

---

---

# Echographie 3D techniques et applications

L'IMAGERIE ULTRASONORE est aujourd'hui couramment utilisée en médecine. Les examens échographiques comportent cependant certaines limites, car l'exploration est réalisée par des plans de coupes alors que les structures étudiées ont trois dimensions. L'échographie 3D tente de pallier cet inconvénient et suscite un intérêt croissant depuis une dizaine d'années.

Ce chapitre fait le point sur la situation de cette nouvelle technique. Après un rappel succinct des techniques échographiques classiques, nous détaillons les diverses méthodes d'acquisition de données 3D et passons en revue les nombreuses applications médicales expérimentées en vue d'évaluer l'apport de l'échographie 3D dans le domaine médical.

## 1.1 Techniques échographiques

Le principe de l'échographie médicale découle directement du sonar. Une onde ultrasonore est émise et subit différentes interactions en traversant le milieu de propagation : réflexion, diffusion et atténuation. Connaissant les lois physiques d'interactions, l'analyse de l'onde réfléchie permet alors de remonter aux propriétés des milieux traversés.

Cette section présente les lois physiques de base utilisées en échographie ainsi que les techniques d'exploitation des signaux qui permettent d'obtenir les images de plan de coupe. L'étude approfondie des phénomènes physiques mis en jeu, ainsi que du fonctionnement des échographes actuels sort du cadre de document. Nous nous contentons de présenter ici les éléments indispensables pour comprendre les possibilités et les limites de l'échographie 3D.

### 1.1.1 Principes physiques [2]

D'un point de vue physique, l'onde ultrasonore est une onde longitudinale qui correspond à des variations locales de la pression. La propagation en milieu homogène est alors bien connue et les lois sont similaires à celles des ondes optiques. Mais l'objectif

est d'étudier le corps humain, qui est pour le moins peu homogène. D'autres phénomènes plus complexes interviennent alors, en particulier la réflexion, la diffusion et l'atténuation.

### Milieu homogène

Dans un milieu homogène, deux valeurs sont alors utiles à connaître : la vitesse de propagation de l'onde et la quantité d'énergie absorbée. La vitesse  $c$  de l'onde dépend des propriétés physiques (élasticité  $E$ , densité  $\rho$ ) du milieu traversé :

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

Dans un milieu parfaitement homogène, l'onde se déplace donc à vitesse constante. Dans le corps humain, la vitesse peut varier entre 1450 et 1650 m/s pour les tissus mous et entre 2500 et 4000 m/s pour les os.

Le déplacement de l'onde acoustique engendre un phénomène d'absorption qui transforme une partie de l'énergie en chaleur. Globalement, l'énergie de l'onde décroît de manière exponentielle suivant la distance  $d$  parcourue, le coefficient de décroissance dépendant du milieu mais également de la fréquence de l'onde.

### Réflexion

Lorsque l'onde ultrasonore passe d'un milieu  $M_1$  à un milieu  $M_2$  aux caractéristiques différentes, une partie de l'onde est réfléchi. Le pourcentage d'énergie réfléchi est fonction de l'angle entre l'onde incidente et l'interface mais aussi de la disparité entre les deux milieux. On la mesure par l'impédance acoustique  $Z$  d'un milieu :  $Z = \rho c$ . Le pourcentage d'énergie réfléchi  $R$  est alors :

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

où  $Z_1$  et  $Z_2$  sont les impédances acoustiques respectives des milieux  $M_1$  et  $M_2$ . L'onde transmise est donc d'autant plus faible que la différence d'impédance entre les deux milieux est grande.

Les impédances des tissus mous sont de l'ordre de  $1,6 \cdot 10^6$  kg/m<sup>2</sup>s. Par contre pour les os, elle est de l'ordre de  $4 \cdot 10^6$  à  $7 \cdot 10^6$  kg/m<sup>2</sup>s et d'environ  $400$  kg/m<sup>2</sup>s pour l'air. Pour les interfaces entre des tissus mous et l'air ( $R \sim 99,9\%$ ) ou entre des tissus et des os ( $R \sim 30\%$ ), une grande partie de l'onde est réfléchi, ce qui empêche l'exploration de structures plus profondes.

### Diffusion

La loi de réflexion est valable lorsque l'interface entre milieux homogènes est de taille suffisamment importante devant la longueur  $\lambda$  de l'onde ultrasonore ( $\lambda = c/f$  où  $f$  est la fréquence). Mais toutes les inhomogénéités de taille inférieure ou comparable à  $\lambda$  (petits vaisseaux, fibres, etc.) se comportent comme des sources ponctuelles qui réfléchissent une partie de l'onde dans toutes les directions de l'espace.

### Atténuation de l'onde

Dans le corps humain, l'intensité de l'onde ultrasonore diminue avec la profondeur à cause des interactions que l'on vient de voir : réflexion, diffusion et absorption. L'atténuation est une loi exponentielle i.e. à une profondeur  $d$ , l'intensité  $I_d$  est donnée par :

$$(1.1) \quad I_d = I_0 \exp(-\alpha d)$$

où  $I_0$  est l'intensité initiale de l'onde.

