

Développements ultrasonores récents appliqués à l'imagerie abdominale

F. Tranquart, A. Bleuzen, J.-M. Corréas, M. Claudon

Des avancées significatives ont été introduites récemment dans plusieurs domaines technologiques en tirant avantage des nouveaux matériaux piézoélectriques et de la large diffusion des transducteurs large bande. Des progrès importants ont été rapportés dans le domaine des hautes fréquences qui peuvent être appliquées à l'imagerie abdominale. Plusieurs types de modulation de pulses ultrasonores peuvent être mis en œuvre : soit simple pulse, soit multipulses ou multilignes, amenant une amélioration significative de la résolution et de la pénétration. L'imagerie de type compound participe également à l'amélioration du contraste et la réduction des artefacts. L'imagerie non linéaire utilise la composante harmonique qui est générée soit par la propagation dans les tissus soit par la présence des microbulles. Les agents de contraste ont un rôle important dans la détection et la caractérisation des lésions amenant une amélioration significative de la sensibilité et de la spécificité des méthodes ultrasonores. De nouvelles présentations du signal doppler sont disponibles ainsi que l'imagerie des flux en niveaux de gris qui autorise l'imagerie simultanée du flux et des tissus. Si les techniques 3D sont maintenant disponibles, l'imagerie 4D temps réel est en évaluation, mais pourrait donner des résultats intéressants. L'élastographie est une des méthodes ultrasonores prometteuse pour la caractérisation des lésions comme du tissu, ainsi que pour l'évaluation des effets thérapeutiques des ultrasons. De récents développements en thérapie ont été rapportés avec l'usage des ultrasons focalisés de haute intensité pour le traitement spécifique des lésions bénignes ou malignes du foie. Ces possibilités sont renforcées par le recours futur aux agents de contraste pour le transport et la délivrance de médicaments ou gènes. Toutes ces avancées indiquent un fort potentiel de développement des ultrasons dans la prise en charge des patients avec affection abdominale.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Ultrasons ; Doppler ; Imagerie non linéaire ; Produits de contraste ; Élastographie ; Thérapie ultrasonore ; Imagerie compound

Plan

■ Introduction	1
■ Utilisation de fréquences d'émission élevées	2
■ Modulation des pulses ultrasonores et nouvelles séquences ultrasonores	2
Techniques monopulse	2
Techniques multipulses	2
■ Amélioration de la résolution spatiale	3
■ Imagerie « compounding »	4
■ Imagerie non linéaire	4
Formations des harmoniques	4
Imagerie d'harmoniques	4
■ Échographie de contraste	6
■ Amélioration des modes doppler	7
■ Techniques d'imagerie de flux en échelle de gris	7
■ Techniques de post-traitement	7
■ Imagerie 3D et 4D	7

■ Élastographie	8
■ Thérapie ultrasonore	8
■ Conclusion	10

■ Introduction

L'échographie est la première modalité d'imagerie utilisée dans l'approche diagnostique des lésions focales hépatiques en raison de son accessibilité, de sa facilité de mise en œuvre, de son coût faible et de son innocuité. Un certain nombre de développements récents ont autorisé une franche amélioration des performances diagnostiques permettant de renforcer la place essentielle de ces méthodes ultrasonores dans la prise en charge des affections hépatiques. Par ailleurs, l'exploration du tube digestif a profité de ces développements en termes d'imagerie haute fréquence.

L'amélioration des performances acoustiques des sondes échographiques, la mise en œuvre de méthodes de traitement de signal ou de post-traitement nouvelles, l'introduction des agents de contraste seront abordés dans cet article. ^[1-3]

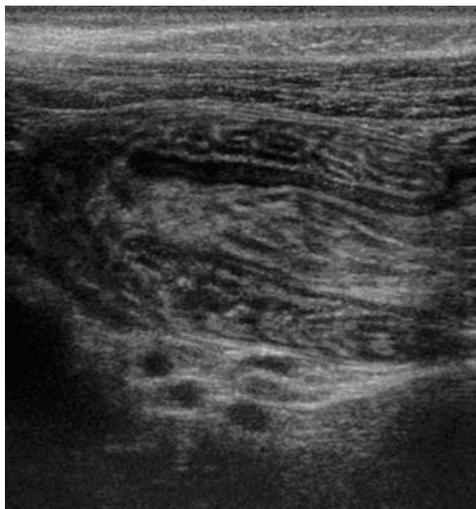


Figure 1. Application des hautes fréquences ultrasonores à l'imagerie des anses intestinales dans un cas d'occlusion intestinale. Noter la différenciation des couches constitutives.

■ Utilisation de fréquences d'émission élevées

L'amélioration considérable des conditions de recueil du signal, la diminution globale du niveau du bruit par une meilleure maîtrise des impulsions ultrasonores et des réponses acoustiques des céramiques autorise le recueil de signal de faible intensité en relation avec des fréquences élevées et cela à une assez grande profondeur. Par exemple, il apparaît actuellement tout à fait possible d'explorer un foie avec des fréquences comprises dans une gamme de 5 à 10 MHz chez un bon nombre d'adultes. Il en résulte toutefois une accentuation des artefacts d'atténuation acoustique (ombre acoustique notamment) et la persistance d'une certaine limite en profondeur. [4, 5]

De plus hautes fréquences (entre 10 et 15 MHz) sont actuellement proposées pour l'étude des tissus très superficiels, notamment dans le domaine du tube digestif pour une meilleure identification des couches pariétales [3, 4] (Fig. 1). Les sondes de fréquences encore plus élevées, de l'ordre de 20 MHz, sont réservées aux applications endoluminales. Des sondes spécifiques ont été développées pour les applications digestives : sondes endoscopiques et laparoscopiques. Les sondes endoscopiques, largement utilisées depuis de nombreuses années pour l'exploration du pancréas et du carrefour biliaire, ont vu leur qualité progresser. Par ailleurs, les sondes à visée transrectale ont également vu leurs résolutions progresser pour une plus grande fiabilité dans l'exploration du sphincter anal. Enfin les sondes à visée laparoscopique sont fréquemment utilisées pour la recherche d'anomalies hépatobiliaires lors d'interventions spécifiques. [6, 7]

■ Modulation des pulses ultrasonores et nouvelles séquences ultrasonores

Il apparaît possible de moduler l'impulsion ultrasonore à la fois en fréquence (dans une gamme étendue), en amplitude, en phase et en durée. Il faut noter que la phase, qui est une variable relative, ne peut être déterminée qu'en comparaison avec une onde de référence ou avec un autre pulse ; cela est réalisé en utilisant plusieurs formateurs de faisceau, ce qui permet des comparaisons de phase entre lignes adjacentes (*coherent image formation* – Acuson-Siemens). [1]

Actuellement, une grande variété de modulations d'impulsions a été introduite, qui peut être associée à des techniques d'insonification de complexité croissante.

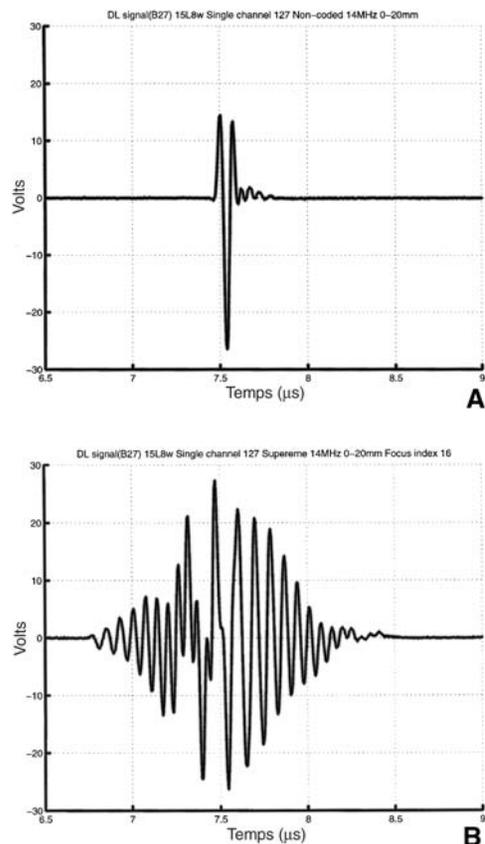


Figure 2. Aspects des impulsions ultrasonores de type usuel (A) et de type « chirp » (B).

Techniques monopulse

Une modulation du pulse peut être introduite dans des techniques à pulse unique, permettant par exemple :

- de mieux séparer la composante fondamentale de la composante harmonique (*precise pulse shaping* d'Acuson-Siemens) ;
- ou en utilisant un pulse très long, modulé en fréquence et en amplitude, avec un décodage inverse, permettant d'améliorer de façon significative la pénétration de l'onde ultrasonore grâce à une plus grande énergie, tout en préservant la résolution axiale (*chirped emission* d'Acuson-Siemens) (Fig. 2).

Techniques multipulses

Il s'agit en premier lieu des émissions codées qui associent une séquence de 8 à 22 pulses très courts de phase variable, parfaitement délimitées, séquence qui est inversée pour décoder le signal en retour. [5] Cela permet à nouveau une meilleure pénétration, tout en préservant la résolution axiale (General Electric, Esaote) (Fig. 3).

