Le Doppler Tissulaire myocardique: une nouvelle technique échocardiographique prometteuse

V. Chetboul

Unité de Cardiologie d'Alfort, Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, France

Résumé

Le Doppler Tissulaire Myocardique (TDI) est une nouvelle technique ultrasonore permettant une quantification de la fonction myocardique régionale grâce à la mesure des vitesses de déplacement du myocarde tout au long du cycle cardiaque. Le principe physique du TDI est fondé sur la capacité des échocardiographes à sélectionner les signaux Doppler de faible vitesse et de haute amplitude provenant des parois myocardiques. Trois modes TDI peuvent être employés: le mode pulsé, le mode 2D couleur et enfin, le mode TM couleur. Plusieurs études ont déjà démontré que le TDI est une technique à la fois plus sensible et spécifique que l'échocardiographie Doppler conventionnelle pour détecter des lésions myocardiques modérées comme celles observées lors de cardiomyopathies hypertrophiques et dilatées, lors d'ischémie ou de rejet après transplantation cardiaque. Le TDI pourrait ainsi, dans un futur proche, être utilisé comme une technique précise de dépistage des cardiomyopathies et pourrait aussi constituer un outil utile d'évaluation de traitements instaurés précocement.

Mots clés: Doppler Tissulaire Myocardique – myocarde – échocardiographie – Doppler – chien

Doppler Tissue Imaging: a new promising echocardiographic technique

Tissue Doppler Imaging (TDI) is a recent ultrasound technique allowing quantification of regional myocardial function by measurement of myocardial velocities throughout the cardiac cycle. The physical principle of TDI is based on the ability of ultrasound machines to selectively display the low velocity – high amplitude Doppler signals from the myocardial walls. Three TDI modes may be used: the pulsed wave mode, the 2D color mode and the color M-mode. Several studies have already shown that TDI is a more sensitive and specific technique than conventional Doppler echocardiography for detecting moderate myocardial alterations in different settings such as hypertrophic and dilated cardiomyopathies, ischemia and heart transplant disorders. TDI might therefore be used as an accurate technique for screening cardiomyopathies, and could also represent in the next future a useful tool for evaluating the efficacy of early cardiac therapeutic interventions.

Key words: Tissue Doppler Imaging – myocardium – echocardiography – Doppler – dog

Introduction

Le Doppler Tissulaire Myocardique (ou Tissue Doppler Imaging, TDI) est une nouvelle technique échocardiographique consistant en l'analyse quantitative du déplacement du myocarde par la mesure des vitesses intramyocardiques en temps réel. La première analyse quantitative du déplacement du myocarde a été réalisée en France par Karl Isaaz (Isaaz et al., 1989): le profil des vitesses de déplacement du myocarde ventriculaire gauche avait été obtenu en modifiant les réglages d'un échocardiographe conventionnel. Quelques années plus tard, l'équipe écossaise de Sutherland et McDicken a développé le premier logiciel de quantification des vitesses myocardiques par Doppler tissulaire couleur (McDicken et al., 1992; Sutherland et al., 1994). Cette méthode de quantification des vitesses de déplacement du myocarde a ensuite été validée par les mêmes auteurs, grâce à l'utilisation de «fantômes» (Fleming et al., 1994). Puis, l'expérimentation *in vivo* a permis la comparaison et donc la validation du TDI avec d'autres techniques de référence d'analyse de la fonction myocardique comme la sonomicrométrie (Derumeaux et al., 1998).

Ces dix dernières années, le TDI s'est largement développé en cardiologie humaine ainsi que dans le do-

©Verlag Hans Huber, Bern 2003 DOI 10.1024//0036-7281.145.9.416

maine de la recherche. Cette technique se révèle fournir des informations extrêmement précises sur la fonction myocardique offrant la possibilité d'un diagnostic très précoce de nombreuses lésions myocardiques à la fois en pathologie spontanée chez l'homme et dans divers modèles animaux.

Principes physiques et techniques

Le TDI repose sur le principe de l'effet Doppler. Le principe physique de l'imagerie Doppler tissulaire est donc le même que celui du Doppler conventionnel, si ce n'est que la structure en mouvement analysée est le myocarde et non les globules rouges. Or il existe des différences de propriétés physiques et acoustiques entre les flux sanguins et le tissu myocardique (Desco and Antoranz., 1998). Le myocarde se déplace en effet à des vitesses faibles (< 30 cm/s) alors que la vitesse des flux sanguins peut atteindre plus de 150 cm/s. Inversement, la réflectivité acoustique se produisant sur les interfaces myocardiques est élevée, d'où des signaux Doppler de grande amplitude (40 dBs), tandis que celle se produisant au niveau des globules rouges est bien moins importante, d'où des signaux Doppler de très faible amplitude. L'acquisition de ces signaux Doppler myocardiques de basse vélocité et de haute amplitude en mode TDI est rendue possible par la diminution du gain et la suppression des filtres passe-haut. Comme en Doppler conventionnel, la vitesse mesurée par TDI sera d'autant mieux estimée que l'axe de tir Doppler est parallèle à l'axe de déplacement de la structure en mouvement analysée. Autrement dit l'angle entre le faisceau ultrasonore d'une part et le vecteur de déplacement du myocarde d'autre part, doit être le plus proche de 0 sous peine de sous-estimer la vitesse réelle.