Le coefficient d'atténuation  $\alpha$  est ici proportionnel à la fréquence  $f$ . Pour les tissus, il est d'environ 1 dB/MHz.cm. Pour une onde de 3.5 MHz de fréquence, l'intensité aura ainsi diminué de 17,5 dB à 5 cm de profondeur.

#### 1.1.2 Principes de l'échographe [2, 114]

A partir des lois d'interactions entre l'onde et le milieu traversé, il est possible de prédire les modifications que subit l'onde lorsque le milieu est connu. Inversement, si l'on connaît les changements qu'a subis l'onde, il est possible d'en déduire les propriétés du milieu. Les échographes classiques envoient une brève impulsion ultrasonore et analysent les signaux réfléchis. Chaque impulsion permet d'obtenir les informations suivant la direction de propagation et l'image finale est obtenue en combinant une série de lignes. L'étude de la constitution de l'image échographique à partir d'analyses unidimensionnelles apporte également un éclairage intéressant sur le problème du passage de l'image 2D aux données tridimensionnelles.

#### Mode 1D

Il faut à la fois maîtriser les paramètres de l'impulsion envoyée (forme, fréquence, amplitude, etc.) et pouvoir analyser les signaux réfléchis. Le signal acoustique n'est pas aisé à manipuler, on lui préfère donc un signal électrique. La conversion entre le signal électrique et le signal acoustique est réalisée par un transducteur. Il s'agit d'un élément piézo-électrique qui se déforme sous l'action d'un signal électrique créant ainsi l'onde acoustique. Inversement, lorsque les signaux réfléchis reviennent sur le transducteur, ils le déforment, engendrant ainsi un signal électrique proportionnel à la déformation. Un même transducteur est donc utilisé pour l'émission et la réception des signaux.

L'échographe émet une impulsion qui se propage en ligne droite suivant la direction du transducteur : « la ligne de tir ». L'exploitation la plus simple des signaux réfléchis, consiste alors à visualiser l'amplitude du signal réfléchi au cours du temps (mode A (amplitude) fig. 1.1).

Dans le corps humain, on considère que la vitesse de propagation est à peu près constante ( $c \approx 1540$  m/s). La distance parcourue est ainsi directement proportionnelle au temps écoulé. Un signal d'amplitude élevé reçu après un laps  $\delta_t$  provient donc d'une structure située à une distance  $c\delta_t/2$  sur la ligne de tir. Il est ainsi possible de mesurer précisément des distances.

L'atténuation de l'onde limite la profondeur qu'il est possible d'explorer. On a vu qu'elle dépendait de la fréquence. Typiquement, la profondeur maximale sur une ligne de tir est d'environ 10 à 15 cm pour une onde à 3,5 MHz et 5 cm à 7 MHz.

Le mode A n'est plus tellement utilisé aujourd'hui. Il a été remplacé par le mode B (brillance), qui consiste à coder l'amplitude du signal par une intensité variant selon

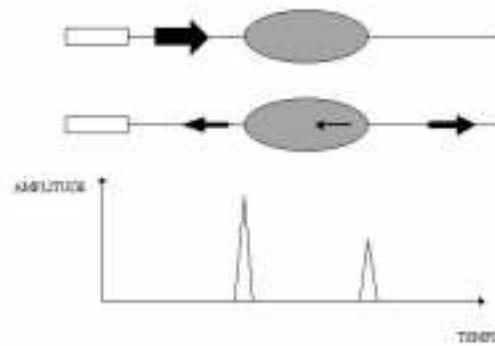


FIG. 1.1 – Principe de l'échographie. Une onde ultrasonore est émise par le transducteur. L'analyse des signaux réfléchis au cours du temps fournit alors les informations sur les propriétés physiques des milieux traversés

une échelle de luminance. En effectuant des tirs successifs, on obtient alors le mode TM (Temps Mouvement) qui permet de suivre les mouvements physiologiques (cœur, vaisseaux, etc.) et de mesurer l'amplitude ou la fréquence d'un mouvement.

### Mode 2D

Avec un seul transducteur, on ne peut analyser qu'une seule direction à la fois. Pour visualiser un plan de coupe, il faut donc plusieurs lignes de tir qui recouvrent la région que l'on veut observer. Si l'on connaît précisément la position de chaque ligne, il suffit de mémoriser les informations de chaque tir. L'affichage en mode B de toutes les lignes sur une même image fournit alors une reconstruction du plan de coupe. Diverses techniques ont été utilisées pour recueillir les informations sur plusieurs lignes de tirs : balayage manuel, mécanique et électronique.

### Balayage manuel

D'un point de vue historique, on a tout d'abord utilisé un bras mécanique sur lequel est fixé le transducteur. L'utilisateur déplace lui-même le transducteur pour acquérir les différentes lignes de tir. Le bras fournit la position du transducteur et l'orientation de la ligne de tir à chaque instant. Il permet également de limiter le mouvement du transducteur dans un seul plan.