L'émission de pulses successifs de phase opposée caractérise les techniques dites en inversion de pulse ou de phase, initialement proposées par respectivement ATL Philips et Siemens, mais actuellement disponibles sur la plupart des machines. Une opération de soustraction du signal reçu permet une amplification du signal issu de structures qui ont une réponse non linéaire, au contraire de celles dont la réponse linéaire symétriquement opposée après les deux impulsions sera annulée lors de la sommation (Fig. 4).

Toutefois, ces méthodes sont assez sensibles aux mouvements des cibles entre deux tirs. Pour y remédier, des techniques multipulses ou multilignes plus complexes ont été introduites :

- utilisation de trois impulsions, la réponse à l'intermédiaire de phase opposée, ayant son amplitude multipliée par deux pour être soustraite à la somme des deux autres réponses ; ce procédé permet de limiter les effets du mouvement des cibles tout en conservant un excellent renforcement de la composante harmonique (*power pulse inversion* d'ATL-Philips) ;

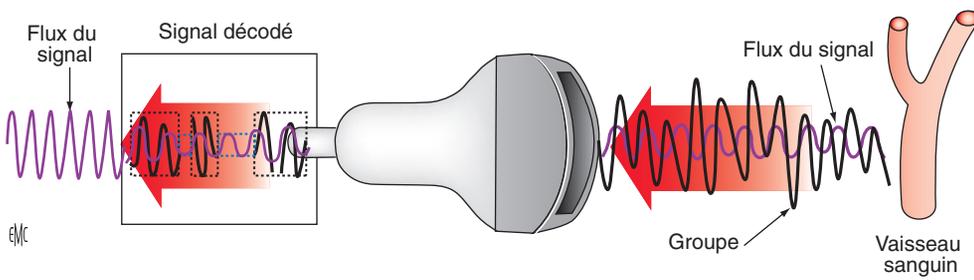


Figure 3. Principe de l'imagerie B-flow avec mise en œuvre de l'imagerie codée.

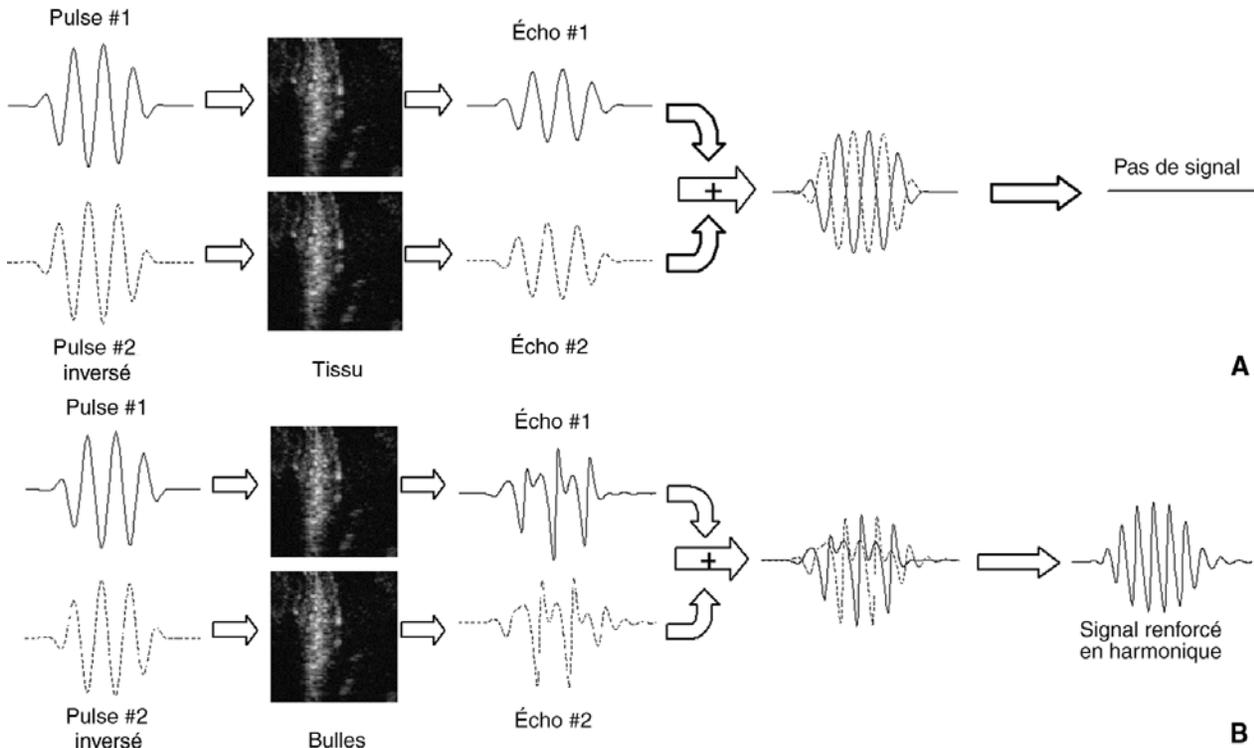


Figure 4. Mode *pulse inversion* (ATL-Philips, Siemens, Toshiba).

A. En faisant la somme des deux échos consécutifs de phase inversée, le signal issu d'échos fondamentaux est nul.
B. À l'opposé, les échos consécutifs, issus de cibles à résonance non linéaire, s'ajoutent, donnant un signal renforcé en harmoniques.

- utilisation de plusieurs formateurs de faisceaux, en utilisant des phases inversées sur des lignes adjacentes, avec effet identique à l'inversion de pulse, tout en conservant une cadence image normale (Acuson-Siemens) (Fig. 5).

■ Amélioration de la résolution spatiale

La résolution spatiale a connu une amélioration significative dans ses différentes composantes : ^[3]

- axiale, par utilisation de fréquences d'émission de plus en plus élevées et de pulses courts dans le cas de sondes large bande ;
- latérale, par l'augmentation du nombre de céramiques, et donc de lignes de tir, par l'amélioration du nombre de points focaux, ou par l'utilisation de processus de focalisation dynamique, au besoin en utilisant une modulation spécifique des pulses (Acuson-Siemens) ;
- azimutale (ou en épaisseur) qui apparaît un enjeu important, surtout dans le cadre du développement actuel des sondes 3 D. L'addition de lentilles acoustiques de découpes particulières convexes dans l'épaisseur du cristal permet le maintien d'une épaisseur de coupe assez constante sur une grande profondeur (Acuson-Siemens) (Fig. 6) ; l'utilisation de plusieurs rangées de céramiques et leur conjugaison par une focalisation électronique permet d'adapter l'épaisseur de coupe à la profondeur explorée (sonde dite 1,5 D dite

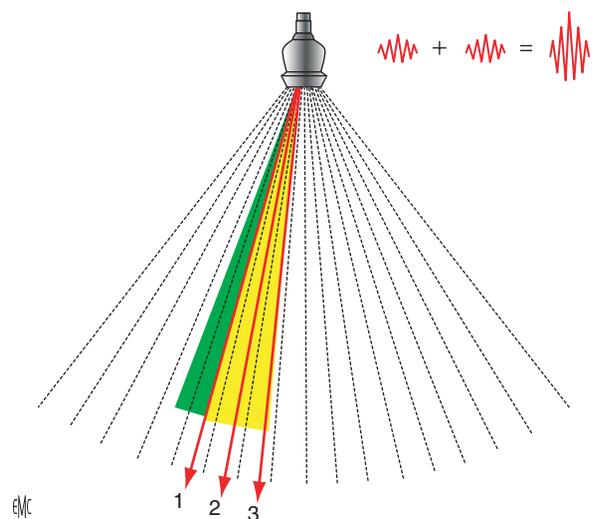


Figure 5. Principe du *coherent contrast imaging* (Acuson-Siemens). Un premier pulse de phase positive insonifie la ligne 1 ; un second pulse, de phase négative, insonifie la ligne 2 entraînant l'annulation de la réponse linéaire entre ces deux lignes, mais avec une meilleure détection de la réponse non linéaire dans ce même espace, sans perdre en cadence image.

matricielle, Siemens, Toshiba, General Electric etc.) (Fig. 7). Les réelles sondes matricielles en cours de développement

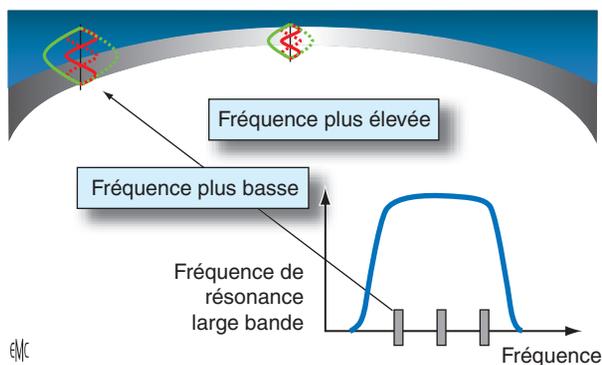


Figure 6. Coupe transversale d'un élément de sonde ultrasonore type Hanafy avec les conséquences en termes de largeur de bandes de fréquences utiles.

