavity volume, which is especially useful when subtle. Strain rate, the velocity of fibre shortening, comes closer to the definition of contractility. In essence, *strain analysis* gives an approximation of myocardial work being performed (given the systolic blood pressure) whereas *strain rate* gives the rate at which it is done. This is analogous to *work* and *power* in standard engines. Myocardial architecture is complex. Given the spiral and longitudinal nature of myocardial fibre arrangements, it is well understood that strain in radial, circumferential, and longitudinal axes are surrogates of actual fibre shortening. The myocardium is an incompressible material. Under normal circumstances, positive strains are the result of contraction of myocardial fibres in another axis and do not represent actual active thickening.

Tissue Doppler, familiar to readers measuring e' and S' for diastolic and systolic function, respectively, was an early method to measure regional longitudinal ventricular strain. First described in 1994 using moving gelatin phantoms and then with motion (m) mode echocardiography,⁷ it became clear that the regional speed of tissue could be measured reproducibly. Later, by

R. Chen, MD, FRCPC (✉)

Department of Anesthesiology and Pain Medicine, Faculty of Medicine, University of Ottawa, Ottawa, ON, Canada

University of Ottawa Heart Institute, 40 Ruskin Street, Ottawa, ON K1Y 4W7, Canada

e-mail: rchen@ottawaheart.ca

A. Fottinger, MD, FRCPC

Department of Anesthesiology and Pain Medicine, Faculty of Medicine, University of Ottawa, Ottawa, ON, Canada

C. Tousignant, MD, FRCPC

Department of Anesthesiology and Pain Medicine, University of Toronto, Toronto, ON, Canada

determining velocity gradients of myocardial tissue separated by a known set distance, SR (Eulerian strain or instantaneous change) could be calculated.⁸ Integrating SR over time results in the examination of Lagrangian strain (change compared with the original state) alone. Tissue Doppler's advantage of low transmission frequency led to easier imaging and applicability even in the face of relatively poor-quality imaging. From this, an important body of literature emerged leading to an improved understanding of ventricular systolic and diastolic function.

Nevertheless, the Doppler angle limitation significantly limited the applicability of this technology to examine the entire heart. Examining the LV in short axis, tissue Doppler could measure radial strain for the anterior and inferior walls whereas the same view would only allow circumferential strain measurement in the septal and lateral walls.

In 2003, Reisner *et al.* noted in abstract form⁹ and the following year elegantly in a review, "We have observed that ultrasound tissue image contains many small elements, natural acoustic markers, which move together with the tissue and do not change their pattern significantly between adjacent frames."¹⁰ From this, speckle tracking was born. This tracking of B mode markers in myocardial segments led to the development of software through which Lagrangian strain could be measured in two simultaneous dimensions in a cardiac cycle. This comparison led to another body of literature and a better understanding of regional contribution to systolic and diastolic dysfunction.

In this issue on the *Journal*, Costescu *et al.* publish a case-based analysis and review of perioperative speckle tracking myocardial strain in ischemia, showing superior sensitivity over traditional qualitative segmental wall motion analysis.¹¹ The group lists numerous perioperative LV applications with identification of higher risk populations.

Costescu *et al.* also review the applications of strain in right ventricle (RV) systolic function, where many decisions are still based on one dimensional (tricuspid annular plane systolic excursion [TAPSE] or tricuspid lateral annular systolic peak velocity [S']) evaluations of a single location of the RV. The RV operates over a large range of volumes and its geometry makes it difficult to model. Traditional methods such as fractional area change and EF have wide operational ranges yet may still fail to elicit dysfunction as shown in the second case presented. Furthermore, the burden of regional dysfunction may not translate to a lowered EF. Longitudinal measurements such as TAPSE represent the sum of the function in that wall from base to apex but are subject to atrial function and translation and rotation of the heart. Strain would therefore offer a distinct advantage.

The group also describe atrial strain and its tantalizing insight into diastolic function for both sides of the heart.

