

Ultrasons et médecine : un mariage réussi

GIP Ultrasons
LUSSE CNRS FRE 2442
Université F. Rabelais
UFR de Médecine
Bat. Vialle
10, boulevard Tonnelé
37032 Tours CEDEX 1
<http://www.lussi.univ-tours.fr>

Les techniques ultrasonores appliquées à la médecine ont été développées dans les années 1950 et ont commencé à être utilisées en routine vers le début des années 1970. Ces techniques dérivent de celles qui ont été mises au point pour le radar, le sonar sous-marin et le contrôle non destructif des matériaux. Cependant en raison de leur application particulière en milieu médical, certaines d'entre elles ont été considérablement modifiées pour rendre leur utilisation simple et efficace.

Les techniques ultrasonores ont de nombreux avantages par rapport aux autres méthodes d'exploration du corps humain : elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre en œuvre. D'autre part, elles autorisent une visualisation en temps réel des organes comme le cœur et le sang circulant. Leur prix de revient est très compétitif, de sorte que le rythme d'exams par ultrasons dans un Centre Hospitalo-Universitaire français de taille moyenne devrait osciller autour de 200 par jour.

Généralités

Les fréquences ultrasonores les plus utilisées en médecine sont situées dans la gamme allant de 3 à 15 MHz, ce qui correspond à des longueurs d'onde d'une fraction de millimètre, la vitesse des ultrasons dans les tissus mous étant de $1540 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \pm 5\%$.

Les ultrasons se propagent assez bien dans les tissus du corps humain, le coefficient d'atténuation varie de 0,5 à 3,5 dB $\text{cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$. Cette atténuation est sensiblement proportionnelle à la fréquence ultrasonore utilisée.

L'impédance acoustique z des tissus (produit de leur densité ρ par la vitesse de propagation c des ultrasons) est voisine de celle de l'eau avec des valeurs comprises entre 1,3 et 1,7 MRa. La différence d'impédance acoustique entre deux milieux est à l'origine des échos renvoyés par les tissus traversés. Des échos dits spéculaires (un peu comme la réflexion sur un miroir pour la lumière) sont obtenus sur les capsules d'organes, les fibres tendineuses ou musculaires et les parois vasculaires, mais ils n'ont pas un intérêt majeur en diagnostic. En effet, ce sont les échos de diffusion (speckle en anglais) qui contribuent à créer l'image de la « texture ultrasonore » d'un organe (le verre dépoli pour la lumière), et permettent donc de différencier un tissu sain d'un tissu malade.

Les capteurs

Les capteurs d'imagerie et de détection Doppler à applications médicales sont essentiellement réalisés à base de céramiques ferroélectriques de type PZT (zirconate titanate de plomb). Ces céramiques à fort coefficient de couplage électroacoustiques ont des impédances acoustiques 15 à 20 fois supérieures à celles des tissus biologiques, ce qui pose des problèmes d'adaptation d'impédance entre ces deux milieux. Pour maintenir une bonne sensibilité et une large bande passante, tout en abaissant l'impédance acoustique du matériau piézo électrique, il a été nécessaire d'évoluer vers des matériaux composites incorporant une phase inerte à base de résine. Le matériau obtenu présente une impédance 2 à 3 fois plus faible que celle de la céramique initiale, et un coefficient de couplage kt meilleur que celui de la céramique.

De nouveaux capteurs à base de silicium et basés sur l'effet diélectrique (CMUTs pour « capacitive micromachined ultrasonic transducers »), sont en cours de développement. Les cellules élémentaires des condensateurs élémentaires ont des dimensions de quelques dizaines de microns. Elles sont constituées d'une fine membrane métallisée recouvrant une cavité, la membrane se déformant sous l'effet d'un champ électrique. Les premières barrettes de transducteurs utilisant cette technologie donnent des résultats très encourageants.

On peut envisager dans l'avenir la production de rétines à ultrasons avec des densités de l'ordre du millier de cellules par cm^2 .

Pour répondre aux nombreuses applications diagnostiques des ultrasons, il a été nécessaire de développer une grande variété de capteurs, les appareils d'échographie Doppler récents possédant de 20 à 30 sondes différents en taille, fréquence ultrasonore, et modes de balayage.