Durant un examen échographique, il est important de garder un bon contact entre le transducteur et la peau. A l'interface entre l'air et les tissus, 99,9% de l'énergie de l'onde acoustique est réfléchi. S'il y a de l'air entre le transducteur et la peau, il est alors impossible d'explorer suivant la ligne de tir. Comme l'utilisateur déplace lui-même le transducteur, il peut veiller à satisfaire cette contrainte.

La durée d'acquisition de l'image dépend du mouvement effectué. Elle est typiquement de plusieurs secondes. L'analyse est donc limitée aux régions où il n'y a pas de mouvement. Compte tenu de la vitesse de propagation de l'onde, le temps d'acquisition d'une ligne de tir est de l'ordre de  $100 \mu\text{s}$ . Avec des images d'environ 200 lignes, des taux de plusieurs dizaines d'images par secondes sont donc théoriquement

possibles. La vitesse de balayage de l'utilisateur est par conséquent un facteur limitant. Pour cette raison et également à cause de l'encombrement du bras, cette technique n'est plus utilisée.

### Balayage mécanique

En automatisant les mouvements automatiques, il est alors possible d'atteindre des vitesses de balayage beaucoup plus élevées. Le temps de formation d'une image complète est de l'ordre du millième de seconde, ce qui permet de visualiser les mouvements des tissus.

Pour réaliser le balayage automatiquement, le transducteur est plongé dans un milieu aqueux à l'intérieur de la sonde échographique. Ce milieu facilite le mouvement du transducteur et permet d'adapter l'impédance du transducteur à celle de la peau. Il ne doit cependant pas y avoir d'air entre la surface de la sonde et la peau, ce qui limite la surface de contact. Le balayage sectoriel permet alors de visualiser une région suffisamment large avec une fenêtre acoustique réduite.

Le transducteur a la forme d'une coupelle et pivote autour d'un axe selon un mouvement est pendulaire. Le balayage peut aussi être réalisés par plusieurs transducteurs qui ont un mouvement de rotation constant. Techniquement, les sondes doivent donc allier différentes qualités :

- la position du transducteur doit être connue avec une grande précision afin de ne pas introduire de distorsion dans la reconstruction de l'image ;
- la vitesse de rotation doit être assez grande pour obtenir des images rapidement ;
- il faut une parfaite étanchéité pour éviter l'apparition de bulle dans le milieu aqueux. L'air des bulles dégraderait en effet l'adaptation d'impédance et les images deviendraient difficiles à interpréter.



FIG. 1.2 – Balayage mécanique avec un ou plusieurs transducteurs.

### Balayage électronique

Le balayage électronique permet de s'affranchir de ces contraintes techniques tout en conservant une vitesse d'acquisition optimale. Au lieu d'utiliser un seul transducteur que l'on déplace, on utilise une barrette formée de plusieurs transducteurs (en général une centaine). L'excitation séquentielle des transducteurs permet d'obtenir des lignes de tirs parallèles (fig. 1.3).

Mais l'électronique offre aussi une grande maîtrise de l'onde émise. En excitant un groupe de transducteurs avec des retards donnés, on peut focaliser l'onde sur une région précise du plan de la sonde. La résolution de l'image est ainsi optimisée là où l'utilisateur en a le plus besoin. La focalisation est réalisée à l'émission, mais une focalisation continue pour les signaux reçus améliore également la qualité de l'image. Comme pour le balayage mécanique, on peut aussi optimiser la zone d'exploration avec une fenêtre de contact minimum en utilisant des sondes courbes.

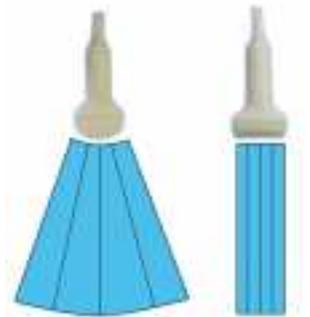


FIG. 1.3 – Balayages électroniques. A droite un balayage linéaire, à gauche un balayage sectoriel.

Le mode B est le plus couramment utilisé aujourd'hui. L'amplitude des signaux reçus est en effet l'exploitation la plus simple de l'information. Les progrès technologiques rendent cependant possible des analyses plus complexes du signal acoustique. L'analyse fréquentielle permet d'accéder aux informations de flux (image « Doppler » [115]). D'autres techniques apparaissent aujourd'hui, qui tentent d'exploiter différemment l'information recueillie (imagerie harmonique, etc.) [136].

## 1.2 Examen échographique

La visualisation de l'intérieur du corps humain est devenu un outil indispensable pour aider le médecin à établir un diagnostic ou suivre un patient. L'échographie n'est pas la seule modalité, les rayons X, l'imagerie par résonance magnétique ou l'imagerie nucléaire sont fréquemment utilisées. Le choix de la modalité dépend alors des besoins du médecin.