Rappels sur les mouvements myocardiques gauches

La contraction ventriculaire est un phénomène complexe combinant 3 types de mouvement (Garcia-Fernandez et al., 1998; Jones et al., 1990):

1. la contraction radiale ou circonférentielle qui se caractérise par le fait que le septum interventriculaire se rapproche de la paroi postérieure du ventricule gauche. Les deux parois se déplacent vers un centre dit géométrique situé au centre de la cavité ventriculaire lorsque celle-ci est visualisée en coupe petit axe (Fig. 1a);
2. la contraction dite longitudinale qui rapproche la base de l'apex. Les segments myocardiques se déplacent là encore vers un centre géométrique différent du premier, situé sur une ligne passant par l'apex et le milieu de la valve mitrale (Fig. 1b);

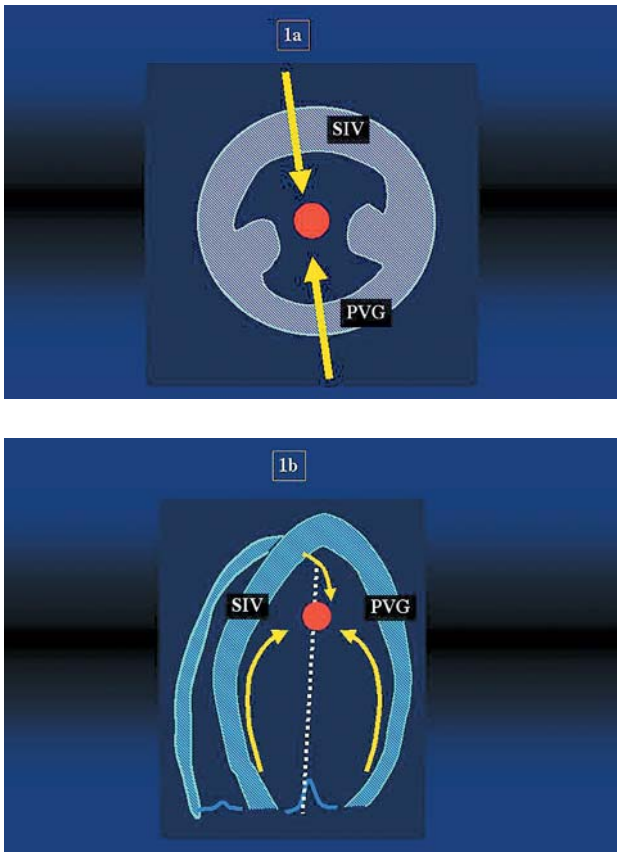

Figure 1: Les différents mouvements myocardiques. La contraction radiale ou circonférentielle (1a) et la contraction longitudinale (1b) se caractérisent par le fait que les mouvements des différentes parois myocardiques (flèches jaunes) convergent vers un centre géométrique (point rouge).
SIV: septum interventriculaire, PVG: paroi du ventricule gauche.

3. enfin, la rotation axiale consistant en une torsion avec déplacement en sens inverse de la base et de l'apex.

L'échographie conventionnelle ne permet d'analyser que la contraction radiale. La supériorité du TDI tient à sa capacité à analyser les 3 mouvements myocardiques, radial, longitudinal, et à un moindre degré rotatif. L'analyse du déplacement myocardique radial est réalisée chez l'animal à partir d'une coupe petit axe transventriculaire obtenue par voie parasternale droite (Thomas et al., 1993). Inversement, l'analyse du déplacement myocardique longitudinal est réalisée chez l'animal à partir d'une coupe grand axe (4 ou 5 cavités) obtenue par voie apicale gauche (Thomas et al., 1993). Cette distinction par le TDI entre les différents mouvements myocardiques est d'autant plus importante que ces derniers ne font pas intervenir les mêmes fibres myocardiques. Or, ces différentes fibres peuvent être atteintes de façon non simultanée au décours d'une cardiopathie ou encore, peuvent subir des lésions de nature différente. Ceci explique un des intérêts majeurs du TDI.

Les differents modes TDI

Trois modes TDI sont disponibles, chacun ayant ses avantages et ses inconvénients: le mode TDI pulsé monoporte, le mode TDI 2D couleur et le mode TDI TM couleur.

Le mode TDI pulse monoporte

Comme le mode Doppler pulsé classique, le mode TDI pulsé monoporte permet l'analyse, dans un volume échantillon ou «porte», des vélocités myocardiques instantanées en fonction du temps. Ce volume échantillon est placé dans l'épaisseur de la paroi myocardique, soit sur une coupe petit axe transventriculaire obtenue par voie droite, soit sur une coupe grand axe obtenue par voie gauche (Gavaghan et al., 1999), afin d'analyser respectivement le déplacement myocardique radial ou longitudinal. Une courbe spectrale des vitesses de déplacement du myocarde en fonction du temps est ainsi obtenue (Fig. 2). Comme en Doppler conventionnel, les vitesses sont positives lorsque le myocarde se rapproche de la sonde, et inversement négatives lorsqu'il s'en éloigne. Ce type de courbe permet de différencier précisément toutes les phases du cycle cardiaque (Fig. 2).