L'imagerie échographique

L'imagerie échographique des structures peut-être obtenue grâce à plusieurs types de balayage :

- le balayage mécanique : le capteur est déplacé grâce à un moteur, et produit 10 à 30 images par seconde. Le balayage mécanique est actuellement réservé aux sondes de fréquences ultrasonores supérieures à 15 MHz pour lesquelles le balayage électronique n'est pas encore utilisable en raison des dimensions très faibles des éléments constituant le capteur.

- le balayage sectoriel électronique par déphasage (phased array) : une petite barrette de transducteur (par exemple 64 éléments de 0,25 mm de côté) est utilisée pour générer et recevoir les ultrasons. Les impulsions d'émission transmises à chaque transducteur élémentaire sont déphasées entre elles linéairement. Le même déphasage est appliqué ensuite sur les signaux reçus par les différents transducteurs. On superpose des retards supplémentaires aux retards de déflexion, pour réaliser une focalisation électronique à l'émission et à la réception.

- le balayage électronique linéaire sur sonde plane : cette technique repose sur l'utilisation d'un barreau détecteur de 3 à 12 cm de long, constitué d'un nombre important de capteurs de petite dimension (de l'ordre d'une fraction de millimètre), placés côte à côte. La surface d'émission-réception est obtenue en associant un certain nombre d'éléments de ce barreau (24 à 128 par exemple), excités simultanément. Après chaque séance d'émission-réception correspondant à l'exploration d'une ligne, la surface de travail est translatée d'un élément, de sorte que l'espace entre chaque ligne d'exploration est égale à la largeur de chaque transducteur élémentaire. La commutation rapide d'une ligne à l'autre permet, comme en balayage sectoriel électronique, d'obtenir des cadences d'images de 30 à 100 par seconde, sans aucune pièce en mouvement, et de générer des fréquences ultrasonores jusqu'à 15 MHz environ. Ces capteurs peuvent associer une déflexion électronique pour réaliser des images composées par superposition d'images obtenues sous différents angles, ou pour des acquisitions en mode Doppler.

- le balayage électronique linéaire sur sonde convexe : en utilisant un balayage linéaire le long d'un barreau convexe de transducteurs, on peut orienter les faisceaux d'ultrasons émis, dans un secteur de l'ordre de 60° . Cette technique associe les avantages du balayage électronique linéaire (simplicité de l'électronique et fréquence ultrasonore élevée) et du balayage électronique sectoriel (surface de contact réduite, utilisation à travers des fenêtres acoustiques de faible dimension).

- l'imagerie échographique endocavitaire utilise des capteurs miniatures dont les diamètres vont de 10 à 20 mm pour

les sondes endo-oesophagiennes, endo-rectales ou endo-vaginales, à moins de 1 mm pour les sondes endo-vasculaires. Ces dernières utilisent un balayage mécanique, alors que les précédentes sont pilotées électroniquement. De plus en plus ces capteurs ultrasonores sont utilisés en salle d'opération pour guider des interventions et prochainement pour être intégrés dans des systèmes de robotique chirurgicale.

- l'imagerie tridimensionnelle par ultrasons atteint progressivement le stade de l'utilisation de routine malgré plusieurs difficultés : prix des capteurs et de l'informatique associée, problèmes de représentation d'un corps opaque en 3 dimensions, et compétition avec la vue en 3D « naturelle » des échographistes entraînés. Plusieurs appareils commerciaux possèdent la possibilité de représentation surfacique en temps réel pour le fœtus et le cœur. La mise au point de capteurs ultrarapides (rétine à ultrasons à base de CMUTs) semble être une clef dans l'évolution de l'échographie 3D.

Focalisation électronique

La focalisation électronique dynamique (ou en poursuite d'échos) est utilisée de manière quasi-systématique sur tous les capteurs d'imagerie, qu'ils soient à balayage électronique ou mécanique. La position de la zone focale d'émission n'est déplaçable que d'un tir à l'autre, alors que la zone focale de réception peut être commutée pour poursuivre le front d'onde au cours de sa propagation. Les réseaux annulaires permettent d'adapter cette focalisation électronique sur les capteurs à balayage mécanique.