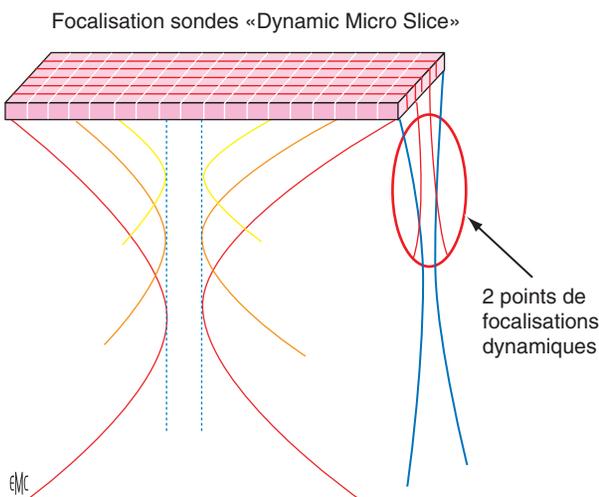


Figure 7. Schéma simplifié d'une sonde ultrasonore de type 1,5 D avec l'adjonction dans le plan azimutal de plusieurs cristaux pour des explorations fines de la superficie à grande profondeur.

n'ont pas encore vu d'application abdominale en raison des contraintes particulières en termes de résolution requise qui impliqueraient un nombre de céramiques trop élevé.

■ Imagerie « compounding » [8, 9]

Le principe du *compounding* est de moyenner des images qui ont été obtenues dans des incidences différentes (*compounding* spatial : SonoCT[®] de ATL-Philips, Sieclear[®] de Siemens, Sono-view compounding[®] de Toshiba etc.) (Fig. 8) ou à partir de fréquences différentes (*compounding* fréquentiel, Acuson-Siemens). En pratique, le formateur de faisceau balaie la tranche de section avec des angles progressivement croissants, puis décroissants, et reconstruit une image à partir de cinq à neuf balayages spatiaux : la cadence est conservée, chaque nouvelle acquisition modifiant l'image moyennée. Les modifications de la gamme de fréquence émise (Acuson-Siemens) engendrent des images d'aspect similaire avec quelques différences, particulièrement en termes de texture. Le résultat est souvent spectaculaire, avec diminution du bruit présent – en particulier le *speckle* – et des artefacts multiples, donnant une image relativement claire, exempte de nombreux échos parasites. Cela induit en particulier une meilleure délimitation du contour des organes, du contenu des structures liquidiennes, au prix d'une image d'aspect plus lissé.

Ces techniques sont parfaitement compatibles entre elles et en particulier avec l'imagerie d'harmoniques, ce qui, dans un certain nombre de cas, majore leur intérêt (Cross Beam[®], General Electric).

■ Imagerie non linéaire

Au sein du signal reçu, l'observation de fréquences harmoniques générées par les agents de contraste ultrasonore a été reprise en compte à partir des travaux de Burns en 1996. [10] En fait, les observations fines du signal reçu sans la présence de microbulles ont confirmé cette composante harmonique dans bon nombre des tissus mous, mais qui est moins importante qu'avec les microbulles. [10-12] L'imagerie d'harmonique, initialement orientée sur l'échographie de contraste, s'est donc rapidement et largement implantée en imagerie bidimensionnelle sur la plupart des appareils au point d'être parfois proposée comme première modalité en échographie bidimensionnelle.

Formations des harmoniques [12-19]

Ce phénomène est complexe et nécessite d'interpréter différemment l'interaction des ondes ultrasonores avec les tissus humains et les microbulles. Dans le premier cas, la propagation de l'impulsion ultrasonore au sein des tissus va entraîner une déformation progressive de cette impulsion, les pics positifs se déplaçant légèrement plus rapidement que les pics négatifs en raison d'une compression tissulaire locale au passage de l'onde positive. L'analyse fréquentielle correspondante fait apparaître la présence de fréquences harmoniques, multiples de la fréquence fondamentale. Elles peuvent être de type multiples entiers de la fréquence fondamentale f^0 ($2f^0, 3f^0, 4f^0, \dots$), voire sub- ($1,5 f^0$) ou infra-harmoniques ($0,5 f^0$) qui enrichissent de façon considérable le spectre de fréquences de l'écho (Fig. 9). Ce phénomène dit non linéaire caractéristique du milieu de propagation de l'onde ultrasonore est quantifié par le paramètre b/a .

Le phénomène physique lié à l'observation d'harmoniques tissulaires permet de rendre compte des conséquences observées sur l'image échographique :

- la génération d'harmoniques est un phénomène progressif : leur importance sera donc faible au sein des tissus superficiels en l'absence de modification de l'onde ultrasonore, mais avec majoration plus en profondeur ;
- par la suite en profondeur, en raison de l'atténuation progressive de l'onde incidente, le signal non linéaire s'atténue également de façon concomitante. Ce phénomène sera accentué pour des fréquences d'émissions plus élevées ; [20, 21]
- cette réponse non linéaire des tissus est particulièrement intense au centre du faisceau du fait d'une puissance acoustique plus grande dans cette zone. Cela amène un phénomène d'autofocalisation centrale accentué par la très faible influence des lobes latéraux dans la genèse des fréquences harmoniques du fait de puissances acoustiques plus faibles dans ces lobes ;
- enfin la non-participation de la paroi cutanée à ces fréquences harmoniques permet d'éliminer une source de bruit important.

De ce fait, le niveau de bruit est réduit et l'imagerie d'harmoniques, bien qu'exploitant un signal plus faible, offre un meilleur contraste du fait d'un rapport signal/bruit plus élevé que celui observé avec les fréquences fondamentales. Le réglage du gain est automatique au sein de l'imageur échographique. [20, 22]

Imagerie d'harmoniques

L'imagerie d'harmoniques a donc pour but d'exploiter les fréquences harmoniques multiples ou sous-multiples de la fréquence fondamentale, issus des tissus ou d'agents de contraste. [18-20] Deux grandes méthodes sont utilisées pour extraire ou renforcer cette composante :

- un filtrage séquentiel simple visant à séparer fréquences fondamentales et composantes harmoniques (en général centré sur la fréquence double de la fréquence fondamentale) ; il s'agit du mode harmonique simple, dont les limites sont cependant le recouvrement plus ou moins marqué des bandes de fréquence fondamentales et harmoniques. Le

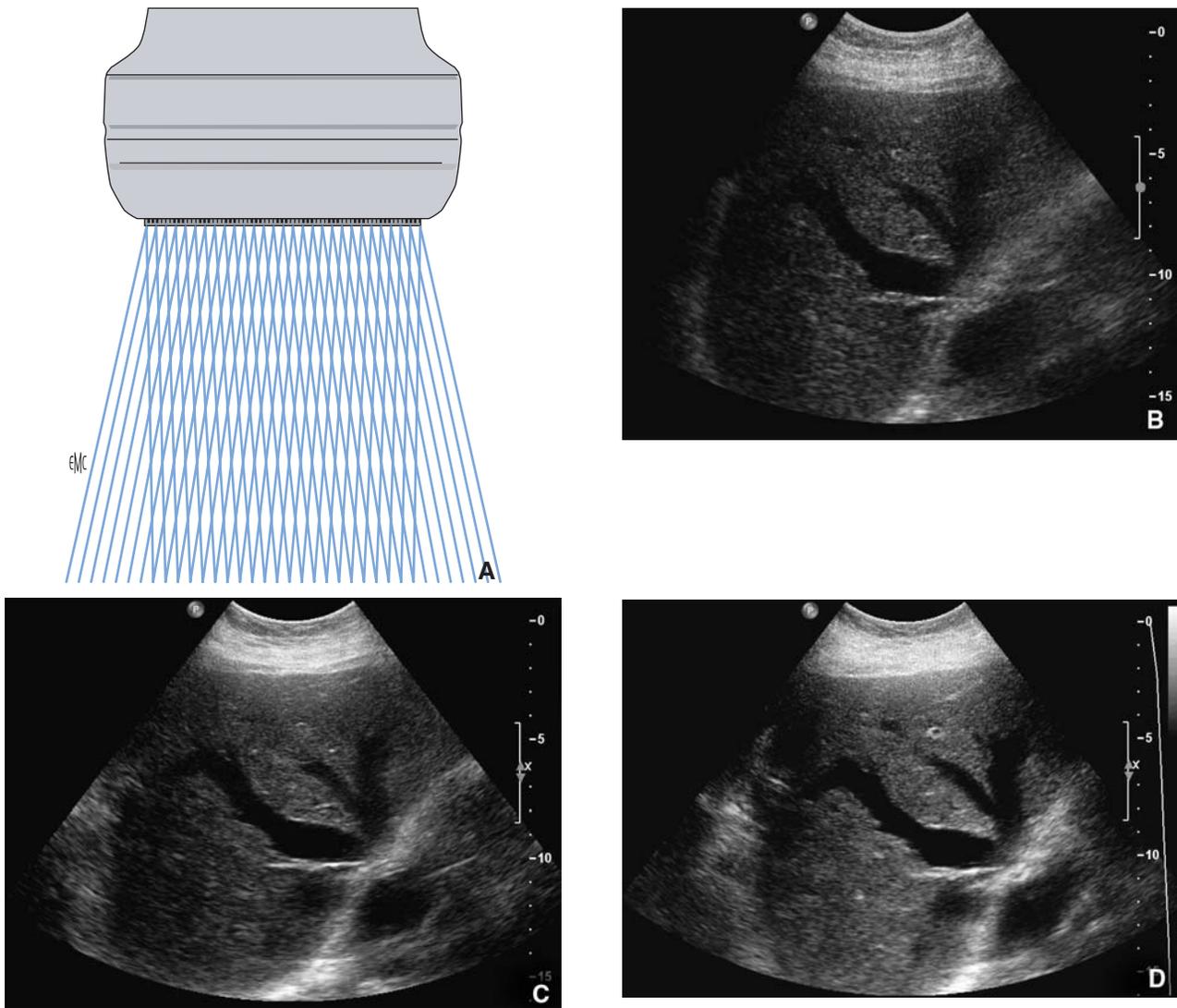


Figure 8. Imagerie *compounding* (Sono CT[®]ATL).
A. Balayage sous de multiples angles dans la tranche de section.
B, C et D. Exemple d'amélioration de la qualité image en imagerie hépatique : imagerie conventionnelle (B), SonoCT (C), SonoCT harmonique (D).