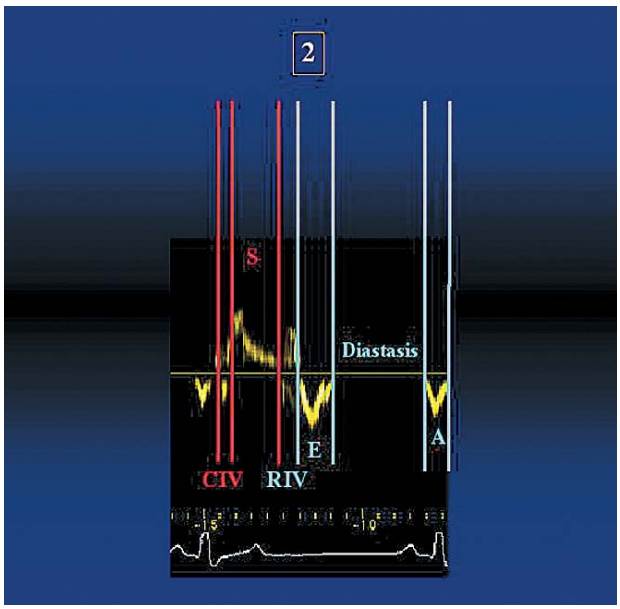

Figure 2: Exemple de tracé obtenu en mode TDI pulsé monoporte: correspondance avec les différentes phases du cycle cardiaque. Le volume échantillon a été placé à la base au niveau du septum interventriculaire sur la vue apicale 4 cavités, obtenue par voie gauche. La systole débute par un bref temps de contraction isovolumique (CIV), suivie de la phase d'éjection au cours de laquelle le myocarde se rapproche de la sonde. La vitesse y est maximale au point S. La diastole comporte 4 phases: elle débute par un bref temps de relaxation isovolumique (RIV), suivie de la phase de remplissage passif au cours de laquelle le myocarde s'éloigne de la sonde à vitesse élevée (maximale au point E). Puis survient la phase de diastasis caractérisée par des vitesses faibles. La diastole s'achève par la phase de remplissage actif au cours de laquelle le myocarde s'éloigne à nouveau de la sonde avec des vitesses plus élevées qu'au cours du diastasis (maximale au point A).

Le mode TDI 2D couleur

En mode TDI 2D couleur, la vitesse et la direction de déplacement du myocarde sont codées en couleur, de façon identique au Doppler couleur conventionnel, (Garot et al., 1998): rouge lorsqu'il se rapproche de la sonde et en bleu lorsqu'il s'en éloigne. La couleur est d'autant plus brillante que la vitesse de déplacement est élevée. Il est possible par le mode TDI 2D couleur d'analyser le déplacement myocardique radial à partir de la coupe petit axe transventriculaire obtenue par voie droite (Fig. 3), et le déplacement myocardique

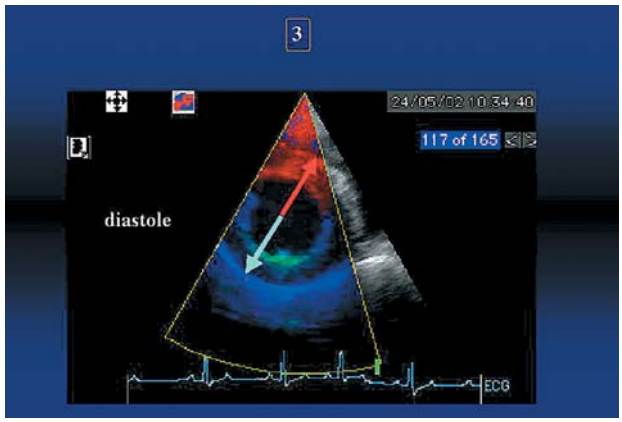

Figure 3: Mode TDI 2D couleur (coupe petit axe transventriculaire obtenue par voie parasternale droite). Cette coupe permet d'analyser le déplacement myocardique radial. Pendant la phase de diastole, les parois septale et ventriculaire gauche sont codées différemment puisque les directions de déplacement, schématisées par les flèches de couleur, sont opposées.
Flèche rouge: déplacement vers la sonde, Flèche bleue: éloignement la sonde.

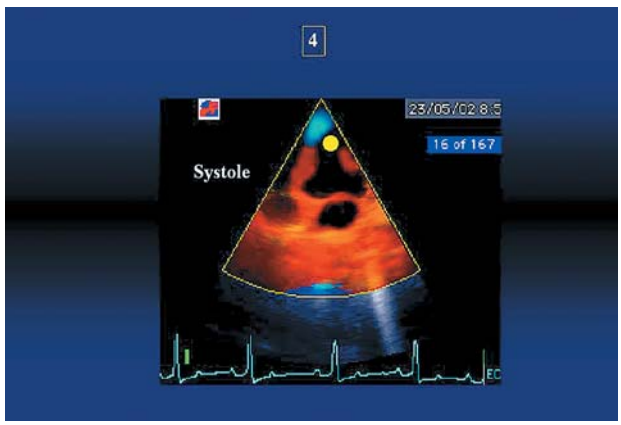

Figure 4: Mode TDI 2D couleur (coupe grand axe apicale 4 cavités, obtenue par voie parasternale gauche, image figée en systole). Cette coupe permet d'analyser le déplacement myocardique longitudinal. Remarquer le codage couleur opposé de l'apex et des autres parois myocardiques: bleu pour l'apex (qui s'éloigne de la sonde) et rouge pour le septum interventriculaire (qui s'en rapproche et sur lequel l'image est centrée). Le centre géométrique vers lequel convergent les parois myocardiques est schématisé par un point jaune.