Transesophageal echocardiography imaging, however, presents a challenge as the left atrium imaging is frequently constrained by the shape of the scanning sector.

The extra clinical information derived from speckle tracking echocardiography does come at a cost: time and money. Software packages needed for analysis are not included in standard echocardiographic reading suites. We believe in an important word in the motto of the Canadian Anesthesiologists' Society: *vigilance*. As speckle tracking analysis is done "offline," using saved reference echocardiography loops, it is opposite to the goals of intraoperative point-of-care TEE—time spent analyzing speckle tracking data is time not spent monitoring the patient.

Like 3D echocardiographic software analysis for cardiac valves, important time must also be invested in learning how to use the specialized software. We would suggest even more time is needed to interpret strain and SR findings. Many authors have described the important learning curve.^{12–14} For such analysis to be useful intraoperatively, one would need near "real time" analysis at the bedside. In a select cardiac surgery population, pre-cardiopulmonary bypass (CPB) analysis while on CPB could inform post-CPB management.

Costescu *et al.* should be lauded for a clearly written examination of speckle tracking as it could be applied to perioperative care. The larger question then becomes: can strain imaging lead to change in care that then changes clinical outcome? Where are the data? To the practicing anesthesiologist: for the patient coming to the operating room who has previously had an echocardiogram showing normal EF but abnormal global longitudinal strain, what are we supposed to do differently to improve outcomes?

As anesthesiologists and intensivists become increasingly sophisticated in their provision of echocardiography, there will always be next steps in learning. Speckle tracking strain analysis and derived physiologic insight can be an important part of that professional development. Strain analysis could lead to more nuanced care for high-risk patients. It remains to be seen whether the theoretical benefits of improved diagnosis, given the limitations (including time constraints), will result in improved outcomes relevant to our patients.

L'échocardiographie de suivi des marqueurs acoustiques : trop de granularité?

Publié pour la première fois en 1982, un transducteur phasé à plan unique a été ajouté à l'extrémité d'un gastroscopie, montrant une image cardiaque cliniquement utile.¹ Tirant parti de l'anesthésie générale avec intubation endotrachéale

et de la paralysie neuromusculaire, l'échocardiographie transœsophagienne (ETO) a constitué un outil d'imagerie naturel en anesthésie cardiaque.

À l'ère des anesthésiologistes autodidactes en ETO, Lambert *et coll.* ont suggéré un examen systématique de la valve mitrale,² qui a constitué le fondement d'un examen périopératoire systématique d'ETO.³ L'ETO périopératoire a continué de s'améliorer en termes de sophistication diagnostique, menant à la création de normes et de lignes directrices pour des applications telles que les interventions cardiaques structurelles⁴ et la prise de décision en chirurgie cardiaque.⁵ Les anesthésiologistes ont réalisé et rapporté des découvertes anatomiques et physiologiques pertinentes pour les soins périopératoires, y compris la fraction d'éjection (FE) et la pathologie valvulaire. Les progrès continus de l'innovation technologique et l'augmentation de la complexité exigent maintenant une vaste expérience technologique et médicale spécialisée.