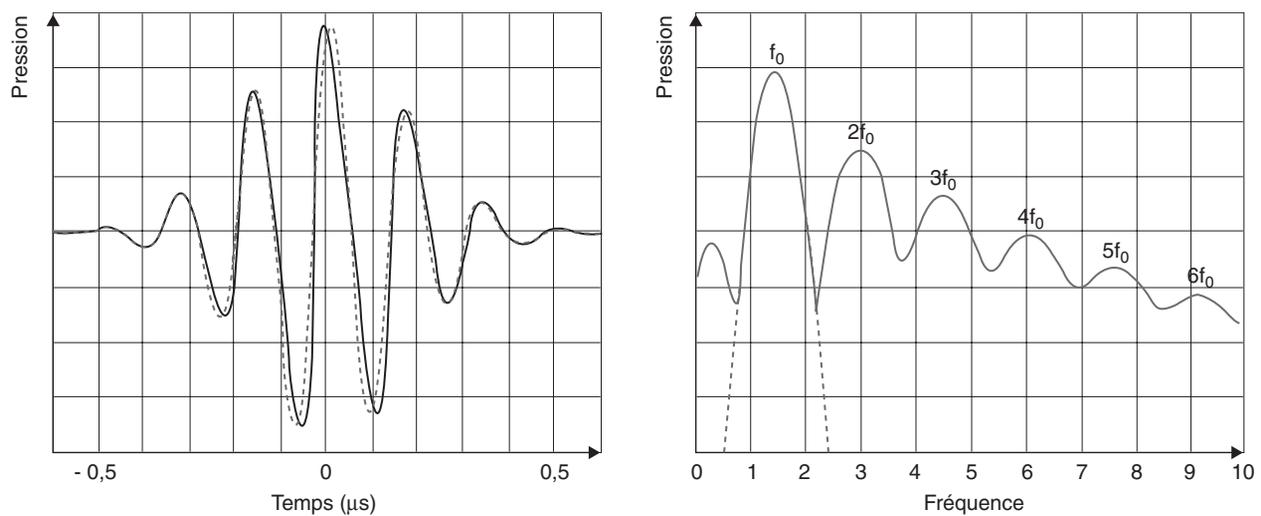


Figure 9. Principe de la génération d'harmoniques tissulaires. Avec une distorsion progressive (tracé plein) du pulse initial (tracé pointillé) en fonction de la propagation du pulse en profondeur, apparition d'harmoniques multiples de la fréquence fondamentale f_0 .

filtrage simple se traduit donc en général soit par une perte d'une partie de la composante harmonique, soit par l'intégration de la portion supérieure de la gamme de fréquence fondamentale. Une modulation adaptée du pulse permet de

- mieux séparer ces deux gammes de fréquence (*precise pulse shaping* d'Acuson-Siemens) (Fig. 10) ;
- les techniques multipuls, déjà décrites, à type d'inversion de pulse ou de phase, où l'utilisation de formation de faisceaux

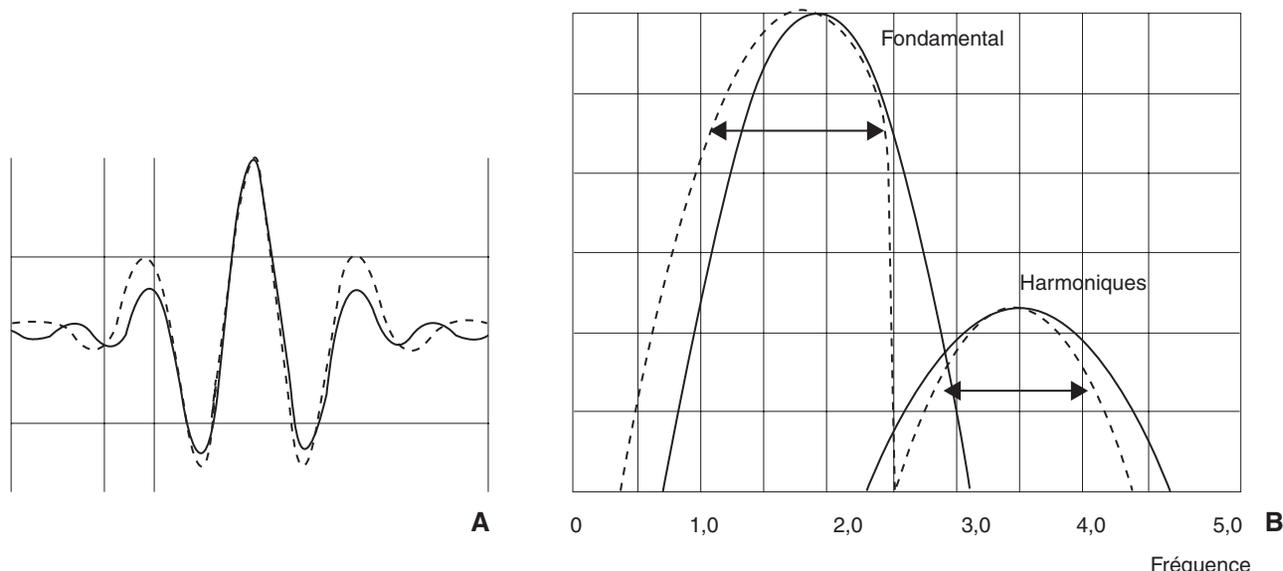


Figure 10. Principe du *precise pulse shaping* (Acuson-Siemens [A, B]). Le pulse normalement transmis (tracé plein) est légèrement modifié (tracé pointillé) permettant de mieux séparer la bande de fréquence fondamentale de la bande de fréquences harmoniques.

multiples est la plus performante. Ces techniques de base peuvent devenir plus complexes, évoluant vers les techniques à plusieurs pulses, comme le Power Pulse Inversion® (ATL-Philips) ou à l'association à des méthodes de type *écho tracking*, permettant de mieux sélectionner les bulles circulant selon leur déplacement (MVI, MPI, accumulation).

■ Échographie de contraste

Les produits de contraste ultrasonores (PCUS) modifient le comportement des ondes ultrasonores lors des interactions avec les microbulles présentes dans les tissus. Le mécanisme d'action principal des agents de contraste à base de microbulles est l'augmentation de l'intensité du faisceau ultrasonore rétrodiffusé. L'efficacité de ces microbulles dépend aussi de la pression acoustique locale, de la nature du gaz et des propriétés de la capsule. Le paramètre principal sur lequel peut agir l'opérateur est la puissance acoustique (ou index mécanique IM) émise par la machine d'échographie qui conditionne directement la pression acoustique locale [23-25] (Fig. 11).

À très faible puissance acoustique ($IM < 0,1$), les microbulles oscillent de façon synchrone à l'onde ultrasonore et se déforment peu. Ce régime de diffusion dit linéaire (faibles variations de volume des microbulles, sphéricité conservée) est peu utilisé.

Au-dessus d'un certain seuil ($0,1 < IM < 0,6$) qui dépend de la nature du gaz et des propriétés de la capsule, les oscillations des microbulles deviennent asymétriques et asynchrones à l'onde sinusoïdale excitatrice. Ce régime dit non linéaire (fortes variations de volume, perte de la sphéricité) est privilégié en raison des produits actuellement disponibles.

Enfin, à pression acoustique élevée ($IM > 0,6$), il est observé une rupture de la paroi des microbulles avec diffusion du gaz contenu en elles.

L'imagerie non linéaire à faible puissance acoustique [26, 27] fait appel aux séquences les plus récentes développées à partir du concept « d'inversion de phase » qui repose sur la résonance dissymétrique des microbulles alternativement soumises à des pressions acoustiques positives et négatives. Il est possible de superposer un système de codage couleur du déplacement des microbulles par rapport à la sonde d'échographie. Les dernières méthodes proposées présentent la particularité de présenter sur le moniteur séparément le signal tissulaire (en échelle de gris) et le signal de contraste selon les désirs de l'opérateur.