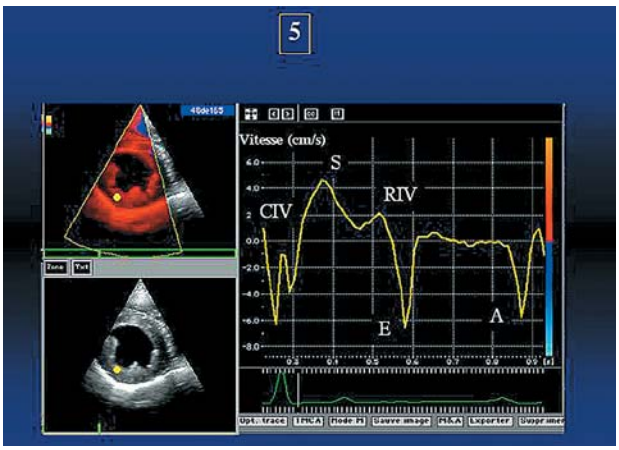

Figure 5: Mode TDI 2D couleur, analyse «off-line» (profil des vélocités instantanées en un point du myocarde obtenu par un logiciel de calcul intégré dans l'échographe «digital velocity profile» de Vingmed). Les différentes phases du cycle cardiaque sont identifiées avec l'onde S positive pendant la phase systolique d'éjection, et les deux ondes négatives E et A, concomitantes de la protodiastole et télédiastole respectivement.
CIV: contraction isovolumique, RIV: relaxation isovolumique.

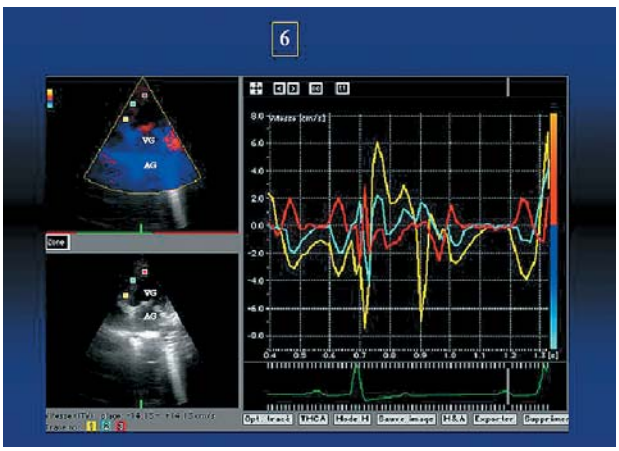

Figure 6: Mode TDI 2D couleur, analyse «off-line» (profil des vélocités instantanées en trois points du myocarde septal obtenu par un logiciel de calcul intégré dans l'échographe «digital velocity profile» de Vingmed). Coupe grand axe 4 cavités obtenue par voie parasternale gauche. L'enregistrement simultané des vitesses montre que les vitesses de déplacement du myocarde basal (courbe jaune) sont plus élevées que celles du myocarde médian (courbe verte), elles-mêmes supérieures à celles de l'apex (courbe rouge): ceci définit le gradient intramyocardique normal base-apex.

longitudinal en utilisant la coupe grand axe obtenue par voie gauche (Fig. 4). Certains échocardiographes permettent de disposer d'une analyse «off-line» des vitesses de déplacement du myocarde: après mise en mémoire d'un certain nombre d'images TDI 2D couleur, il est possible d'obtenir le profil des vélocités instantanées en fonction du temps en un point particulier du myocarde. Cette courbe des vitesses a le même aspect que celui obtenu par le mode TDI pulsé monoporte (Fig. 5) et les différentes phases du cycle cardiaque peuvent à nouveau être identifiées. Ce traitement dit «post-processing» est extrêmement

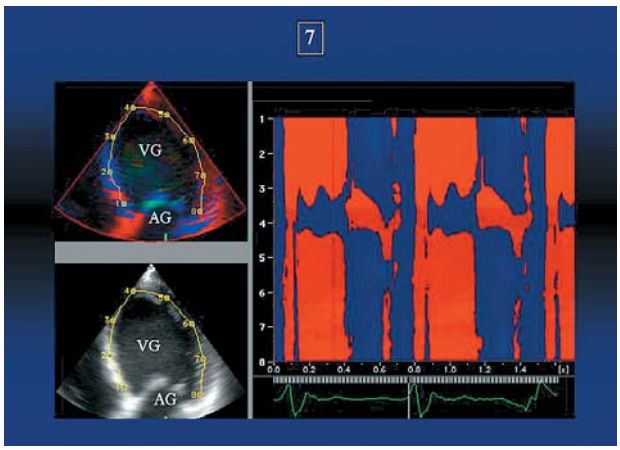

Figure 7: Mode TDI TM couleur (analyse possible de la contraction longitudinale sur 2 parois): cliché dû à l'obligeance du Pr. G. Derumeaux. Les points 1 à 3 marquent la paroi septale et 5 à 8 la paroi latérale du ventricule gauche. Entre 3 et 4 se situe l'apex.
AG: atrium gauche, VG: ventricule gauche.

puissant car les vitesses de plusieurs points myocardiques peuvent être analysées de façon simultanée, permettant ainsi de les comparer en temps réel (Fig. 6).