Compte tenu de son innocuité, l'échographie est généralement choisie pour l'obstétrique. Elle est aussi couramment utilisée pour la cardiologie, la détection et le suivi de tumeurs, etc. Mais les résultats d'un examen échographique dépendent fortement de l'expérience de l'opérateur. Si l'échographie en mode B présente de nombreux avantages, la subjectivité de l'examen et les limites physiques des ondes ultrasonores limitent encore son utilisation.

### 1.2.1 L'examen

Les objets étudiés (organes, tumeurs, etc.) possèdent trois dimensions alors que la plupart des échographes ne fournissent qu'une image de plan de coupe. Pour remédier à cette limite, le médecin balaie la zone à étudier avec la sonde. En coordonnant les images échographiques avec la position approximative de la sonde, il peut ainsi reconstruire mentalement les informations tridimensionnelles. Utilisant ses connaissances anatomiques et son expérience, il localise alors plus ou moins précisément la position du plan de coupe par rapport aux différents organes qui se trouvent dans la zone balayée.

Le médecin doit donc souvent avoir une idée *a priori* de ce qu'il veut visualiser. Il doit savoir approximativement où se trouve la structure ou la tumeur recherchée pour être sûr de positionner et orienter correctement la sonde échographique, afin d'obtenir une image utile. Sans ces éléments aprioriques, il risque de ne pas trouver la structure étudiée ou de chercher longtemps le plan de coupe idéal. L'expérience du praticien est donc un facteur important pour l'examen échographique.

Une fois localisée la structure cherchée, l'échographe fournit l'image de plans de coupe et permet de relever des mesures de longueurs ou d'aires. Les mesures de volumes sont approchées en faisant quelques hypothèses sur la forme de la structure. On peut ainsi supposer que le ventricule gauche a une forme proche de l'ellipsoïde. A partir de deux plans de coupe perpendiculaires passant par le centre de la cavité, on estime alors les valeurs des demi-axes. Le volume du ventricule est finalement approché par celui de l'ellipsoïde.

### Avantages

L'échographie présente trois avantages importants : l'innocuité, la fréquence d'image et le coût de revient. Contrairement aux rayons X ou à l'imagerie nucléaire, les ondes ultrasonores sont totalement inoffensives aux puissances d'utilisation courante (intensité moyenne du faisceau  $0,1 \text{ mW/mm}^2$ ). Le patient, tout comme le manipulateur, ne prend donc aucun risque et on peut renouveler l'examen autant de fois que nécessaire. C'est pourquoi l'échographie est utilisée en routine pour le suivi des grossesses. De plus, mis à part les techniques intravasculaires ou intracavitaires, l'examen est souvent complètement externe.

Les images échographiques sont obtenues en temps réel. Le médecin peut donc suivre les mouvements des organes, pour détecter d'éventuels défauts cardiaques par

exemple.

Enfin, les considérations financières interviennent de plus en plus dans la pratique médicale. L'échographie est une technique particulièrement économique par rapport aux autres modalités, aussi bien en ce qui concerne le coût d'un appareil que celui d'un examen. De plus l'appareil est très léger et peut être déplacé au gré des besoins.

### 1.2.2 Limites

L'échographie présente cependant certaines limites. Elles découlent d'une part des limites physiques des ondes ultrasonores, d'autre part de la nature tomographique des images obtenues.

#### Limites ultrasonores

L'atténuation limite tout d'abord la profondeur d'exploration. Au fur et à mesure que l'onde se propage, son énergie diminue. Il faut alors trouver un compromis entre la fréquence (plus la fréquence est élevée, plus l'image est précise) et la profondeur (plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est importante). Avec une sonde émettant à 3,5 MHz, la profondeur de l'image sera limitée à environ 15 cm, alors qu'une sonde 7,5 MHz, ne permet d'explorer que quelques centimètres.

Il est aussi nécessaire d'avoir une bonne adaptation d'impédance entre les différents milieux. On évite les réflexions de l'air entre la sonde et la peau, en utilisant un gel. Mais le champ d'investigation peut aussi être limité par les os et l'air dans les poumons. Pour visualiser le cœur avec une sonde transthoracique, on ne dispose ainsi que d'un nombre restreint de fenêtres d'exploration (apicale, parasternale, sous-costale, etc.). Compte tenu de la profondeur limitée de l'image et des contraintes physiques, la sonde ne permet pas d'obtenir tous les plans de coupes possibles.

Enfin, la qualité des images n'est pas aussi bonne que pour les rayons X ou la résonance magnétique. La diffusion est en effet le phénomène prépondérant car les milieux ne sont pas homogènes. Les interférences constructives et destructives se traduisent alors par des images fortement texturées. Ce phénomène de « speckle » rend la lecture de l'image parfois difficile.

Il est par conséquent nécessaire d'avoir une bonne connaissance de la physique des ultrasons pour interpréter correctement une image. Par exemple, il faut pouvoir reconnaître un phénomène d'ombre acoustique pour ne pas interpréter l'absence de signal comme un milieu peu échogène.

