



HAL
open science

L'imagerie ultrasonore de demain : quand les échographes deviennent ultra-rapides

E. G. Simon, Samuel Callé, Jean-Pierre Remenieras

► **To cite this version:**

E. G. Simon, Samuel Callé, Jean-Pierre Remenieras. L'imagerie ultrasonore de demain : quand les échographes deviennent ultra-rapides. *Gynécologie Obstétrique Fertilité & Sénologie*, 2019, 47 (5), pp.395-397. 10.1016/j.gofs.2019.03.014 . hal-02146826

HAL Id: hal-02146826

<https://hal.science/hal-02146826>

Submitted on 4 Jun 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Accepted Manuscript

Title: L'imagerie ultrasonore de demain : quand les échographes deviennent ultra-rapides

Author: E.G. Simon Dr. S. Callé J.P. Remenieras

PII: S2468-7189(19)30119-9

DOI: <https://doi.org/doi:10.1016/j.gofs.2019.03.014>

Reference: GOFS 3125

To appear in:

Received date: 7 March 2019

Please cite this article as: Simon EG, Callé S, Remenieras JP, L'imagerie ultrasonore de demain : quand les échographes deviennent ultra-rapides, *Gynécologie Obstétrique Fertilité and Sénologie* (2019), <https://doi.org/10.1016/j.gofs.2019.03.014>

This is a PDF file of an unedited manuscript that has been accepted for publication. As a service to our customers we are providing this early version of the manuscript. The manuscript will undergo copyediting, typesetting, and review of the resulting proof before it is published in its final form. Please note that during the production process errors may be discovered which could affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.



L'imagerie ultrasonore de demain : quand les échographes deviennent ultra-rapides

Tomorrow's Ultrasound Imaging : when Ultrasound Systems become Ultra-Fast

E.G. Simon^{a,b}, S. Callé^c, J.P. Remenieras^b

a. Service de Gynécologie Obstétrique, Médecine Fœtale et Stérilité Conjugale. CHU Dijon Bourgogne, 14 rue Paul Gaffarel, 21079 Dijon Cedex, France

b. UMR 1253, iBrain, Université de Tours, Inserm, Tours, 2 boulevard Tonnellé 37032 Tours Cedex 1, France

c. GREMAN, UMR CNRS 7347, Université de Tours, 20 avenue Monge 37200 Tours, France

Mots-clés : ultrasons ; microvascularisation ; élasticité ; viscosité ; Doppler ultrasensible ; imagerie ultrarapide

Keywords: ultrasound ; microvascularization ; elasticity ; viscosity; ultrasensitive Doppler ; ultrafast imaging

Auteur correspondant : Dr Emmanuel Simon

E.mail : emmanuel.simon@chu-dijon.fr

Déclaration d'intérêt : les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêt en lien avec cet article

Disclosure of interest: none

L'imagerie ultrasonore a connu ces dernières décennies des progrès considérables. L'une des avancées récentes les plus significatives est l'imagerie dite ultrarapide [1]. Classiquement un échographe produit entre 50 et 60 images par seconde. Désormais certains constructeurs proposent des plateformes pouvant produire jusqu'à 20000 images par seconde. Dans leur usage courant, ces nouveaux échographes sont au moins 200 fois plus rapides que les échographes conventionnels. Au premier abord, la qualité d'imagerie de ces machines ne semble pas vraiment améliorée. En effet, l'enjeu n'est pas la qualité de l'image en mode B, déjà excellente avec les outils classiques. Une telle cadence image permet désormais de suivre des phénomènes physiques se produisant à l'échelle de la milliseconde, ces phénomènes cachés étant jusqu'alors inaccessibles en imagerie ultrasonore conventionnelle. Ainsi il est maintenant

possible de suivre en temps réel la propagation des ondes dites de cisaillement à basse fréquence, et de mesurer leur vitesse. Lorsque de telles ondes sont générées dans le corps humain, elles se propagent à des vitesses dont l'ordre de grandeur est entre 1 et 10 m/s (contre 1500m/s pour les ondes ultrasonores de compression utilisées en échographie). Si on considère une image échographique de 3 à 6 cm de large, il faut moins de 1/100^{ème} de seconde pour que l'onde de cisaillement traverse l'image. Avec une cadence de 50 à 60 images par seconde, il n'est donc pas possible de capturer le défilement de cette onde. Mais cela devient possible avec la cadence d'acquisition des échographes ultrarapides.