Le mode TDI TM couleur

Le mode TDI TM couleur consiste à analyser, en fonction du temps, les vélocités myocardiques le long d'une ligne ultrasonore positionnée sur l'image bidimensionnelle. Le codage couleur est identique à celui du mode Doppler couleur conventionnel et celui du

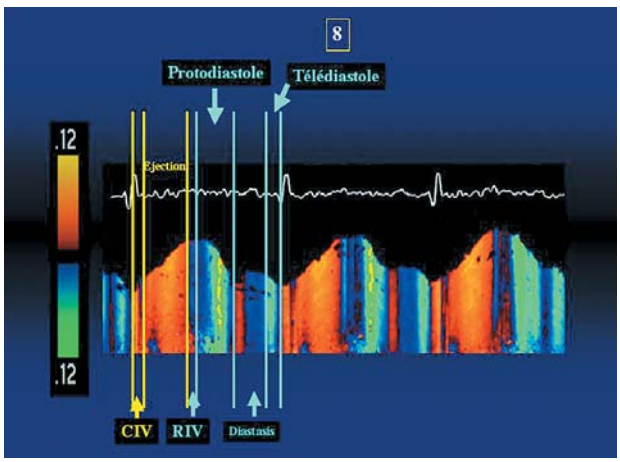

Figure 8: Mode TDI TM couleur (correspondance avec les différentes phases du cycle cardiaque). Après la brève contraction isovolumique (CIV), se produit la phase d'éjection au cours de laquelle l'ensemble de la paroi myocardique se déplaçant vers la sonde est codé en rouge. La diastole débute par la brève période de relaxation isovolumique (RIV), suivie de la phase de remplissage passif au cours de laquelle l'ensemble de la paroi myocardique s'éloignant de la sonde est codé en bleu. Puis survient le diastasis avec des vitesses faibles (donc couleurs sombres) et enfin, la phase de remplissage actif au cours de laquelle, l'ensemble de la paroi myocardique s'éloignant à nouveau de la sonde, est codé en bleu.

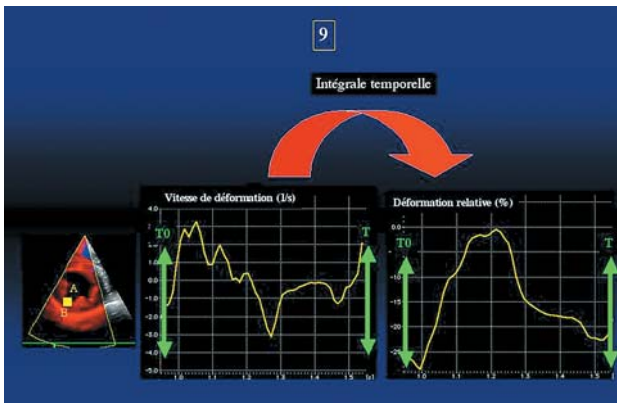

Figure 9: Exemple de courbe de déformation relative et de vitesse de déformation radiale (logiciel de digital velocity profile de Vingmed).

mode TDI 2D couleur. Le TDI en mode TM couleur peut être réalisé au niveau de la paroi du ventricule gauche et au niveau du septum interventriculaire, à partir de la coupe petit axe transventriculaire obtenue par voie droite. Le TDI TM couleur peut aussi être réalisé à partir de la coupe grand axe obtenue par voie gauche sur une de ces deux parois ou les deux simultanément (Fig. 7).

Grâce au mode TDI TM couleur, les différentes phases du cycle cardiaque peuvent à nouveau être identifiées (Fig. 8). Un logiciel dit de quantification permet, sur une station de travail séparée ou intégrée dans l'échocardiographe, la traduction chiffrée des couleurs en référence à une échelle colorimétrique figurant sur l'écran de l'échographe. En raison de sa cadence image très élevée, le mode TDI TM couleur offre une excellente résolution temporelle (< 4 ms) et spatiale axiale (1 mm), bien supérieure à celle du TDI 2D couleur. Il permet donc de détecter des anomalies subtiles de la fonction myocardique (Garot et al., 1998).

Paramètres TDI

Le premier paramètre, qui constitue le fondement même de la technique TDI, est la vitesse instantanée de déplacement du myocarde, calculable à tout moment du cycle cardiaque par l'un des trois modes TDI (pulsé, 2D couleur ou TM couleur). L'autre paramètre, calculé à partir du précédent, est le gradient de vitesse (ou différence des vitesses) entre l'endocarde et l'épicarde ou encore entre la base et l'apex. L'avantage du gradient par rapport au calcul de la valeur absolue des vitesses est de limiter l'effet de l'angle entre le faisceau ultrasonore et le vecteur de déplacement myocardique. Dans les conditions pathologiques, ce gradient des vélocités se révèle être souvent plus discriminant que les valeurs des vitesses pour l'analyse d'une dysfonction diastolique ou systolique (Chetboul et al., 2001; Derumeaux et al., 1995; Palka et al., 1997; Uematsu et al., 1995).