La fraction d'éjection est une mesure imparfaite de la fonction cardiaque conduisant à l'*erreur de fonction du ventricule gauche* (VG), dans laquelle une FE normale pourrait ne pas révéler un cœur en difficulté.⁶ L'échocardiographie de déformation et de vitesse de déformation (SR, pour *strain rate*) a permis de mesurer quantitativement le raccourcissement régional ou global des fibres myocardiques. La déformation, ou *strain*, tout comme la FE, est une mesure sans dimension exprimée en pourcentage avec un point de référence en début de systole. Cette mesure examine le changement de fraction de la déformation du myocarde, qu'il s'agisse d'un allongement ou d'un raccourcissement. L'examen de la déformation régionale, de manière quantitative, devrait être supérieur à la méthode approximative de mesure des anomalies de mouvement de la paroi segmentaire couramment appliquée. La déformation peut déceler un dysfonctionnement indépendamment du volume de la cavité, ce qui est particulièrement utile lorsque ce dysfonctionnement est subtil. La vitesse de déformation, c'est-à-dire la vitesse de raccourcissement des fibres, se rapproche davantage de la définition de la contractilité. En substance, l'*analyse de la déformation* donne une approximation du travail myocardique effectué (compte tenu de la pression artérielle systolique), alors que la *vitesse de déformation* donne la vitesse à laquelle cela se produit. Cela est analogue au *couple* et à la *puissance* dans un moteur standard. L'architecture du myocarde est complexe. Étant donné l'arrangement de nature spiralée et longitudinale des fibres myocardiques, il est largement admis que la déformation dans les axes radial, circonferentiel et longitudinal est un substitut du raccourcissement réel des fibres. Le myocarde est un matériau incompressible. Dans des circonstances normales, les déformations positives sont le résultat de la contraction

des fibres myocardiques dans un autre axe et ne représentent pas un épaississement actif réel.

Le Doppler tissulaire, que les lectrices et lecteurs connaissent bien pour mesurer les e' et S' pour les fonctions diastolique et systolique, respectivement, a été l'une des premières méthodes utilisées pour mesurer la déformation ventriculaire longitudinale régionale. Décrit pour la première fois en 1994 utilisant des fantômes de gélatine en mouvement, puis une échocardiographie en mode mouvement (mode-M),⁷ il est devenu clair que la vitesse régionale des tissus pouvait être mesurée de manière reproductible. Plus tard, en déterminant les gradients de vitesse du tissu myocardique séparés par une distance définie connue, la SR (déformation eulérienne ou changement instantané) a pu être calculée.⁸ L'intégration de la SR au fil du temps permet d'examiner la déformation lagrangienne (changement par rapport à l'état d'origine) seule. L'avantage de la faible fréquence de transmission du Doppler tissulaire a permis de faciliter l'imagerie et l'applicabilité, même en cas d'images de qualité relativement médiocre. À partir de là, un important corpus de littérature a émergé, conduisant à une meilleure compréhension des fonctions ventriculaires systolique et diastolique.

Néanmoins, la limitation de l'angle Doppler a considérablement limité l'applicabilité de cette technologie à l'examen de l'ensemble du cœur. En examinant le VG dans un axe court, le Doppler tissulaire a pu mesurer la déformation radiale pour les parois antérieure et inférieure, alors que la même vue ne permet que la mesure de la déformation circonferentielle dans les parois septale et latérale.

En 2003, Reisner *et coll.* notaient sous forme abstraite,⁹ et l'année suivante de manière élégante dans un compte rendu, « Nous avons observé que l'image tissulaire échographique contient de nombreux petits éléments, des marqueurs acoustiques naturels, qui se déplacent avec le tissu et ne changent pas leur motif de manière significative entre les vues adjacentes. »¹⁰ Ainsi est né le suivi des marqueurs acoustiques, ou *speckle tracking*. Ce suivi des marqueurs du mode B dans les segments myocardiques a conduit au développement de logiciels permettant de mesurer la déformation lagrangienne dans deux dimensions simultanées d'un cycle cardiaque. Cette comparaison a entraîné la production d'un autre corpus de littérature et une meilleure compréhension de la contribution régionale au dysfonctionnement systolique et diastolique.

Dans ce numéro du *Journal*, Costescu *et coll.* publient une analyse de cas et un compte rendu décrivant le suivi de marqueurs acoustiques dans un cas de déformation myocardique en ischémie, montrant que cette modalité possède une sensibilité supérieure à l'analyse qualitative

traditionnelle des mouvements de la paroi segmentaire.¹¹ Le groupe de recherche répertorie de nombreuses applications périopératoires au niveau du VG permettant l'identification de populations à haut risque.