La physique sous-jacente des ondes de cisaillement est connue depuis très longtemps et appartient historiquement au monde de la sismologie, bien éloigné de celui de la santé. Ces connaissances ont voyagé de la géophysique à la médecine, et on parle désormais d'une véritable sismologie du corps humain. Si on parvient à mesurer la vitesse de l'onde de cisaillement dans un tissu biologique, et si on connaît la masse volumique de ce dernier, alors il devient possible de calculer son élasticité au moyen d'une relation simple : $E=3\rho C_s^2$, avec E le module d'Young (ou module d'élasticité) exprimé en kilopascals, ρ la masse volumique du tissu exprimée en kilogrammes par mètre cube, et C_s la vitesse de l'onde de cisaillement exprimée en mètres par seconde.

Ces techniques dynamiques d'élastographie par onde de cisaillement ont relégué à l'arrière-plan les anciennes techniques dites de « strain elastography » qui étudiaient les déformations relatives des tissus mous et des tissus durs en comprimant simplement le tissu avec la sonde échographique. Cette compression n'était pas standardisable, ce qui avait le défaut de produire une évaluation purement qualitative, dépendant du praticien. Avec l'élastographie par onde de cisaillement, on remonte désormais à un paramètre précis : le module d'Young. Plus celui-ci est faible, plus le tissu est mou, et inversement, plus celui-ci est élevé, plus le tissu est dur. En comparaison avec la traditionnelle palpation du clinicien, la « palpation ultrasonore » permet d'explorer des régions inaccessibles et de quantifier les paramètres mécaniques du tissu de façon reproductible.

Les ondes de cisaillement peuvent être générées de différentes manières. La méthode la plus répandue actuellement consiste à utiliser un effet non linéaire de force de radiation ultrasonore. La focalisation des ultrasons génère le transfert d'une quantité de mouvement de l'onde au tissu en donnant naissance

localement à une force constante qui dure quelques centaines de microsecondes. En réponse à cette contrainte transitoire, le tissu se déplace et donne naissance à une onde qui se propage dans le tissu. L'amplitude de déplacement du tissu lié à l'onde est très faible, quelques dizaines de micromètres. L'onde se propage sphériquement à partir du point source qui lui a donné naissance et son amplitude diminue très rapidement au cours de sa propagation par diffraction.

Pour générer une onde de cisaillement d'amplitude suffisante et un front d'onde quasi plan (permettant une mesure précise de la vitesse de l'onde) et contrôler dans le même temps les énergies délivrées aux tissus, une stratégie consiste à établir un régime de vibration dit « supersonique » : la source de vibration est une ligne verticale de poussées successives (c'est-à-dire des poussées de plus en plus profondes sous la surface de la sonde) qui se déplacent plus vite que les ondes de cisaillement latérales qu'elles engendrent. Suivant le principe de Huygens, ces ondes de cisaillement s'ajoutent les unes aux autres de façon cohérente et sont ainsi naturellement amplifiées par interférences constructives sous la forme d'un cône appelé « cône de Mach ».

Un petit nombre de faisceaux de ce type suffit pour établir entièrement la cartographie d'élasticité de l'image (à partir de la cartographie des vitesses locales de propagation de l'onde de cisaillement), et pour la rafraîchir continuellement sans dépasser les normes acoustiques en vigueur.

Difficile de prévoir l'avenir dans le domaine de l'évaluation biomécanique, tant les innovations ultrasonores ont été rapides ces dernières années. Si le module d'Young peut être considéré comme un véritable biomarqueur de modification tissulaire, la question est de savoir si de nouveaux biomarqueurs verront bientôt le jour. Certaines pistes prometteuses sont déjà à l'étude. Par exemple, il semble envisageable de produire un jour des cartographies de viscosité comme on produit des cartographies d'élasticité. En effet les tissus biologiques ne sont pas des milieux purement élastiques, mais visco-élastiques. Du point de vue rhéologique, la notion de viscosité peut être abordée en étudiant la dispersion de la vitesse de l'onde de cisaillement en fonction de sa bande de fréquence généralement comprise entre 50 Hz et 1000 Hz. Par ailleurs, il sera un jour possible de visualiser des cartographies dites de non linéarité de l'onde, exprimant cette fois la notion de rigidification d'un tissu plutôt que sa simple rigidité.