Les techniques à effet Doppler

La variation de fréquence ΔF par effet Doppler entre les ultrasons incidents (fréquence F) et les ultrasons réfléchis (fréquence F') par les globules rouges du sang en mouvement, permet de détecter la vitesse v de ces derniers en appliquant la formule : $\Delta F = F - F' = 2F v \cos\theta / c$, dans laquelle c est la vitesse des ultrasons et $\cos\theta$ l'angle moyen entre l'axe d'émission-réception d'ultrasons et l'axe du vecteur vitesse. Les vitesses normales d'écoulement du sang étant comprises entre 0 et 150 $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$, et la fréquence des ultrasons F variant de 2 à 10 MHz selon le domaine d'application, la variation de fréquence ΔF est comprise entre 0 et 10 kHz, c'est-à-dire qu'elle se situe dans la gamme des fréquences audibles.

Lors de la réflexion des ultrasons sur un ensemble de particules en mouvement, le signal dû à l'effet Doppler est composé de signaux de différentes fréquences ΔF_i , correspondant aux différentes vitesses v_i des réflecteurs présents dans le volume de mesure. Le signal Doppler ΔF présente donc un certain spectre de fréquences qui pourra être détecté par un analyseur de spectre. Chaque signal Doppler correspondant à une vitesse déterminée, est alors détecté avec une amplitude qui dépend du nombre de particules ayant cette vitesse, à un instant donné, dans l'artère. On démontre aisément qu'en cas d'écoulement parabolique chaque fréquence (ou vitesse) est détectée avec le même niveau énergétique, car il y a le même nombre de particules dans chaque tranche de vitesse. Par contre, si l'écoulement présente un profil non parabolique, cette relation n'est plus vraie : en particulier, en cas d'écoulement turbulent, l'instabilité du spectre est

caractéristique et permet de graduer le degré de turbulence, et indirectement de connaître le pourcentage de réduction du calibre du vaisseau.

Les appareils à effet Doppler

Il existe deux types d'appareils Doppler disponibles :

- les appareils à émission continue dans lesquels le capteur est constitué d'une céramique émettrice et d'une céramique réceptrice qui détecte les signaux réfléchis. Ces appareils mis au point dans les années 1960 ont été largement utilisés pour l'exploration de vaisseaux superficiels, faciles à identifier (vaisseaux du cou et des membres en particulier).

- les appareils à émission pulsée qui permettent de sélectionner la région à explorer et évite la superposition d'informations provenant de cibles placées en avant ou en arrière d'une porte électronique. Il existe des systèmes Doppler multiportes, qui explorent la circulation à plusieurs profondeurs simultanément et fournissent un profil de vitesses instantané.

Association échotomographie et Doppler (système Duplex)

L'exploration du flux dans les vaisseaux profonds ou dans les cavités cardiaques est difficile sans un repérage anatomique précis. Cette investigation devient alors possible grâce à l'utilisation d'un système Doppler pulsé, couplé à un échographe à balayage mécanique ou électronique. Certains éléments du capteur sont alors utilisés en alternance, pour l'imagerie et l'exploration Doppler. Après avoir repéré les structures cardiaques ou vasculaires sur l'image échographique, on positionne dans cette image la ligne de visée et la fenêtre d'exploration Doppler.

Ce système combiné permet de connaître simultanément le calibre des vaisseaux ou de l'orifice cardiaque étudié et la vitesse du sang, et donc de calculer le débit sanguin à travers la peau ou d'effectuer une corrélation entre les perturbations hémodynamiques et les anomalies morphologiques.

Imagerie Doppler couleur

Si on translate rapidement la ligne de visée d'un système Doppler multiporte, on peut effectuer une cartographie des flux sanguins. Un code de couleurs permet de présenter par exemple en rouge le sang qui se déplace vers le capteur (effet Doppler positif) et en bleu le sang qui s'éloigne du capteur (effet Doppler négatif). L'intensité de la couleur est fonction de l'amplitude du vecteur vitesse. On peut ainsi superposer sur une même coupe, en échelle de gris, les structures cardiaques ou vasculaires, et en échelle colorée les vitesses d'écoulement sanguin. Une variante consiste à moduler l'échelle de couleur par l'énergie du signal Doppler, et non pas par la valeur de la variation de fréquence Doppler.

Cette « angiographie à ultrasons » est extrêmement importante pour les diagnostics de malformations cardiaques chez le nouveau-né, l'étude des valvulopathies acquises en cardiologie adulte, l'exploration des maladies vasculaires et la recherche d'anomalies de la circulation chez le fœtus ou dans les tumeurs.