#### Limites des deux dimensions

L'exploration d'objets tridimensionnels par des plans de coupe n'est pas évidente. Le médecin compense la dimension manquante en combinant les images, les positions de la sonde et ses propres connaissances anatomiques. Cette localisation est cependant approximative et le plan de coupe n'est pas situé très précisément par rapport aux organes. Cela peut entraîner des erreurs sur les mesures et l'erreur de mesure est supérieure la résolution des images échographiques. Dans [85], on estime que pour une mesure donnée, le plan échographique est correctement positionné 7 fois sur 10, les erreurs d'orientation pouvant s'élever à 20°. Les mesures auront donc une variabilité importante.

La difficulté de localisation est un problème pour le suivi de patients. A cause de la variabilité des mesures, une comparaison très précise entre deux valeurs obtenues lors

de deux examens différents n'est pas possible. Pour évaluer l'évolution d'une tumeur par exemple, il peut être intéressant de comparer deux images à plusieurs jours ou semaines d'intervalle. Comme il est difficile de retrouver de manière exacte un même plan de coupe, il sera difficile de comparer avec précision les deux images.

Enfin, il n'est pas toujours aisé de communiquer les résultats d'un examen. Actuellement, le médecin peut constituer un dossier en imprimant quelques copies d'écran et en notant les résultats des mesures effectuées. Un tel dossier sera cependant plus difficile à étudier pour une personne qui n'aura pas à sa disposition l'ensemble des informations qui ont permis à l'échographiste de se faire une idée de l'organisation tridimensionnelle et de localiser les plans de coupe. Un chirurgien pourra ainsi avoir du mal à localiser précisément une tumeur que l'opérateur aura très bien repérée.

L'échographie est donc un moyen d'investigation simple et rapide. Malheureusement, la difficulté à localiser précisément les plans de coupe rend les mesures assez variables et la communication des résultats plus difficile. Le résultat d'un examen échographique dépend donc fortement de l'habileté et de l'expérience du médecin, ce qui limite le recours à cette technique.

### 1.3 Acquisition des données échographiques 3D

Les images bidimensionnelles imposent donc certaines limites à l'échographie. La reconstruction tridimensionnelle que l'opérateur doit effectuer mentalement est en grande partie responsable de la subjectivité de l'examen. Présenter directement les informations tridimensionnelles peut alors faciliter l'exploration et réduire la variabilité des mesures.

Historiquement, les premières explorations ultrasonores tridimensionnelles ont été réalisées par des méthodes d'holographie acoustique. Le principe consiste à envoyer une onde ultrasonore sur la région étudiée mais au lieu d'analyser les signaux réfléchis, c'est l'onde transmise qui est comparée à l'onde de référence, après qu'elle ait traversé la région étudiée. La résolution des images étant cependant nettement moins bonne, l'imagerie par réflexion lui a été préféré.

Pour passer de une à deux dimensions, l'échographe mémorise une série de lignes de tir et affiche les résultats en mode B en respectant la position de chaque ligne. Pour obtenir la 3<sup>e</sup> dimension, l'approche est souvent similaire. En enregistrant une série d'images échographiques avec les positions de la sonde, il est possible de reconstruire les données tridimensionnelles.

Les méthodes pour repérer la position de la sonde sont donc comparables aux méthodes utilisées pour balayer un plan de coupe avec un transducteur. Aujourd'hui, le balayage électronique avec une barrette de transducteurs s'est imposé pour l'image 2D. Le maniement en est effectivement très simple et l'électronique offre de grandes possibilités d'adaptation de l'analyse aux structures étudiées. Mais, si l'approche est similaire pour le 3D, les contraintes ne sont pas les mêmes :

**Balayage manuel :** pour acquérir un plan de coupe, le balayage manuel est trop lent par rapport à la fréquence d'acquisition d'une ligne ultrasonore. Un mouvement dans la région balayée pendant l'acquisition entraîne des artefacts dans les données reconstruites. Il est donc important de réduire au minimum la durée d'acquisition des données. Pour l'échographie 3D, on enregistre une série d'images. Or la fréquence d'acquisition d'images est d'environ 30 images/s. Pour 100 à

200 images, il faut donc plusieurs secondes d'acquisition, ce qui correspond à une vitesse de balayage d'environ 1 cm/s. Par conséquent, le balayage manuel est tout à fait adapté à l'échographie 3D.

La difficulté est de trouver un système de repérage qui soit précis tout en laissant le maximum de liberté à l'utilisateur pour manipuler la sonde.

**Balayage mécanique :** par rapport aux images classiques, la surface de contact à réaliser est ici beaucoup plus importante.

**Balayage électronique :** pour une seule image une centaine de transducteurs suffisent mais il en faut plusieurs milliers pour acquérir des données tridimensionnelles ; et les problèmes techniques pour gérer un grand nombre de transducteurs sont encore difficiles à résoudre.