Costescu *et coll.* examinent également les applications de la déformation dans la fonction systolique du ventricule droit (VD), pour laquelle de nombreuses décisions se fondent encore sur des évaluations unidimensionnelles (excursion systolique du plan annulaire tricuspide [TAPSE] ou vitesse de crête systolique annulaire latérale tricuspide [S']) d'un seul emplacement du VD. Le VD fonctionne sur une large gamme de volumes et sa géométrie le rend difficile à modéliser. Les méthodes traditionnelles telles que le changement de surface fractionnelle et la FE ont de larges plages de fonctionnement, mais pourraient tout de même ne pas déceler de dysfonctionnement, comme le montre le deuxième cas présenté. De plus, le fardeau d'un dysfonctionnement régional pourrait ne pas se traduire par une baisse de la FE. Les mesures longitudinales telles que la TAPSE représentent la somme de la fonction dans cette paroi, de la base à l'apex, mais sont soumises à la fonction auriculaire et à la translation et à la rotation du cœur. La mesure de la déformation offrirait donc un avantage distinct.

Costescu *et coll.* décrivent également la déformation auriculaire et ce qu'elle permet de saisir de la fonction diastolique des deux côtés du cœur. L'imagerie par échocardiographie transœsophagienne présente toutefois un défi, car l'imagerie de l'oreillette gauche est souvent contrainte par la forme du secteur de balayage.

Les informations cliniques supplémentaires dérivées de l'échocardiographie de suivi des marqueurs acoustiques ont un coût, tant temporel que monétaire. Les progiciels nécessaires à l'analyse ne sont pas inclus dans les suites de lecture échocardiographique standard. Nous croyons en un mot important de la devise de la Société canadienne des anesthésiologistes : *vigilance*. Étant donné que l'analyse du suivi des marqueurs acoustiques se fait « hors ligne », à l'aide de boucles d'échocardiographie de référence enregistrées, elle est à l'opposé des objectifs de l'ETO peropératoire au chevet : le temps consacré à l'analyse des données de suivi des marqueurs acoustiques est du temps non consacré à la surveillance au chevet des patient-es.

À l'instar des logiciels d'analyse échocardiographique 3D pour les valves cardiaques, il faut également investir un temps important dans l'apprentissage de l'utilisation du logiciel spécialisé. Selon nous, il faut encore plus de temps pour interpréter les résultats de la déformation et de la vitesse de déformation. L'importante courbe d'apprentissage est bien documentée.^{12–14} Pour qu'une telle analyse soit utile en peropératoire, il faudrait une analyse quasi « en temps réel » au chevet des patient-es. Dans une population sélectionnée de chirurgie cardiaque,

une analyse réalisée avant la circulation extracorporelle (CEC) pendant la CEC pourrait éclairer la prise en charge post-CEC.

Félicitons Costescu *et coll.* pour un examen clairement écrit du suivi des marqueurs acoustiques tel qu'il peut être appliqué aux soins périopératoires. La question plus large devient alors : l'imagerie de la déformation peut-elle entraîner un changement dans les soins, lequel pourrait ultimement modifier les devenir cliniques? Où sont les données? À l'anesthésiologiste en pratique : lorsque le patient ou la patiente qui arrive en salle d'opération a déjà passé un échocardiogramme montrant une FE normale mais une tension longitudinale globale anormale, que devrions-nous faire différemment pour améliorer les devenir?

Bien que la pratique de l'échocardiographie gagne en sophistication parmi les anesthésiologistes et les intensivistes, son apprentissage est un processus incessant qui comportera toujours de nouvelles étapes. L'analyse de la déformation par suivi des marqueurs acoustiques et les connaissances physiologiques qui en découlent peuvent constituer une partie importante de ce développement professionnel. L'analyse de la déformation pourrait conduire à des soins plus nuancés pour les personnes à haut risque. Il reste à voir si les avantages théoriques d'un meilleur diagnostic, compte tenu des limites (y compris des contraintes de temps), se traduiront par de meilleurs devenir pertinents pour celles et ceux que nous traitons.