Applications diagnostiques

On distingue schématiquement 4 grands domaines d'application de routine des ultrasons en diagnostic médical :

- l'imagerie des tissus peu mobiles et directement accessibles à travers la peau : c'est le cas par exemple de l'utérus, du foie et des voies biliaires, des reins, de la rate, des seins, de la thyroïde...
- l'exploration des structures en mouvement, comme le cœur et le sang circulant, qui repose sur l'utilisation de techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler, et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou TM).
- l'échographie par voie endocavitaire lorsqu'il est nécessaire de rapprocher le capteur de la région à explorer pour gagner en résolution, ou pour éviter de traverser des structures osseuses ou gazeuses. On utilise pour cela des capteurs miniaturisés et de fréquence ultrasonore relativement élevée.
- les applications nouvelles qui relèvent d'équipes spécialisées, comme l'échographie-Doppler cérébrale, l'échographie avec produits de contraste (microbulles), l'échographie 3D, l'échographie interventionnelle avec guidage de ponctions ou de gestes thérapeutiques, l'imagerie ultrasonore paramétrique...

Caractérisation tissulaire par ultrasons

De nombreux travaux ont été réalisés depuis une vingtaine d'années pour caractériser les tissus par ultrasons. Jusqu'à présent l'imagerie échographique de routine n'a que peu bénéficié de ces recherches, car il est souvent nécessaire de mettre en œuvre un traitement de signal relativement long et complexe. Les premières applications reposent sur 2 grandes techniques :

- la caractérisation de l'os par mesure de la vitesse et de l'atténuation d'une onde acoustique se propageant dans le calcaneum ou dans l'os cortical, par exemple.
- l'étude de la réponse non linéaire des tissus aux variations de pression instantanées liées au passage de l'onde acoustique (imagerie harmonique).

D'autres projets sont en cours comme la mesure de l'élasticité tissulaire (élastographie) en appliquant une onde très basse fréquence pour stimuler les tissus (pression de la sonde par exemple), et en utilisant l'onde ultrasonore pour étudier la déformation des tissus en profondeur. Une autre solution consiste à générer dans les tissus une onde de cisaillement et à étudier sa vitesse de propagation qui dépend de la rigidité des structures rencontrées.

Produits de contraste ultrasonore

Plusieurs compagnies pharmaceutiques développent des microbulles de gaz encapsulées, d'un diamètre de quelques microns qui peuvent être injectées par voie intraveineuse. Ces microbulles constituent un moyen de contraste, car le gaz est un puissant réflecteur des ultrasons.

Les applications majeures envisagées sont nombreuses : l'étude de la vascularisation des tissus, la caractérisation de certaines tumeurs, l'exploration de la fonction cardiaque et

du flux coronaire, l'étude des shunts entre le cœur droit et le cœur gauche, etc.

Dans l'avenir on envisage d'utiliser ces microbulles pour transporter des molécules à visée thérapeutique. Celles-ci pourraient être délivrées localement par rupture des microbulles dans un champ ultrasonore de moyenne puissance.

Thérapie par ultrasons de puissance (HIFU: High intensity focused ultrasound)

Les ondes ultrasonores transportent de l'énergie qui peut être utilisée en thérapie chez l'homme. Dans le cas des lithiases comme celles qu'on trouve dans le rein ou la vésicule on utilise des ondes de choc focalisées pour fragmenter ou détruire ces structures fortement réfléchissantes. Dans le cas des tissus mous comme des tumeurs on utilise une autre approche qui consiste à focaliser des ultrasons émis en continu afin d'élever

la température des tissus vers 80 °C. Une surveillance en temps réel de la température locale des tissus par IRM, ou du changement des propriétés tissulaires par élastographie, permet d'assurer une sécurité élevée pour ce nouveau mode de thérapie. Plusieurs dispositifs sont actuellement commercialisés.

Conclusion

Les techniques ultrasonores ont été considérablement développées pour l'imagerie médicale et désormais le couplage diagnostic-thérapie. Les performances atteintes par les appareils modernes sont tout à fait spectaculaires. Les recherches en cours sur l'imagerie 3D, la miniaturisation des capteurs et la caractérisation tissulaire ouvrent des voies nouvelles au développement des applications médicales (et industrielles).