### 1.3.1 Balayage manuel

Pour obtenir des données tridimensionnelles, une solution consiste à fixer un système de repérage sur la sonde pour connaître sa position et son orientation. La sonde est manipulée par l'échographe, qui peut ainsi choisir les plans de coupe les plus utiles. Pendant le balayage, les images et les positions sont enregistrées. On connaît donc précisément la position dans l'espace, de chaque point de chaque ligne de tir ultrasonore.

Il existe aujourd'hui de nombreux systèmes de repérage et plusieurs paramètres interviennent dans le choix d'un système [17] :

**Latence :** c'est l'intervalle séparant l'instant où un mouvement est effectué, et l'instant où le système le détecte. Il est évidemment plus indiqué d'avoir une latence faible (de l'ordre de la milliseconde).

Il est cependant possible d'utiliser un système avec une latence élevée à condition qu'elle soit constante. Il suffit ensuite de recalibrer les mesures effectuées pour qu'elles correspondent réellement aux positions à l'instant d'acquisition des images.

**Vitesse de mise à jour :** c'est le nombre de mesures de positions que l'on peut effectuer par secondes. Pour éviter les artefacts dus aux mouvements, il faut minimiser la durée du balayage et donc si possible enregistrer toutes les images que l'échographe génère. La vitesse de mise à jour du système de repérage doit alors être très supérieure à la fréquence d'images de l'échographe. Une fréquence d'au moins 100 Hz est donc nécessaire.

**Précision des mesures :** elle doit être comparable à la résolution des images échographiques. Si elle est moins bonne, elle limitera la résolution des données 3D.

Il faut connaître précisément la position dans l'espace de chaque point de l'image échographique. Six variables sont nécessaires pour définir le repère lié à l'image par rapport à un repère fixe (cf. annexe A) : 3 variables pour la translation  $X, Y, Z$  et 3 variables pour la rotation du repère.

Pour un point de l'image situé à environ  $d = 10$  cm de la sonde, l'erreur sera de l'ordre de  $\epsilon_t + d \cdot \epsilon_a$  où  $\epsilon_t$  est l'erreur en translation et  $\epsilon_a$  est l'erreur des angles. Pour un positionnement global de l'ordre du millimètre,  $\epsilon_t$  doit donc être de l'ordre de quelques dixièmes de millimètre et  $\epsilon_a$  de l'ordre de quelques dixièmes de degré.

**Interférences :** les mesures de certains systèmes peuvent être influencées par l'environnement. Le système doit être assez robuste pour garder une précision suffisante dans les conditions d'examen habituelles.

**Espace de travail :** c'est l'espace dans lequel le système peut repérer les positions avec la précision maximale. Il doit être suffisamment étendu pour ne pas restreindre le maniement de la sonde. Le praticien doit pouvoir choisir ses plans de vue comme lors d'un examen classique. Le système doit donc être très peu encombrant et très maniable.

Plusieurs systèmes de repérages ont été utilisés pour l'échographie 3D : mécanique, acoustique, optique, électromagnétique ou encore système par inertie. Tous ne vérifient pas forcément les contraintes que l'on vient d'énoncer, ainsi que le montre la revue qui suit.

### Bras mécanique

On peut fixer la sonde au bout d'un bras mécanique [4, 93, 123]. Les bras sont constitués de segments reliés par des articulations. A chaque articulation se trouve un ou plusieurs potentiomètres qui mesurent les variations d'angles. Connaissant la géométrie des segments et les angles entre chaque segment, il est alors possible de connaître avec précision la position et l'orientation de la sonde fixée au bout du bras.

Le bras allie un repérage précis (inférieur à 0,4 mm pour les systèmes commerciaux), une grande vitesse de mise à jour et une latence très faible. De plus, les mesures ne sont pas perturbées par l'environnement. C'est une des solutions que nous avons étudiée et que nous détaillerons dans le chapitre 3.

La liberté de mouvement résulte cependant d'un compromis avec la précision. Suivant le nombre d'articulations, les bras peuvent offrir plusieurs degrés de liberté. Avec un petit nombre de degrés, la précision est meilleure mais le maniement de la sonde devient difficile. D'autre part, si les dimensions du bras sont importantes, il est difficile d'avoir une bonne précision à cause de l'effet de bras de levier. Par contre, avec des dimensions réduites, la précision est augmentée mais la liberté de mouvement se trouve diminuée.

### Repérage acoustique

Pour ne pas entraver les mouvements de la sonde, les systèmes de localisation acoustique [46, 50, 64, 70] suppriment tout lien physique entre la sonde et un référentiel fixe. Le repérage acoustique utilise des émetteurs sonores et des microphones. Le principe repose sur la mesure du temps de propagation d'un signal sonore, connaissant la vitesse de propagation du son dans l'air.