Mais l'intérêt de l'imagerie ultrasonore ultrarapide ne se réduit pas au seul domaine de la biomécanique tissulaire. Cela est d'autant plus vrai que la sécurité acoustique de l'élastographie par onde de cisaillement est encore à l'étude pour les applications au fœtus et à l'embryon (même si les risques en termes d'élévation de l'index thermique semblent extrêmement faibles) [2].

Le bouleversement le plus significatif pour la gynécologie-obstétrique est probablement l'émergence d'un nouveau Doppler dit « Doppler ultrasensible de flux par ondes planes » [1].

En routine clinique, nous appliquons couramment les différentes méthodes de Doppler : continu, pulsé, couleur et énergie. L'imagerie ultrarapide permet de coupler les avantages du Doppler couleur (visualisation des flux sur une large région) et ceux du Doppler pulsé (quantification des flux) en une seule modalité. Les techniques de Doppler conventionnelles consistent à générer des trains d'ondes ultrasonores focalisées de haute intensité. L'image est construite de façon séquentielle par le faisceau focalisé (balayage électronique à décalage de phase). L'image apparaît donc au fur et à mesure. En Doppler ultrasensible, toute l'image est insonifiée au même instant par une onde dite plane. Cette onde plane est obtenue en appliquant des retards nuls ou progressifs (pour défléchir le faisceau ultrasonore) sur les différents éléments de la sonde. En pratique, la technique consiste à appliquer successivement plusieurs ondes planes (en général trois) d'inclinaisons un peu différentes, qui sont ensuite sommées pendant un temps qui peut être relativement long (une seconde). La sensibilité de ce Doppler par ondes planes est considérablement augmentée, car chaque pixel de l'image apporte une contribution à chaque acquisition. Par exemple, si la cadence de répétition des tirs est de 1 KHz pendant une durée d'une seconde, 1000 points participent à la création du signal Doppler. D'où une augmentation du rapport signal sur bruit (SNR), car le signal augmente et le niveau de bruit (électronique, acoustique) reste constant. A ces considérations de SNR, s'ajoutent une problématique de filtrage. En Doppler conventionnel, on applique un filtre de paroi (un filtre numérique passe haut) sur les échos rétrodiffusés afin de supprimer les mouvements des tissus environnants (supposés basse fréquence), et de ne conserver que les mouvements propres au flux sanguin (supposés haute fréquence). Pour les flux rapides, cette séparation est facile à effectuer car les mouvements tissulaires sont plus lents que ceux du sang. Ainsi les spectres Doppler sont bien séparés dans le domaine de Fourier. Mais ce n'est plus le cas

pour les vaisseaux de petit calibre. Le sang y circule plus lentement et le signal ultrasonore rétrodiffusé par le contenu vasculaire est bien plus faible que celui des tissus. Dans cette situation, la séparation des sous-espaces sang / tissu ne peut donc plus se faire car les spectres sont confondus, ce qui explique que le Doppler couleur ne puisse pas identifier les vaisseaux de moins de 100 micromètres de diamètre. En Doppler ultrasensible, ce problème est résolu par l'application de techniques de filtrage spatial ou la séparation des sous-espaces tissu / sang / bruit est réalisée sur un critère de cohérence spatiale des ultrasons et non plus sur un simple critère de bande de fréquence Doppler. De plus, ce filtrage spatial est rendu performant grâce au fait que des zones éloignées de l'image sont acquises simultanément, en gardant ainsi leur cohérence spatio-temporelle grâce à l'imagerie par ondes planes. Actuellement la méthode de filtrage de référence est appelée « décomposition en valeurs singulières (SVD) de la matrice des données IQ Doppler » [3], mais de nouvelles méthodes de traitement du signal sont à l'étude dans les laboratoires de recherche. C'est le cas de l'analyse en composante principale robuste (RPCA) où la présence clairsemée de la vascularisation dans l'image est mise à profit. C'est donc le paradoxe de l'imagerie microvasculaire : si l'on souhaite voir des flux plus lents, il faut des appareils qui enregistrent les données échographiques plus rapidement.

Pour mettre en place de telles techniques, il a fallu revoir en profondeur l'architecture de l'échographe, celle-ci devant fonctionner « en parallèle » (toutes les lignes sont traitées en même temps) et non plus « en série » (reconstruction séquentielle des images). Ainsi, la cadence image n'est plus limitée par le nombre de lignes mais juste par le temps de vol des ultrasons et par l'échauffement thermique de la surface de la sonde. Pour traiter un tel volume de données, il a fallu augmenter considérablement les capacités calculatoires de ces plateformes. Cela a été rendu possible grâce à l'utilisation de cartes graphiques puissantes (GPU) issues de l'industrie du jeu vidéo, et de bus de données très rapides (technologie PCI express).