En complément des images obtenues en échographie conventionnelle, l'interprétation des résultats en échographie de contraste fait appel à deux notions complémentaires qui sont la détection et la caractérisation. Les éléments permettant la détection de lésions font appel aux aspects observés en phase tardive (rétention ou non de contraste dans celles-ci au-delà de 2 minutes en rapport avec la stagnation des microbulles au sein des sinusoides hépatiques ou la captation par les cellules de Kupffer), ainsi qu'à la phase artérielle (30 premières secondes après l'injection pour la prise de contraste précoce proportionnelle au débit sanguin de la lésion suspectée) pour l'hépatocarcinome, alors que les éléments de caractérisation nécessitent la prise en compte des signaux recueillis de la phase artérielle à la phase tardive. En ce qui concerne la phase portale, le contraste lésionnel est influencé par la vidange ou l'accumulation du contraste au sein de la lésion. En conséquence, le contraste lésionnel peut augmenter lors des vidanges rapides mais également diminuer par égalisation du signal entre la lésion et le parenchyme voisin normal (Fig. 12). En fonction de la cinétique de rehaussement artérielle, il est possible de différencier les lésions hypervasculaires, celles modérément vascularisées et les lésions hypovasculaires. [28] Les résultats les plus récents font état d'une valeur diagnostique élevée voisine de 95 % avec les méthodes les plus modernes.

Aucune limitation d'usage des agents de contraste n'est rapportée autorisant l'exploration échographique de contraste chez des patients atopiques, ayant présenté des antécédents d'allergie sévère aux produits de contraste iodés ou présentant

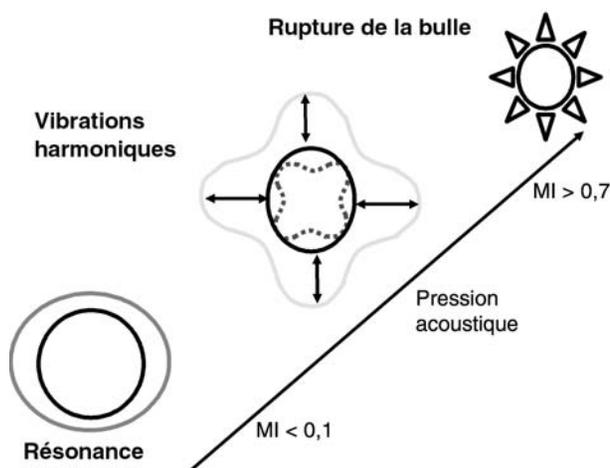


Figure 11. Réponse des microbulles de contraste en fonction de l'index mécanique de la simple résonance à la destruction en passant par la réponse non linéaire.

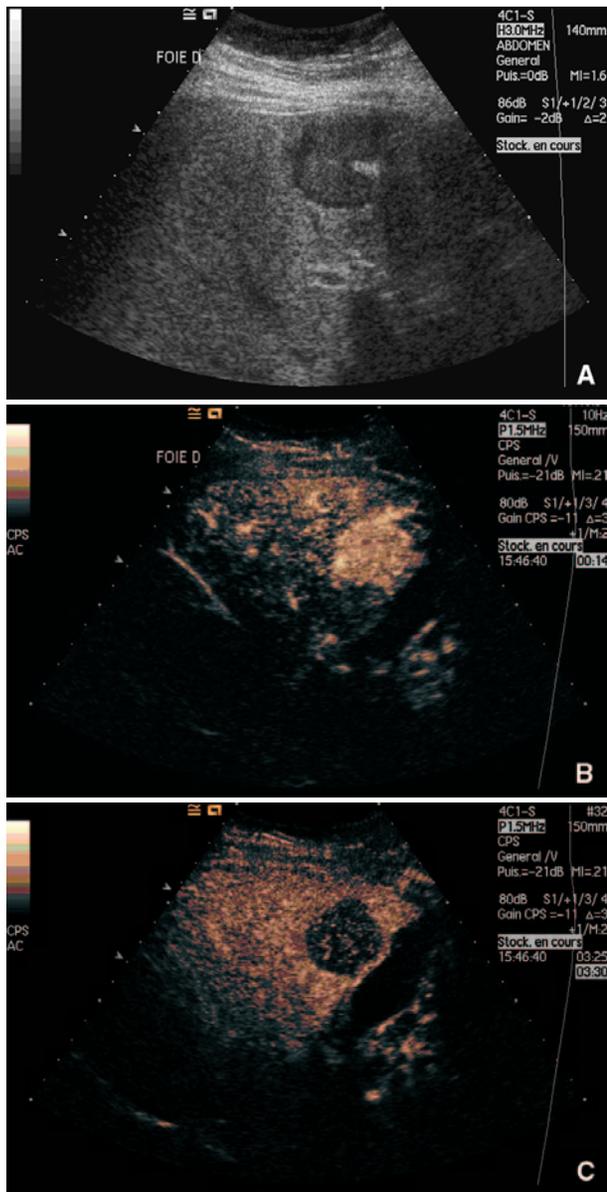


Figure 12. A, B, C. Exemple d'imagerie non linéaire de contraste d'une métastase en imagerie, temps réel bas index mécanique (mode CPS, Siemens-Acuson).

une insuffisance rénale, et chez des patients agités ou claustrophobes ainsi qu'au sein même des services de soins intensifs.

Les études fonctionnelles hépatiques après injection de produit de contraste ultrasonore [28-37] sont peu nombreuses mais introduisent une nouvelle approche fonctionnelle. Elles reposent sur l'étude du temps de transit de l'agent de contraste, entre son arrivée au sein de vaisseaux particuliers, comme les veines hépatiques ou la veine porte, en prenant comme référence soit le moment de l'injection soit le rehaussement observé dans un autre vaisseau tel l'artère hépatique. Deux indications sont actuellement établies : la détection précoce de la cirrhose hépatique et celle de métastases occultes au cours du cancer colorectal.

Une note particulière doit concerner l'échographie de contraste peropératoire pour laquelle un accroissement de la sensibilité de détection de 30 % a été récemment rapporté pour la détection de lésions hépatiques. [38]

■ Amélioration des modes doppler

Au-delà des classiques modes doppler couleur et doppler puissance, certaines améliorations ont été apportées dernièrement.

Il y a maintenant possibilité de coder le sens du flux en mode doppler puissance, ce qui permet de conserver les principaux avantages du mode puissance en termes de sensibilité du flux et de remplissage des vaisseaux et de plus faible dépendance à l'angle incident, tout en autorisant l'identification du sens de circulation.

L'introduction progressive de mode doppler couleur à large bande (type Dynaflow Toshiba), l'utilisation de sondes large bande, avec des pulses ultrasonores courts, permettent d'améliorer de façon sensible la résolution spatiale, au prix cependant d'une estimation limitée de la vitesse circulante du flux ; la sensibilité au flux n'est pas supérieure à celle du mode doppler classique, mais l'étude du flux dans les vaisseaux de petite taille (reins, foie, etc.) apparaît significativement améliorée.

■ Techniques d'imagerie de flux en échelle de gris

Ces techniques s'inspirent dans leur esprit des anciennes techniques vélocimétriques type CVI (Philips) : en comparant les signaux rétrodiffusés de deux séquences émises avec un intervalle de temps très court, il est possible de repérer les cellules qui se sont déplacées entre les deux pulses et de renforcer leur signal ; à l'opposé, les échos revenant de structures fixes sont soustraits. Il en résulte un renforcement marqué du signal des structures circulantes et en particulier du flux sanguin (B-flow® de General Electric) [39] (Fig. 3). La brillance du signal est déterminée par l'échogénicité du sang et la vitesse des hématies, mais sans relation linéaire. D'autres modes s'inspirent de ce principe comme le Sieflow® de Siemens.

■ Techniques de post-traitement

Il existe une grande variété de post-traitement visant à homogénéiser le signal sur la coupe ultrasonore, en général par redistribution de l'échelle de gris sur un groupe de pixels. Ces techniques, globalement appelées *image equalization*, s'avèrent assez performantes pour améliorer le rendu de l'image. Certaines techniques inspirées de la physiologie de la vision permettent de pousser cette voie, en supprimant de fait les échos très fins, non captés par l'œil (technique X-Res d'ATL-Philips ou Photopeak de Siemens par exemple).

Une approche est également proposée au cours de la réalisation des images qui permet d'homogénéiser le gain dans l'image dans les deux plans transversal et longitudinal par une optimisation fonction du bruit dans l'image à un temps t puis plus récemment de façon automatique au cours de l'exploration (*tissue equalization*, Siemens, *TGC auto*, General Electric) (Fig. 13). Ces améliorations s'étendent à l'analyse spectrale doppler avec l'automatisation du réglage du spectre (ligne de base, gain, sens du flux) en complément des calculs automatiques.