Dans [70] le repérage de la position et de l'orientation est obtenu par 3 émetteurs et 4 microphones. Les microphones sont placés dans une configuration fixe, connue précisément. Lorsque qu'un émetteur produit une impulsion sonore de plusieurs dizaines de kHz (60 kHz dans [70]), les délais entre l'émission et la réception du signal par chacun des microphones sont enregistrés. La position de l'émetteur est alors obtenue par triangulation. Avec les trois émetteurs fixés sur la sonde, les six variables déterminant sa position sont alors accessibles.

La précision obtenue est de l'ordre du millimètre pour les 3 variables de translation. La précision de l'orientation dépend ensuite des positions relatives des différents émetteurs sur la sonde. Pour évaluer un angle avec une précision inférieure à  $0,5^\circ$ , il faut cependant une distance entre deux émetteurs de l'ordre de 10 cm, ce qui rend la sonde un peu moins maniable.

Avec ce système, il est important que la ligne entre les émetteurs et les microphones ne soit pas obstruée, afin que le récepteur reçoive bien le signal. Cette contrainte peut

cependant être levée en utilisant des microphones supplémentaires correctement répartis. Si l'un des microphones ne reçoit pas de signal, on peut toujours calculer la position avec les autres microphones.

Mais surtout, la distance est ici calculée par rapport à la vitesse du son dans l'air. Or celle-ci peut varier de façon notable avec les conditions de pression, d'humidité et de température. Ainsi une variation de température de  $10^\circ$  modifie la vitesse de 2%. Si l'émetteur et les microphones sont éloignés d'environ 1 m, l'erreur ajoutée est donc de 2 mm. Le repérage peut également être perturbé par le bruit ambiant ou par la réflexion des sons sur des surfaces planes, comme les murs par exemple.

### Repérage optique

Dans le repérage acoustique, le principe de triangulation est limité par la variabilité de la vitesse du son dans l'air. Avec des capteurs optiques à la place de capteurs acoustique, on peut utiliser le même principe tout en s'affranchissant des problèmes de perturbations de l'environnement.

A l'aide de plusieurs caméras, on repère la position de marqueurs que l'on a fixés sur la sonde. Ces marqueurs peuvent être soit passifs soit actifs [54]. En général, les marqueurs actifs permettent d'atteindre une meilleure précision. Les marqueurs étant de petites tailles, il est aisé d'en fixer plusieurs sur la sonde pour repérer la position et l'orientation.

Suivant les prix les systèmes offrent des résolutions plus ou moins bonnes. Comparés aux autres systèmes de repérage, les repérages optiques permettent toutefois d'atteindre les meilleures résolutions. Le système Optotrack utilisé dans [54, 125] offre ainsi une précision de 0,1 mm. De plus, la fréquence de lecture des positions est très élevée.

Il est certes nécessaire d'avoir une ligne de vue dégagée entre les marqueurs et les caméras. Mais comme pour le repérage acoustique, en ajoutant des caméras et en positionnant judicieusement les marqueurs, on peut s'affranchir presque totalement de cet inconvénient.

### Repérage électromagnétique

Le repérage électromagnétique offre une solution à la fois très peu encombrante et assez économique. Le système est composé de deux éléments : un émetteur (cube d'environ 5 cm de côté) et un récepteur de petite taille (cube d'environ 2 cm). Le système fournit la position et l'orientation du récepteur par rapport à l'émetteur grâce à un champ magnétique créé par l'émetteur. Le récepteur contient des bobines ; et la position et l'orientation du récepteur sont déduites de l'analyse du courant induit dans les bobines par le champ magnétique.

Il existe deux types de systèmes : AC et DC<sup>1</sup>. Le système AC offre une meilleure précision : 0,8 mm pour les translations et  $0,15^\circ$  pour les angles azimut, roulis et élévation. Il utilise un champ magnétique basse fréquence (entre 8 et 14 kHz). Le champ magnétique du système DC est un champ continu pulsé. Il a une précision de 2,5 mm pour la localisation et  $0,5^\circ$  pour l'orientation. Le temps de réponse est de quelques ms et la fréquence d'échantillonnage est de plus de 100Hz. Nous avons développé un système d'acquisition de données échographiques 3D basé sur un repérage électromagnétique AC, qui sera étudié en détail au chapitre 4.

1. AC (Alternating Current) : courant alternatif, DC (Direct Current) : courant continu

Ces deux systèmes sont malheureusement sensibles à tout objet métallique pouvant perturber le champ magnétique. Le système DC est théoriquement moins sensible. En effet, le champ alternatif engendre constamment des courants de Foucault dans les objets conducteurs alors que le système pulsé effectue ses mesures après atténuation de ces courants. Ainsi, un récepteur DC peut-il parfois être placé directement sur la sonde sans dégradation des performances [80] alors que la précision d'un système AC se verrait fortement diminuée [119].

Le système DC n'est pourtant pas complètement fiable dans un environnement métallique. Des erreurs sont ainsi constatées lorsque le récepteur est positionné sur certaines sondes [11]. Dans [80], des erreurs de plusieurs centimètres sont relevées à proximité d'objets en aluminium. Dans [42], on a également constaté des erreurs dans les expériences malgré les précautions observées pour éviter les interférences, erreurs que les auteurs attribuent alors aux objets métalliques dans les murs ou dans les pièces voisines. Les tests dans [11] montrent que les systèmes AC sont perturbés par les objets conducteurs alors que les systèmes DC sont sensibles aux objets ferromagnétiques.