Le Doppler ultrasensible par ondes planes permet donc d'identifier la microvascularisation tissulaire, qu'il s'agisse des artérioles ou des veinules. Des résultats spectaculaires ont déjà été publiés sur le cerveau du nouveau-né [4] et sur le placenta [5]. Même sur les gros vaisseaux déjà identifiables en Doppler conventionnel, on observe un meilleur remplissage par la couleur, ainsi que des phénomènes

de turbulences complexes qui étaient inapparents jusqu'à présent (flux rétrogrades fugaces au cours d'un cycle cardiaque). De plus, chaque pixel d'une même image peut faire l'objet d'une analyse quantitative avec le calcul des classiques index de résistance et de pulsatilité. Les valeurs obtenues pour des régions éloignées de l'image peuvent être obtenues au cours d'un même cycle cardiaque, ce qui améliore leur comparabilité par rapport à des mesures répétées dans différents endroits en Doppler pulsé. Par ailleurs, les valeurs quantitatives obtenues en Doppler ultrasensible sont comparables à celles obtenues à partir des anciennes techniques : il n'y a donc pas de nécessité de réétudier la distribution des valeurs normales déjà connues.

Quelles sont les applications de ce nouveau Doppler en gynécologie obstétrique ? Chaque fois qu'il existe un enjeu hémodynamique, les tissus fœtaux ou gynécologiques pourront être explorés : placenta, organes fœtaux, myomètre, endomètre, ovaires, ou seins, et cela sans majoration du risque acoustique. Notre laboratoire explore par exemple la microvascularisation cérébrale fœtale en cas de retard de croissance avec redistribution vasculaire (étude CARTO-Fœtus financée par la Fondation Thérèse Planiol pour la recherche sur le cerveau) (Figure). Pour conclure, on ajoutera que l'imagerie ultrasonore a encore de beaux jours devant elle, face à ses rivales que sont la résonance magnétique et la tomodensitométrie. En effet, l'imagerie ultrasonore est la seule qui permette d'analyser le corps humain à une cadence d'imagerie de plusieurs milliers d'images par seconde, ce qui a l'avantage d'engendrer soit une très grande sensibilité, soit une très grande rapidité. Ces nouveaux outils sont disponibles, et le temps de la recherche clinique est désormais ouvert, afin que les praticiens gynécologues obstétriciens se les approprient et analysent leurs impacts en termes de diagnostic.

Références

- [1] Bercoff J, Tanter M. Ultrasound imaging goes ultrafast A change in paradigm in medical ultrasound. *Medical Physics International Journal* 2015; 3: 109 –19
- [2] Issaoui M, Debost-Legrand A, Skerl K, Chauveau B, Magnin B, Delabaere A, et al. Shear wave elastography safety in fetus: A quantitative health risk assessment. *Diagn Interv Imaging* 2018; 99: 519–24.

[3] Baranger J, Arnal B, Perren F, Baud O, Tanter M, Demene C. Adaptive Spatiotemporal SVD Clutter Filtering for Ultrafast Doppler Imaging Using Similarity of Spatial Singular Vectors. *IEEE Trans Med Imaging* 2018;37:1574–86.

[4] Dmené C, Pernot M, Biran V, Alison M, Fink M, Baud O, et al. Ultrafast Doppler reveals the mapping of cerebral vascular resistivity in neonates. *J Cereb Blood Flow Metab* 2014;34:1009–17.

[5] Osmanski BF, Lecarpentier E, Montaldo G, Tsatsaris V, Chavatte-Palmer P, Tanter M. Discriminative imaging of maternal and fetal blood flow within the placenta using ultrafast ultrasound. *Sci Rep* 2015; 16; 5:13394.

Légende de la figure

Figure 1. Image d'un cerveau fœtal obtenue chez une femme enceinte à 32 semaines d'aménorrhée obtenue au moyen d'une plateforme Aixplorer Ultimate® (Supersonic imagine, Aix en Provence, France). En Doppler couleur conventionnel, le plan de coupe semblait strictement avasculaire. En Doppler ultrasensible (mode Angio P.L.US.™), on observe des vaisseaux dans le parenchyme cérébral profond.