Dans un autre ordre d'idée, il est possible de reconstruire de grandes tranches de section, en déplaçant la sonde sur un trajet donné, le logiciel d'acquisition permettant, par reconnaissance des échos, de reconstruire une image anatomique de grande longueur. Les techniques dites « *extended field of view* » sont maintenant disponibles chez la plupart des constructeurs à la fois en échelle de gris ou en mode doppler puissance (Seriescape® de Siemens, Panoramic® d'ATL-Philips, Logiqview® de GE, Panoramic view® de Toshiba, etc.).

■ Imagerie 3D et 4D

Il s'agit d'un secteur actuellement en pleine expansion, ayant débuté en gynécologie et obstétrique [6, 40, 41] dont les applications sont encore mal cernées en imagerie abdominale.

Deux grands principes d'acquisitions sont utilisés : si, dans un premier temps, des sondes classiques munies ou non de sensor magnétique étaient utilisées pour acquérir un volume adapté en mode manuel, la disponibilité de sondes dédiées 3D qui vont

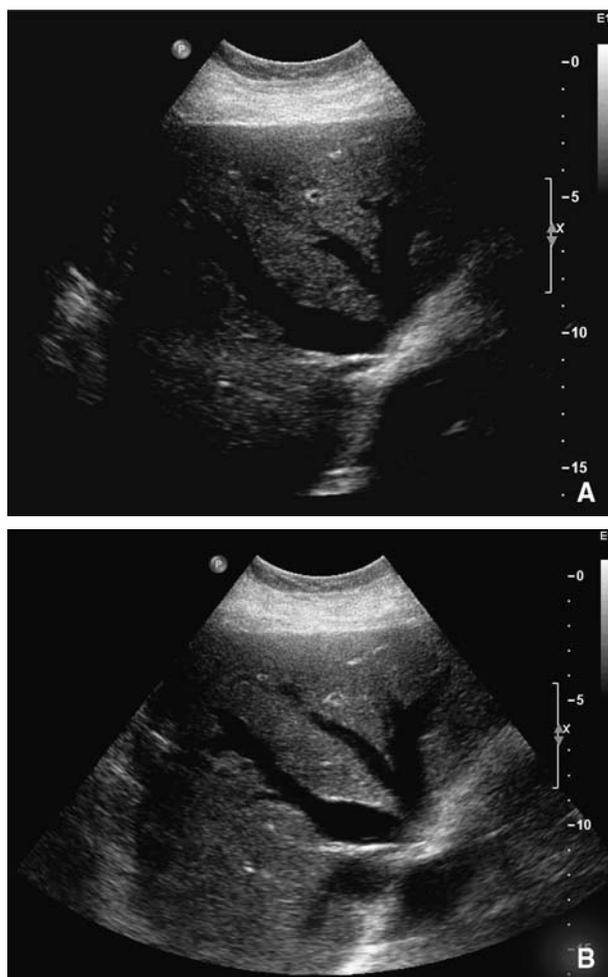


Figure 13. A, B. Modifications du réglage des images en ayant recours au système d'égalisation automatique du gain (Iscale, ATL-Philips).

gérer en elles-mêmes le balayage de l'espace (sondes à système mécanique de translation ou de rotation d'une rangée de détecteurs) a autorisé le développement large de cette méthode d'imagerie. Les sondes de type mécanique permettent actuellement d'obtenir plusieurs balayages par seconde, ce qui ouvre la porte à une imagerie 4D permettant de suivre, avec une fréquence image de plus en plus élevée (5 à 8 par seconde), les structures étudiées.

Dans tous les cas, il est indispensable de posséder des logiciels adaptés au travail tridimensionnel de l'image avec recoupe dans les trois plans principaux de l'espace ainsi que dans les axes en obliquité ou double obliquité, voire de techniques animées pour le 4D. Différents modes de rendu sont disponibles suivant le type de structure étudiée et les objectifs recherchés tel le mode surfacique imposant une interface liquidienne de bonne qualité, les modes de recoupe avec découpe et érasage des volumes inutiles. Ces modes peuvent se coupler en imagerie mode B et doppler couleur, voire imagerie de contraste. Ces logiciels peuvent être soit intégrés à l'échographe, soit annexés à des stations de travail déportées, en général travaillant dans des formats de type propriétaire. La mise à disposition de nouvelles sondes électroniques autorisant l'acquisition de plusieurs volumes en un temps très court n'est pas encore déterminée avec précision mais devrait être précisée au cours des toutes prochaines années.

■ Élastographie

La possibilité de pouvoir mesurer ou évaluer les caractéristiques de déformabilité des tissus offre la possibilité de recueillir une information essentielle à la caractérisation des lésions ou des tissus. Les ultrasons offrent une possibilité de recueillir les informations utiles pour cette évaluation appelée élastographie.

La méthode d'acquisition des signaux peut être fondée sur une palpation parfaitement contrôlée mécaniquement avec l'inconvénient d'une certaine lourdeur de la procédure ou par une simple palpation manuelle standardisée relativement souple dans son utilisation. [42, 43] Dans le cas du foie, il est possible d'utiliser les pulsations cardiaques transmises pour entraîner les phases de compression du parenchyme hépatique.

Classiquement, les signaux radiofréquences sont acquis durant la phase de compression-décompression tissulaire éventuellement en même temps que les signaux ultrasonores afin de permettre une comparaison des images obtenues dans les mêmes plans. Un algorithme *off-line* de décorrélation des signaux radiofréquences permet alors d'obtenir l'information de corrélation des signaux, cette corrélation étant représentative de la déformabilité des tissus et des lésions (Fig. 14). L'information est ensuite présentée en images sur l'écran selon une échelle de gris ou de couleur contenant la variable déformabilité tissulaire. La confrontation avec l'image ultrasonore conventionnelle peut être réalisée sur deux images contiguës ou par superposition des images. Des algorithmes de décorrélation prennent en compte de possibles distorsions dues au déplacement non linéaire du tissu.

D'autres approches sont actuellement explorées comme le recours à un appareil ultrasonore spécifique à très haute cadence d'images qui permet d'étudier la déformation tissulaire engendrée par une onde longitudinale progressant dans les tissus. Une autre approche repose sur l'utilisation de deux ondes acoustiques de fréquence différente interférant au niveau de la lésion supposée et l'observation de la réponse tissulaire à celles-ci.

Les utilisations préférentielles de l'élastographie concernent l'évaluation des zones hépatiques traitées par HIFU afin de préciser l'extension de la zone touchée par l'augmentation de température, la caractérisation lésionnelle étant plus délicate dans le foie que pour le sein par exemple. [44] Une utilisation est actuellement largement développée pour évaluer le degré de fibrose hépatique (méthode Fibroscan) avec des résultats très encourageants pour le suivi et la classification de cette fibrose. [45]

■ Thérapie ultrasonore

Le recours à des impulsions ultrasonores de haute puissance permet la délivrance dans les tissus d'énergie considérable amenant localement une augmentation de la température à des niveaux de destruction protéique et donc cellulaire très importants. La zone chauffée est totalement déterminée par la géométrie du transducteur ultrasonore. Si, dans un premier temps, le foie n'était pas concerné par ces applications en raison de difficultés techniques (taille, mouvement etc.), la mise à disposition d'applicateurs dédiés extracorporels, voire endoluminaux permet d'envisager leur utilisation pour le foie, à côté des autres méthodes physiques comme l'hyperthermie par ondes radiofréquences ou la cryothérapie. Les ultrasons de puissance (HIFU) présentent un avantage certain sur l'ensemble des méthodes physiques dans le fait que l'énergie nécessaire à l'obtention d'une lésion élémentaire est délivrée localement pendant un temps court rendant la lésion peu dépendante de la perfusion. Les volumes considérés restent encore limités par la durée de traitement et la difficulté de recalage des volumes. D'autres approches sont également envisagées et concernent la possibilité d'occlusion vasculaire par ultrasons qui permettrait un contrôle progressif de la croissance tumorale. Un certain nombre de travaux sont en cours sur ces thèmes dans des laboratoires français. La combinaison des méthodes ultrasonores en imagerie et thérapie, voire avec d'autres modalités comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ouvre la voie à des applications nouvelles dans le domaine des lésions focales hépatiques principalement néoplasiques. [46-48] Par ailleurs, la combinaison des méthodes ultrasonores HIFU avec d'autres approches thérapeutiques comme la chimiothérapie mais surtout les microbulles ouvre la voie à une réduction du temps de traitement ultrasonore mais aussi à l'extension en profondeur du volume traité.