Enfin, toujours à partir des vitesses instantanées, d'autres paramètres «dérivés» dits de déformation peuvent être déterminés (Kowalski et al., 2001; Pislaru et al. 2001 ; Urheim et al. 2000, Voigt et al., 2000): déformation relative ou «strain» et vitesse de déformation ou «strain rate», tous deux consistant à étudier la déformation d'un segment myocardique au cours du cycle cardiaque. Supposons un segment myocardique de longueur L0, délimité par deux points A et B. Un instant dT plus tard, la nouvelle longueur de ce segment sera L égale à L0 + dL. La déformation relative ou «strain» (S) subie par ce segment pendant l'intervalle de temps dT se définit comme dL/L0, exprimée en pourcentage. La vitesse de déformation ou «strain rate» (SR) se définit comme le rapport S/dT. Calculer S/dT revient à faire la différence des vitesses des deux points A et B rapportée à la distance les séparant. La déformation relative ou strain est obtenue dans un deuxième temps par l'intégration temporelle du strain rate. Strain et strain rate peuvent être représentés par une courbe (Fig. 9) ou par codage couleur (Fig. 10) (D'hooge et al., 2000). Ces indices de déformation se révèlent être plus discriminants que les paramètres classiques de TDI pour évaluer la fonction myocardique (Greenberg et al., 2002), ou encore pour apprécier la viabilité du myocarde (Hoffman et al., 2002).

Applications potentielles du TDI

Différentes études ont démontré la supériorité du TDI par rapport à l'échocardiographie conventionnelle pour détecter des altérations myocardiques modérées par exemple lors de cardiomyopathies hypertrophiques (Derumeaux et al., 1999; Nagueh et al. 2000), d'ischémie (Derumeaux et al., 2000 et 2001)

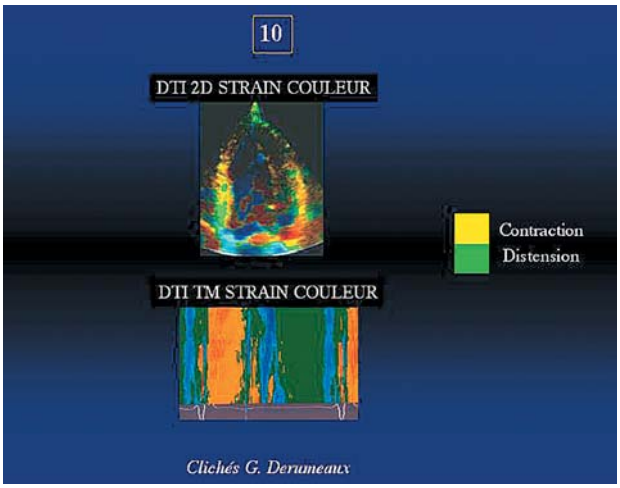

Figure 10: Exemple de Strain Imaging couleur (cliché dû à l'obligeance du Pr. G. Derumeaux). La déformation longitudinale est codée en jaune lors de contraction et en vert lors de distension.

et lors de rejet après transplantation cardiaque (Derumeaux et al., 1995). Le TDI est de même une technique plus sensible que l'échocardiographie classique pour différencier l'hypertrophie ventriculaire gauche physiologique de l'hypertrophie pathologique à la fois chez l'homme (Derumeaux et al., 1999; Palka et al., 1997) et chez l'animal (Derumeaux et al., 2002). De plus, le TDI, contrairement à l'échographie conventionnelle, a un intérêt prédictif dans le diagnostic précoce de récupération de la fonction myocardique après levée des conditions de surcharge ventriculaire gauche (Derumeaux et al., 2002). De même, chez les sujets atteints de cardiomyopathie dilatée, la perte du gradient de vélocité intramyocardique est un indice plus sensible de détérioration myocardique que la fraction d'éjection (Derumeaux et al., 1997).

Enfin, nous avons récemment démontré l'intérêt du TDI dans un modèle canin de cardiomyopathie dilatée (Chetboul et al., 2001): le modèle GRMD (Golden Retriever Muscular Dystrophy), myopathie dystrophique héréditaire liée au chromosome X, due à une mutation du gène codant pour la dystrophine. Le TDI s'est révélé avoir une sensibilité supérieure par rapport à l'échographie conventionnelle dans le diagnostic précoce d'altération myocardique chez le chiot GRMD.

Conclusion

Le TDI constitue un outil précis et non invasif de quantification des troubles de la cinétique myocardique. La sensibilité supérieure du TDI par rapport à l'échographie conventionnelle à la fois dans le pronostic et le diagnostic d'altération myocardique laisse espérer à cette technique des débouchés prometteurs chez l'homme surtout, mais aussi chez l'animal. Cette nouvelle imagerie ultrasonore risque à l'avenir de devenir l'outil indispensable au dépistage des lésions myocardiques, et à l'évaluation de l'efficacité de leurs traitements, eux aussi, par là même, instaurés plus précocement.

Remerciements

Nous remercions le Pr. G. Derumeaux et le Dr. C. Amberger pour la critique constructive de cet article.