Disclosures None of the authors have any financial disclosures, nor conflicts of interest.

Funding statement All of the authors are self-funded.

Editorial responsibility This submission was handled by Dr. Philip M. Jones, Deputy Editor-in-Chief, *Canadian Journal of Anesthesia*.

Déclaration Aucun des auteurs et autrices n'a de divulgations financières, ni de conflits d'intérêts.

Déclaration de financement Tous les auteurs et autrices sont autofinancés.

Responsabilité éditoriale Cet article a été traité par Dr Philip M. Jones, rédacteur en chef adjoint, *Journal canadien d'anesthésie*.

References

1. Souquet J, Hanrath P, Zitelli L, Kremer P, Langenstein BA, Schlüter M. Transesophageal phased array for imaging the heart. *IEEE Trans Biomed Eng* 1982; 29: 707–12. <https://doi.org/10.1109/tbme.1982.324864>

2. Lambert AS, Miller JP, Merrick SH, et al. Improved evaluation of the location and mechanism of mitral valve regurgitation with a systematic transesophageal echocardiography examination. *Anesth Analg* 1999; 88: 1205–12. <https://doi.org/10.1097/0000539-199906000-00004>
3. Mitchell C, Rahko PS, Blauwet LA, et al. Guidelines for performing a comprehensive transthoracic echocardiographic examination in adults: recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2019; 32: 1–64. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2018.06.004>
4. Hahn RT, Saric M, Faletra FF, et al. Recommended standards for the performance of transesophageal echocardiographic screening for structural heart intervention: from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2022; 35: 1–76. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2021.07.006>
5. Nicoara A, Skubas N, Ad N, et al. Guidelines for the use of transesophageal echocardiography to assist with surgical decision-making in the operating room: a surgery-based approach: from the American Society of Echocardiography in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists and the Society of Thoracic Surgeons. *J Am Soc Echocardiogr* 2020; 33: 692–734. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2020.03.002>
6. Quintana E, Suri RM, Thalji NM, et al. Left ventricular dysfunction after mitral valve repair—the fallacy of “normal” preoperative myocardial function. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2014; 148: 2752–60. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2014.07.029>
7. Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KW, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7: 441–58. [https://doi.org/10.1016/s0894-7317\(14\)80001-1](https://doi.org/10.1016/s0894-7317(14)80001-1)
8. Heimdal A, Støylen A, Torp H, Skjærpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 1013–9. [https://doi.org/10.1016/s0894-7317\(98\)70151-8](https://doi.org/10.1016/s0894-7317(98)70151-8)
9. Reisner SA, Lysyansky P, Agmon Y, Mutlak D, Lessick J. Computerized eyeballing: a novel method for the assessment of left ventricular function. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41: 438.
10. Leitman 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: 1021–9. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2004.06.019>
11. Costescu A, Beaulac GR, Guensch D, Lalancette JS, Couture P, Denault AY. Perioperative echocardiographic strain analysis: what anesthesiologists should know. *Can J Anesth* 2024; <https://doi.org/10.1007/s12630-024-02713-5>
12. Abraham TP, Dimaano VL, Liang HY. Role of Tissue Doppler and strain echocardiography in current clinical practice. *Circulation* 2007; 116: 2597–609. <https://doi.org/10.1161/circulationaha.106.647172>
13. Cios TJ, Roberts SM, Klick JC. Con: strain imaging should not be a routine part of the intraoperative TEE exam during cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2019; 33: 3201–3. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2019.02.041>
14. Chan J, Shiino K, Obonyo NG, et al. Left ventricular global strain analysis by two-dimensional speckle-tracking echocardiography: the learning curve. *J Am Soc Echocardiogr* 2017; 30: 1081–90. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2017.06.010>

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.