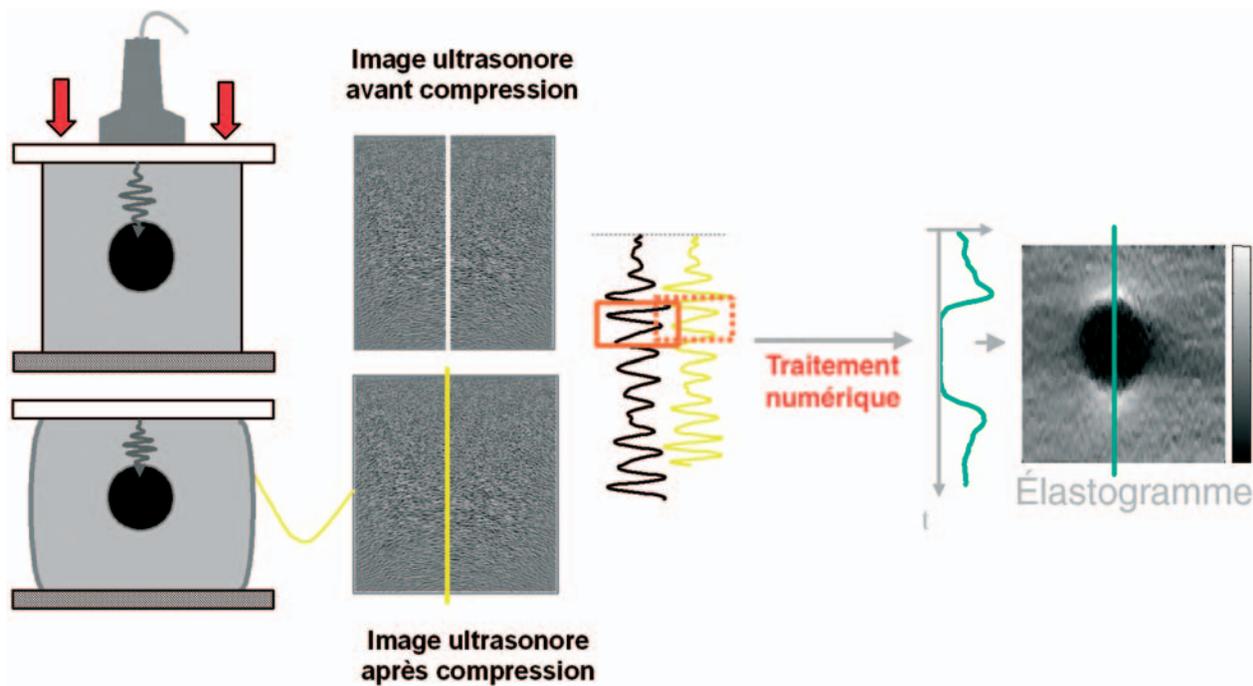


Figure 14. Schéma simplifié de l'obtention d'un élastogramme ultrasonore (document Créatis, Lyon).

“ Points essentiels

L'utilisation de fréquences d'émission élevée améliore le recueil de signal de faible intensité à une assez grande profondeur.

La modulation des pulses ultrasonores et nouvelles séquences ultrasonores en fréquence, en amplitude, en phase et en durée a pour conséquences :

- l'amélioration de la pénétration de l'onde ultrasonore grâce à une plus grande énergie, tout en préservant la résolution axiale ;
- les possibilités d'émissions avec séquence qui est inversée pour décoder le signal en retour ;
- l'émission de pulses successifs de phase opposée pour les techniques dites en inversion de pulse ou de phase.

La résolution spatiale est améliorée en épaisseur par addition de lentilles acoustiques, par découpes particulières convexes dans l'épaisseur du cristal, par utilisation de plusieurs rangées de céramiques.

L'imagerie compound est une image reconstruite à partir de 5 à 9 balayages spatiaux, le résultat est souvent spectaculaire, avec diminution du bruit présent – en particulier le speckle – et des artefacts multiples.

Pour l'imagerie non linéaire, la formation des harmoniques a pour conséquences :

- la génération d'harmoniques qui est un phénomène progressif ;
- par la suite en profondeur, le signal non linéaire s'atténue également de façon concomitante ;
- on obtient une réponse non linéaire des tissus particulièrement intense au centre du faisceau du fait d'une puissance acoustique plus grande dans cette zone ;
- la non-participation de la paroi cutanée à ces fréquences harmoniques permet d'éliminer une source de bruit important.

Pour l'échographie de contraste, le régime dit non linéaire d'utilisation des microbulles autorise une imagerie de contraste en temps réel. On obtient une performance élevée de caractérisation des lésions hépatiques.

En ce qui concerne les techniques de post-traitement, on obtient une homogénéisation du gain dans l'image dans les deux plans transversal et longitudinal par une optimisation fonction du bruit dans l'image.

Pour l'imagerie 3D et 4D, on dispose de sondes dédiées 3D pour réaliser un balayage mécanique de l'espace. Les modes de rendu disponibles sont : surfacique de recoupe avec découpe et érasage des volumes inutiles. Un couplage est possible avec doppler couleur et imagerie de contraste.

Par l'élastographie, on a la possibilité de pouvoir mesurer les caractéristiques de déformabilité des tissus par ultrasons. Les utilisations préférentielles sont : évaluation des zones hépatiques traitées par HIFU, caractérisation lésionnelle, évaluation du degré de fibrose hépatique.

Pour la thérapie ultrasonore, on a recours à des impulsions ultrasonores de haute puissance pour délivrer dans les tissus une énergie considérable amenant localement un accroissement de la température à des niveaux de destruction cellulaire. On obtient une lésion élémentaire localement pendant un temps court. Il existe la possibilité de combinaison des méthodes ultrasonores HIFU avec la chimiothérapie ou les microbulles.

■ Conclusion

Les méthodes ultrasonores ont largement contribué à l'exploration des organes abdominaux depuis de nombreuses années. Les limitations initiales en termes de résolution et de caractérisation sont actuellement levées par l'introduction de développements techniques variés touchant aux pulses ultrasonores, aux sondes échographiques, aux agents de contraste par exemple qui confirment la place particulière de cette technique physique dans le domaine du diagnostic et plus récemment de la thérapie.



