

Imagerie et thérapie : applications médicales des ultrasons

Léandre Pourcelot

Université F. Rabelais
UFR de Médecine
10, boulevard Tonnelé
37032 Tours CEDEX 1
E-mail : Leandre.Pourcelot@med.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 entre 200 et 300 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 $1\,540\text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 5\%$.

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

L'impédance acoustique z des tissus est le produit de leur densité ρ par la vitesse de propagation c des ultrasons. Cette impédance est voisine de celle de l'eau avec des valeurs comprises en 1,3 et $1,7\text{ MRa}$. ($106\text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$). 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 électro-acoustiques kt 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. Les polymères piézo-électriques ont une impédance acoustique plus faible que les céramiques, mais malgré de nombreux travaux de mise au point, ils présentent des coefficients de couplage électro-acoustiques encore insuffisants.

Pour maintenir une bonne sensibilité et une large bande passante, tout en abaissant l'impédance acoustique du matériau piézo-électrique, il a donc été nécessaire d'évoluer vers des matériaux composites. On associe une phase résine inerte et légère à la phase piézo-électrique. Le matériau obtenu a plusieurs caractéristiques intéressantes :

- une impédance 2 à 3 fois plus faible que celle de la céramique initiale ;
- un coefficient de couplage kt meilleur que celui de la céramique ;

- une souplesse du matériau (éventuellement thermo-moulable), ce qui permet de réaliser aisément des coupelles ou des cylindres ;
- un couplage latéral faible, intéressant pour la réalisation d'une focalisation électronique de qualité à partir de barrettes de transducteurs.

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 sectoriel mécanique** : le capteur est déplacé grâce à un moteur, et produit 10 à 30 images par seconde. Le mouvement mécanique est obtenu essentiellement de deux manières : oscillation d'un transducteur autour d'un point fixe ou déplacement linéaire de va-et-vient si l'amplitude du déplacement est faible. 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.

- **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, de manière à exciter avec un léger décalage de temps les éléments adjacents de la barrette. Le front d'onde constitué par la somme des fronts élémentaires émis se propage alors dans une direction qui fait un angle θ (qui dépend de la valeur des retards) avec la normale au capteur. Le même déphasage est appliqué ensuite sur les signaux reçus par les différents transducteurs. La variation des retards, à chaque nouvelle séquence d'émission-réception, permet de réaliser un balayage sectoriel dont l'ouverture maximale est de 90° environ. L'image obtenue à la forme d'un secteur dont le sommet correspond au point de contact de la sonde avec la peau du patient. Dans les appareils récents, on superpose des retards supplémentaires aux retards de déflexion, afin de réaliser une focalisation électronique.

- **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 fournissent des images rectangulaires avec des lignes d'acquisition parallèles, très appréciées en exploration abdominale et en obstétrique.

- **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 récente 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). Cette technique s'impose progressivement dans la majorité des applications de l'échographie transcutanée.

L'imagerie échographique endocavitaire utilise des capteurs miniatures dont les diamètres vont de 10 à 20 mm pour les sondes endo-oesophagiennes, endorectales ou endovaginales, à moins de 1 mm pour les sondes endovasculaires. 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 classiques et prochainement pour être intégrés dans des systèmes de robotique chirurgicale. L'imagerie tridimensionnelle par ultrasons n'a pas encore atteint le stade de l'utilisation de routine pour plusieurs raisons, liées à la fois au prix des capteurs et de l'informatique associée, aux problèmes liés à la représentation d'un corps opaque en 3 dimensions, et à la compétition avec la vue en 3D «naturelle» des échographistes entraînés. Cependant, plusieurs appareils commerciaux possèdent déjà cette possibilité. La mise au point de capteurs ultra-rapides (rétine à ultrasons), et intelligents, semble être une clef dans l'évolution de l'échographie 3D.

Focalisation

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: $\Delta F = F - F' = 2F v \cos$

θ/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.

Le traitement électronique du signal Doppler se fait essentiellement de deux manières différentes :

- On peut rechercher la fréquence moyenne du spectre, ce qui fournit directement une information sur la moyenne des vitesses le long de la section, c'est-à-dire une donnée proportionnelle au débit instantané ;
- On enregistre l'évolution du spectre au cours du temps, afin de conserver toutes les informations contenues dans le signal d'origine et caractériser ainsi les écoulements non paraboliques.

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, qui transmet en permanence un signal ultrasonore dans le milieu, et d'une céramique réceptrice qui détecte les signaux réfléchis. Ces appareils ont été largement utilisés pour l'exploration de vaisseaux superficiels, faciles à identifier (vaisseaux du cou et des membres en particulier). Ils sont reliés soit à un enregistreur graphique pour l'enregistrement des courbes de vitesse, soit à un système d'analyse spectrale, suivant le mode de traitement du signal Doppler utilisé. Les appareils à émission continue sont peu onéreux et faciles à mettre en œuvre ; ils sont cependant limités lorsque les vaisseaux à explorer sont profonds ou lorsque plusieurs vaisseaux peuvent se superposer dans l'axe du capteur.
- Les appareils à émission pulsée émettent une brève impulsion, comme en échographie, puis le transducteur

devient récepteur et détecte le signal réfléchi en fonction de la profondeur. Une porte électronique permet de sélectionner le signal correspondant à la région à explorer et évite la superposition d'informations provenant de cibles placées en avant ou en arrière. Il existe des systèmes Doppler multiportes, qui explorent la circulation à plusieurs profondeurs simultanément. Les appareils Doppler pulsés sont très utilisés dans l'exploration de la circulation abdominale et intracrânienne, ainsi que pour étudier les flux intracardiaques. Ils sont à la base des systèmes d'imagerie du sang circulant par Doppler couleur.

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

En utilisant un système Doppler pulsé multiporte, il est possible d'étudier la circulation à plusieurs profondeurs simultanément. Si on translate rapidement la ligne de visée Doppler, 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. Ces appareils se généralisent de plus en plus en raison de leur intérêt diagnostic majeur.

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 T.M.)
- 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, 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 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 de routine 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 calcanéum 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 en appliquant une onde très basse fréquence pour stimuler les tissus, et en utilisant l'onde ultrasonore pour étudier la déformation en profondeur.

Produits de contraste ultrasonore

Plusieurs compagnies pharmaceutiques développent des microbulles de gaz encapsulé, 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.

Quelques données économiques

D'après les statistiques des caisses d'assurance maladie, le coût des examens Echographie et Écho Doppler, guidage Echo, varie dans une fourchette de 28 à 170 euros. Par exemple, le tarif moyen de base pour une échographie au deuxième trimestre de grossesse est de 82 euros et celui d'une échographie cardiaque simple de 95 euros.

Le marché mondial des appareils d'échographie serait de l'ordre de 4 milliards de dollars ; en France, il serait de l'ordre de 80 millions d'euros. Ce marché représente environ 2 à 3 fois le marché de chacun des appareils lourds d'imagerie de type Scanner ou IRM.

Conclusion

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