Gewebe-Doppler-Untersuchung: eine neue vielversprechende Methode in der Echokardiographie

Die Doppler-Untersuchung wird üblicherweise eingesetzt, um Blutströme zu messen. Die Gewebe-Doppler-Untersuchung (tissue Doppler imaging, TDI) ist eine neue Ultraschalltechnik, mit der die regionale Myokardfunktion durch Geschwindigkeitsmessung der Myokardbewegungen während des ganzen Herzzyklus quantifiziert werden kann. Das physikalische Prinzip beruht auf der Fähigkeit der Ultraschallmaschine, die Dopplersignale der Herzmuskelwände, die eine tiefe Geschwindigkeit und eine hohe Amplitude aufweisen, selektiv darzustellen. Drei verschiedene TDI-Arten sind verfügbar: Pulswellen Doppler, 2D Farbdoppler und M-Mode Farbdoppler. Verschiedene Studien haben bisher gezeigt, dass TDI für die Feststellung mittelgradiger Myokardfunktionsstörungen, wie zum Beispiel die hypertrophe und dilatative Kardiomyopathie sowie ischämische Herzerkrankungen und Transplantationsprobleme empfindlicher und spezifischer ist, als die konventionelle Dopplerechokardiographie. Mögliche zukünftige Einsatzmöglichkeiten des TDI sind das Screening auf Kardiomyopathien und die Beurteilung des Nutzens frühzeitiger therapeutischer Eingriffe bei Herzerkrankungen.

Esame Doppler dei tessuti: un nuovo metodo molto promettente nell'ecocardiografia

L'esame Doppler di solito viene utilizzato per misurare la circolazione del sangue. L'esame Doppler dei tessuti (tissue Doppler imaging, TDI) è una nuova tecnica ad ultrasuoni con la quale è possibile quantificare la funzione regionale del miocardio tramite la misurazione della velocità del movimento del miocardio durante il ciclo cardiaco. Il principio fisico si basa sulla capacità dell'apparecchio ad ultrasuoni di rappresentare selettivamente i segnali Doppler delle pareti cardiache, i quali presentano una bassa velocità ed una grande amplitudine. Sono disponibili tre modelli di TDI: Doppler ad onda del polso, Doppler a colori 2D e Doppler a colori M-Mode. Diversi studi hanno finora mostrato, che il TDI è molto più sensibili e specifico dell'ecografia Doppler convenzionale, per l'accertamento di disfunzioni miocardiche di gravità media, come ad esempio la cardiomiopatia ipertrofica e dilatativa, malattie cardiache ischemiche e problemi relativi a trapianti. Possibilità future di utilizzo per il TDI sono lo screening delle cardiomiopatie ed il giudizio dell'utilità di interventi precoci in caso di malattie cardiache.

References

Chetboul V., Escriou C., Blot S., Tessier D., Pouchelon J.-L., Litzler P.-Y., Derumeaux G.: Early detection of myocardial dysfunction in a dog model of dilated cardiomyopathy by tissue Doppler imaging. Circulation 2001,104:II 351.

Derumeaux G., Mouton D., Cochonneau O., Soyer R., Cribier A.: Accuracy of doppler tissue imaging to detect cardiac allograft during acute rejection. Circulation 1995,92:I-734.

Derumeaux G., Cochonneau O., Douillet R., Cribier A., Letac B.: Comparaison des vélocités myocardiques par Doppler couleur tissulaire chez des sujets normaux et dans les cardiomyopathies dilatées. Arch. Mal. Coeur Vaiss. 1997, 90:773–778.

Derumeaux G., Ovize M., Loufoua J., André-Fouet X., Minaire Y., Cribier A., Letac B.: Doppler tissue imaging quantitates regional wall motion during myocardial ischemia and reperfusion. Circulation 1998,97:1970–1977.

Derumeaux G., Mulder P., Richard V., Henry J.P., Cribier A., Thuillez C.: Early detection of pathological hypertrophy by tissue doppler imaging in rats. Circulation 1999,100:I-573.

Derumeaux G., Douillet R., Troniou A., Jamal F., Litzler P.-Y., Pontier G., Cribier A.: Différentiation entre l'hypertrophie physiologique du sportif et l'hypertrophie des cardiomyopathies hypertrophiques primitives. Arch. Mal. Coeur Vaiss. 1999,92:201–210.

Derumeaux G., Ovize M., Loufoua J., André-Fouet X., Minaire Y., Cribier A.: Assessment of nonuniformity of transmural myocardial velocities by color-coded tissue Doppler imaging: characterization of normal, ischemic, and stunned myocardium. Circulation 2000,101:1390–1395.

Derumeaux G., Loufoua J., Pontier G., Cribier A., Ovize M.: Tissue Doppler imaging differentiates transmural from non-transmural acute myocardial infarction after reperfusion therapy. Circulation 2001,103:589–596.

Derumeaux G., Mulder P., Richard V., Chagraoui A., Nafeh C., Bauer F., Henry J.-P., Thuillez C.: Tissue Doppler imaging differentiates pathological pressure-overload left ventricular hypertrophy in rats. Circulation 2002,105: 1602–1613.

Desco M., Antoranz J.C.: Technical principles of Doppler Tissue Imaging. In: Doppler Tissue Imaging echocardiography. Eds. McGraw-Hill, Garcia-Frenandez M.A., Zamorano J. and Azevedo J., Madrid,1998, 7–21.

D'hooge J., Heimdal A., Jamal F., Kukulski T., Bijnens B., Rademakers F., Hatle L., Suetens P., Sutherland G.R.: Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations. Eur. J. Echocardiogr. 2000,1:154–170.

Fleming D., McDicken W.N., Sutherland G.R., Hoskins P.R.: Assessment of color Doppler tissue imaging using yest phantoms. Ultrasound Med. Biol. 1994,20:937–951.