■ Références

- [1] Claudon M, Tranquart F, Evans DH, Lefevre F, Correas JM. Advances in ultrasound. *Eur Radiol* 2002;**12**:7-18.
- [2] Whittingham TA. Broadband transducers. *Eur Radiol* 1999;**9**:S298-S303 (suppl3).
- [3] Rizzato G. Evolution of ultrasound transducers: 1.5 and 2D arrays. *Eur Radiol* 1999;**9**:S304-S306 (suppl3).
- [4] Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Christopher DA, Turnbull DH. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Ultrasound Med Biol* 2000;**26**:1-27.
- [5] Berson M, Gregoire JM, Gens F, Rateau J, Jamet F, Vaillant L, et al. High frequency (20 MHz) ultrasonic devices: advantages and applications. *Eur J Ultrasound* 1999;**10**:53-63.
- [6] Liu JB, Goldberg BB. 2-D and 3-D endoluminal ultrasound: vascular and nonvascular applications. *Ultrasound Med Biol* 1999;**25**:159-73.
- [7] Onders RP, Hallowell PT. The era of ultrasonography during laparoscopic cholecystectomy. *Am J Surg* 2005;**189**:348-51.
- [8] Laceyfield JC, Pilkington WC, Waag RC. Comparisons of lesion detectability in ultrasound images acquired using time-shift compensation and spatial compounding. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2004;**51**:1649-59.
- [9] Kim KW, Choi BI, Yoo SY, Kim YH, Kim HC, Lee HJ, et al. Real-time compound ultrasonography: pictorial review of technology and the preliminary experience in clinical application of the abdomen. *Abdom Imaging* 2004;**29**:491-7.
- [10] Burns P. Harmonic imaging with ultrasound contrast agents. *Clin Radiol* 1996;**51**:50-5.
- [11] Freiherr G. Harmonic imaging: what it is, how it works. *Diagn Imaging Europe* 1998;HU6-HU7.
- [12] Tranquart F, Eder V, Grenier N, Pouchet L. Clinical use of harmonic imaging. *Ultrasound Med Biol* 1999;**25**:889-94.
- [13] Law W, Frizzell L, Dunn F. Determination of the non-linearity parameter B/A of biological media. *Ultrasound Med Biol* 1985;**11**:307-18.
- [14] Muir T, Cartensen E. Prediction of nonlinear acoustic effects at biomedical frequencies and intensities. *Ultrasound Med Biol* 1980;**6**:345-57.
- [15] Sehgal C, Brown G, Bahn R, Greenleaf J. Measurement and use of acoustic nonlinearity and sound speed to estimate composition of excised livers. *Ultrasound Med Biol* 1986;**12**:865-74.
- [16] Starritt H, Duck F, Hawkins A, Humphrey V. The development of harmonic distortion in pulsed finite-amplitude ultrasound passing through liver. *Phys Med Biol* 1986;**31**:1401-9.
- [17] Starritt H, Duck F, Humphrey V. Forces acting in the direction of propagation in pulsed ultrasound fields. *Phys Med Biol* 1991;**36**:1485-94.
- [18] Filipczynski L, Kujawska T, Tymkiewicz R, Wojcik J. Nonlinear and linear propagation of diagnostic ultrasound pulses. *Ultrasound Med Biol* 1999;**25**:285-99.
- [19] Christopher T. Finite amplitude distortion-based inhomogeneous pulse echo ultrasonic imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1997;**44**:125-39.
- [20] Tranquart F, Grenier N. Imagerie ultrasonore non-linéaire. *J Radiol* 2000;**81**:1731-5.
- [21] Ward B, Baker A, Humphrey V. Nonlinear propagation applied to the improvement of resolution in diagnostic medical ultrasound. *J Acoust Soc Am* 1997;**101**:143-54.
- [22] Rubin D, Yazbek N, Homa D. Why does tissue harmonic imaging improve image quality: a quantitative examination demonstrating side-lobe suppression? *J Am Coll Cardiol* 1998;**32**:127A [abstract].
- [23] Correas JM, Bridal L, Lesavre A, Mejean A, Claudon M, Helenon O. Ultrasound contrast agents: properties, principles of action, tolerance and artifacts. *Eur Radiol* 2001;**11**:1316-28.
- [24] Harvey CJ, Blomley MJ, Eckersley RJ, Cosgrove DO. Developments in ultrasound contrast media. *Eur Radiol* 2001;**11**:675-89.
- [25] Dawson P, Cosgrove D, Grainger R. *Textbook of contrast media*. London: Media EIM; 1999.
- [26] Powers JE, Burns PN, Souquet J. Imaging instrumentation for ultrasound contrast agents. In: Nanda NC, Schlieff R, Goldberg BB, editors. *Advances in echo imaging using contrast enhancement*. New York: Kluwer Academic; 1997. p. 139-70.
- [27] Meuwly JY, Correas JM, Bleuzen A, Tranquart F. Mode de détection des produits de contraste échographiques. *J Radiol* 2003;**84**:2013-24 (12Pt2).
- [28] Leen E, Horgan P. Ultrasound contrast agents for hepatic imaging with nonlinear modes. *Curr Probl Diagn Radiol* 2003;**32**:66-87.
- [29] Blomley MJK, Albrecht T, Cosgrove DO, Patel N, Jayaram V, Butler-Barnes J. Improved imaging of liver metastases with stimulated acoustic emission in the late phase of enhancement with the US contrast agent SHU 508 A: early experience. *Radiology* 1999;**210**:409-16.
- [30] Solbiati L, Tonolini M, Cova L, Goldberg SN. The role of contrast-enhanced ultrasound in the detection of focal liver lesions. *Eur Radiol* 2001;**11**:E15-E26.
- [31] Quaiia E, Stacul F, Bertolotto M, Locatelli M, Mucelli RP. Characterization of focal liver lesions with pulse inversion harmonic imaging (PIHI) using a second generation US contrast agent. *Acad Radiol* 2002;**9**:S376-S379 (suppl2).
- [32] Quaiia E, Bertolotto M, Dalla Palma L. Characterization of liver hemangiomas with pulse inversion harmonic imaging. *Eur Radiol* 2002;**12**:537-44.
- [33] Albrecht T, Blomley MJK, Burns PN, Wilson S, Harvey CJ, Leen E, et al. Improved detection of hepatic metastases with pulse inversion ultrasonography during the liver specific phase of SHU 508 A (Levovist)- multi centre study. *Radiology* 2003;**227**:361-70.
- [34] Livraghi T, Solbiati L, Meloni F, Ierace T, Goldberg SN, Gazelle GS. Percutaneous radiofrequency ablation of liver metastases in potential candidates for resection: the "test-of-time approach". *Cancer* 2003;**97**:3027-35.
- [35] Kissel A, Rixe O, Methlin A, Nabet M, Tranquart F, Rubini B. Quantification of hepatic arterial and portal venous flow using ultrasound contrast agents for early detection of liver metastases of colorectal cancers. *J Radiol* 2001;**82**:1621-5.
- [36] Albrecht T, Blomley M, Bolondi L, Claudon M, Correas JM, Cosgrove DO, et al. Guidelines for the use of contrast agents in ultrasound. *Ultraschall Med* 2004;**25**:249-56.
- [37] Tranquart F, Bleuzen A, Correas JM, Kissel A, Tchenbou J, Vandooren E. Échographie de contraste et affections hépatiques. *J Radiol* 2003;**84**(12Pt2):2025-40.
- [38] Torzilli G, Del Fabbro D, Olivari N, Calliada F, Montorsi M, Makuuchi M. Contrast-enhanced ultrasonography during liver surgery. *Br J Surg* 2004;**91**:1165-7.
- [39] Chiao R, Mo L, Hall A, Miller S, Thomenius K. *B-mode blood flow (B-flow) imaging*. Puerto Rico: IEEE International Ultrasonics Symposium; 2000.
- [40] Nelson TR, Pretorius DH. Three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 1998;**24**:1243-70.
- [41] Bega G, Lev-Toaff A. Even experts can benefit from 3-D perspectives. *Diagn Imaging* 2000:13-7.
- [42] Bamber JC, Barbone PE, Bush NL, Cosgrove DO, Doyelt MM, Fueschel FG, et al. Progress in freehand elastography of the breast. *IEICE Trans Fundamentals Commun Electron Infect Syst* 2002;**85**:5-15.
- [43] Kolen AF, Miller NR, Ahmed EE, Bamaber JC. Characterization of cardiovascular liver motion for the eventual application of elasticity imaging to the liver in vivo. *Phys Med Biol* 2004;**49**:4187-206.
- [44] Varghese T, Shi H. Elastographic imaging of thermal lesions in liver in-vivo using diaphragmatic stimuli. *Ultrason Imaging* 2004;**26**:18-28.
- [45] Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, Yon S, Fournier C, Mal F, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003;**29**:1705-13.
- [46] Prat F, Lafon C, Melodelima D, Theillère Y, Fritsch J, Pelletier G, et al. Endoscopic treatment of cholangiocarcinoma and carcinoma of the duodenal papilla by intraductal high-intensity US: Results of a pilot study. *Gastrointest Endosc* 2002;**56**:909-15.
- [47] Curiel L, Chavrier F, Souchon R, Birer A, Chapelon JY. 1.5-D high intensity focused ultrasound array for non-invasive prostate cancer surgery. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2002;**49**:231-42.

[48] Melodelima D, Lafon C, Prat F, Theillère Y, Arefiev A, Cathignol D. Transoesophageal ultrasound applicator for sector-based thermal ablation: first in vivo experiments. *Ultrasound Med Biol* 2003;**29**: 285-91.

Pour en savoir plus

Forsberg F, Piccoli CW, Liu JB, Rawool NM, Merton DA, Mitchell DG, et al. Hepatic tumor detection: MR imaging and conventional US versus pulse-inversion harmonic US of NC100100 during its reticuloendothelial system-specific phase. *Radiology* 2002;**222**(3):824-9.

Haar G. High-intensity ultrasound. *Semin Laparosc Surg* 2001;**8**(1):77-89 (Review).

Kennedy JE, ter Haar GR, Wu F, Gleeson FV, Roberts IS, Middleton MR, et al. Contrast-enhanced ultrasound assessment of tissue response to high-intensity focused ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2004;**30**(6):851-4.

Kennedy JE, Wu F, ter Haar GR, Gleeson FV, Phillips RR, Middleton MR. High-intensity focused ultrasound for the treatment of liver tumours. *Ultrasonics* 2004;**42**(1-9):931-5.

Kolen AF, Miller NR, Ahmed EE, Bamber JC. Characterization of cardiovascular liver motion for the eventual application of elasticity imaging to the liver in vivo. *Phys Med Biol* 2004;**49**(18):4187-206.

Mai W, Barraud L, Lefrançois L, Scoazec JY, Guerret S, Vray D, et al. Combination of thermal and cavitation effects to generate deep lesions with an endocavitary applicator using a plane transducer: ex vivo studies. *Ultrasound Med Biol* 2004;**30**(1):103-11.

MMaruyama H, Matsutani S, Saisho H, Mine Y, Kamiyama N, Hirata T, Sasamata M. Real-time blood-pool images of contrast enhanced ultrasound with Definity in the detection of tumour nodules in the liver. *Br J Radiol* 2005;**78**(930):512-8.

Pernot M, Tanter M, Fink M. 3-D real-time motion correction in high-intensity focused ultrasound therapy. *Ultrasound Med Biol* 2004;**30**(9): 1239-49.

Sandrin L, Catheline S, Tanter M, Hennequin X, Fink M. Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging. *Ultrason Imaging* 1999;**21**(4):259-72.

Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, Yon S, Fournier C, Mal F, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003;**29**(12):1705-13.

Schiemann U, Gotzberger M, Reissenweber H, Suttman I, Berner I, Hoyer X, et al. Ultrasound in emergency patients: better detection of free intraabdominal fluids by the use of tissue harmonic imaging. *Eur J Med Res* 2004;**9**(6):328-32.

Ultrasound detection of spontaneous hepato-cellular carcinomas in X/myc bitransgenic mice. *Liver Int* 2004;**24**(6):651-7.

F. Tranquart (tranquart@med.univ-tours.fr).

A. Bleuzen.

CIT Ultrasons, CHRU Tours, 2, boulevard Tonnellé, 37044 Tours cedex, France.

J.-M. Corréas.

Service de radiologie, CHU Necker, 149-161, rue de Sèvres, 75743 Paris cedex 15, France.

M. Claudon.

Service de radiologie, CHU de Nancy, 24, avenue de Lattre-de-Tassigny, 54000 Nancy, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Tranquart F., Bleuzen A., Corréas J.-M., Claudon M. Développements ultrasonores récents appliqués à l'imagerie abdominale. EMC (Elsevier SAS, Paris), Radiodiagnostic - Appareil digestif, 33-005-B-10, 2005.

Disponibles sur www.emc-consulte.com