Garcia-Frenandez M.A., Zamorano J., Azevedo J.: Normal patterns with Doppler Tissue Imaging. In: Doppler Tissue Imaging echocardiography. Eds. McGraw-Hill, Garcia-Frenandez M.A., Zamorano J. and Azevedo J., Madrid, 1998, 23–44.

Garot J., Diebold B., Derumeaux G., Monin J.L., Bosio P., Duval-Moulin A.M., Castaigne A., Dubois-Rande J.L., Gueret P.: Comparison of regional myocardial velocities assessed by quantitative 2-dimensional and M-mode color Doppler tissue imaging: influence of signal-to-noise ratio of color Doppler myocardial images on velocity estimators of the Doppler Tissue imaging system. J. Am .Soc. Echocardiogr. 1998,11:1093–1105.

Gavaghan B.J., Kittleson M.D., Fisher K.J., Kass P.H., Gavaghan M.A.: Quantification of left ventricular diastolic wall motion by Doppler Tissue imaging in healthy cats and cats with cardiomyopathy. Am. J. Vet. Res. 1999,60:1478–1486.

Greenberg N.L., Firstenberg M.S., Castro P.L., Main M., Travaglini A., Odabashian J.A., Drinko J.K., Rodriguez L.L., Thomas J.D., Garcia M.J.: Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility. Circulation 2002,105:99–105.

Hoffman R., Atiok E., Nowak B., Heussen N., Kuhl H., Kaiser H.J., Bull U., Hanrath P.: Strain rate measurement by Doppler echocardiography allows improved assessment of myocardial viability in patients with depressed left ventricular function. J. Am. Coll. Cardiol. 2002,39:443–449.

Isaaz K., Thompson A., Ethevenot G., Cloez J.L., Brembella B., Pernot C.: Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall. Am. J. Cardiol. 1989,64:66–75.

Jones C.J.H., Raposo L., Gibson D.G.: Functional importance of the long axis dynamics of the human left ventricle. British heart J. 1990,63:215.

Kowalski M., kukulski T., Jamal F., Weidemann F., D'hooge J., Rademakers F., Bijnens B., Hatle L., Sutherland G.R.: Can natural strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in normal subjects. Ultrasound Med. Biol. 2001,27:1987–1097.

McDicken W.N., Sutherland G.R., Moran C.M., Gordon L.N.: Color Doppler velocity imaging of the myocardium. Ultrasound Med. Biol. 1992,18:651–654.

Nagueh S.F., Kopelen H.A., Lim D.-S., Zoghbi W.A., Quinones M.A., Roberts R., Marian A.J.: Tissue Doppler imaging consistently detects myocardial contraction and relaxation abnormalities, irrespective of cardiac hypertrophy, in a transgenic rabbit model of human hypertrophic cardiomyopathy. Circulation 2000,102:1346–1350.

Palka P., Lange A., Fleming A.D., Donnelly J.E., Dutka D.P., Starkey I.M., Shaw R.D., Sutherland G.R., Fox K.A.A.: Differences in myocardial velocity gradient mesured throughout the cardiac cycle in patients with hypertrophic cardiomyopathy, athletes and patients with left ventricular hypertrophy due to hypertension. J.Am. Coll. Cardiol. 1997, 30:760–768.

Pislaru C., Belohlavek M., Bae R.Y., Abraham T.P., Greenleaf J.F., Seward J.B.: Regional asynchrony during acute myocardial ischemia quantified by ultrasound strain rate imaging. J. Am. Coll. Cardiol. 2001,37:1141–1148.

Sutherland G.R., Stewart M.J., Groundstroem K.W.E., Moran C.M., Fleming A., Guell-Peris F.J., Riemersma R.A., Fenn L.N., Fox K.A.A., Mc Dicken W.N.: Color Doppler myocardial imaging: a new technique for assessment of myocardial function. J. Am. Soc. Echocardiogr. 1994,7:441–458.

Thomas W.P., Gaber C.E., Jacobs G.J., Kaplan P.M., Lombard C.W., Moise N.S., Moses B.L.: Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and cat. Echocardiography Committee of the Specialty of Cardiology, American College of Veterinary Internal Medicine. J. Vet. Intern. Med. 1993,7:247–252.

Uematsu M., Miyatake K., Tanaka N., Matsuda H., Sano A., Yamazaki N., Hirama M., Yamagishi M.: Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction : Detection by a two-dimensional tissue doppler imaging technique. J. Am. Coll. Cardiol. 1995,26:217–223.

Urheim S., Edwardsen T., Torp H., Angelsen B., Smiseth O. A.: Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function. Circulation 2000,102:1158–s1164.

Voigt J.U., Arnold M.F., Karisson M., Hubbert L., Kukulski T., Hatle L., Sutherland G.R.: Assessment of regional longitudinal myocardial strain rate derived from Doppler myocardial imaging indexes in normal and infarcted myocardium. J. Am. Soc. Echocardiog. 2000,13:588–598.

Adresse de correspondence

Valérie Chetboul, DVM, PhD, Dipl. ECVIM-CA, Unité de Cardiologie d'Alfort,
Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, 7 Avenue du Général de Gaulle, F-94704 Maisons-Alfort Cedex,
E-mail: vchetboul@vet-alfort.fr

Enregistrement du manuscrit: 10 septembre 2002
Accepté sous cette forme: 20 février 2003