En prenant certaines précautions (cf. chap. 4), beaucoup d'auteurs ont utilisé ce système [80, 90, 95, 121]. Il est en effet très simple à mettre en place et ne gêne pas du tout la manipulation de la sonde. Des systèmes commerciaux basés sur le repérage électromagnétique sont ainsi proposés par 3D Echotech et Tomtech. Le système *Stradx* développé à l'université de Cambridge [99] repose également sur ce type de repérage.

### **Inertie**

Les accéléromètres et gyroscopes permettent également de repérer la position et l'orientation de la sonde. Les accéléromètres fournissent l'amplitude des déplacements et les gyroscopes les variations d'angles. Dans [128], on utilise ainsi des gyroscopes pour localiser une sonde transvaginale.

Ces systèmes ont l'avantage d'être peu sensibles aux perturbations de l'environnement. De plus, leur petite taille, permet de les fixer aisément sur la sonde.

Leur précision est cependant insuffisante et surtout, ils fournissent les variations entre deux positions et non les positions absolues. Ils sont donc fortement soumis aux risques d'accumulation d'erreurs ce qui ne les rend pas très fiables pour un repérage absolu.

### **Pas de repérage**

Enfin, certains systèmes effectuent des balayages sans aucun repérage. Le balayage effectué par l'utilisateur est supposé être un simple mouvement de translation à une vitesse constante donnée. Le mouvement de la sonde doit donc être réalisé avec beaucoup de soin. Comme il n'est pas possible de réaliser manuellement un mouvement parfait, les données tridimensionnelles présentent inévitablement des distorsions plus ou moins importantes. Les mesures de distance ou de volume sont alors peu fiables. La seule utilité est donc de pouvoir fournir une image tridimensionnelle s'approchant de la réalité pour mieux comprendre des structures 3D complexes.

On peut certes espérer recalibrer les images en analysant les corrélations entre images successives pour compenser les écarts du mouvement par rapport à un mouvement linéaire supposé [138]. Il faut cependant disposer de points suffisamment fiables pour le recalage. Les images en mode « power doppler » se prêtent donc plus facilement à cette technique que les images en échelle de gris.

Pour les images en mode B, Siemens a mis au point le système Siescape qui permet de recalcr les images échographiques successives dans le cas où le mouvement reste limité à un plan donné [144]. Cela permet d'obtenir des images avec un champ de vision beaucoup plus large. Sur leur dernier modèle, Siemens a adapté ce système de recalage pour la troisième dimension. Cependant les mesures de longueurs ou de diamètres en 2D étant peu fiables [71], les mesures de volumes ne sont probablement pas très précises en 3D. Les constructeurs GE et ATL ont également opté pour des reconstructions tridimensionnelles sans repérage.

Le balayage manuel est la solution la plus simple à mettre en œuvre. D'une part, il ne change pas la pratique de l'opérateur. Le balayage est très simple à réaliser en quelques secondes. D'autre part, cette solution peut s'adapter sur des appareils échographiques classiques. Il suffit d'utiliser un des systèmes de repérage que l'on fixe sur la sonde et de récupérer les images échographiques en même que les positions. Lorsque l'échographe le permet les données ultrasonores sont récupérées mais le plus souvent une carte de numérisation permet d'obtenir les données à partir de la sortie vidéo. Le coût de la transformation de l'appareil 2D en 3D se réduit alors principalement au coût du système de repérage.

Le tableau 1.1 résume les caractéristiques des principaux systèmes utilisés pour repérer la position de la sonde. Le repérage optique semble être la solution préférable. Elle n'est cependant que très peu utilisée surtout en raison du coût des appareils et de l'encombrement des caméras. Actuellement, beaucoup de systèmes d'échographie 3D utilisent le repérage électromagnétique qui allie des dimensions très réduites pour une précision et un coût acceptables.

TAB. 1.1 – Comparaison des différents systèmes de repérage

Système	Latence	Vitesse de mise à jour	Sensibilité aux interférences	Précision	Espace de travail	Encombrement
Bras mécanique	++	++	++	++	--	-
Acoustique	-	-	--	+	+	-
Optique	++	++	++	++	++	-
Electromagnétique	+	+	--	+	++	++

### 1.3.2 Balayage mécanique

Avec un mouvement automatisé, l'acquisition des données tridimensionnelles est simplifiée pour l'utilisateur. Les systèmes automatiques possèdent une sonde spéciale qui contient le mécanisme effectuant le déplacement des transducteurs. Pour recueillir les données, l'opérateur maintient simplement la sonde fixe durant les quelques secondes que dure l'acquisition des images. C'est la solution adoptée par les constructeurs Kretz ou Aloka.

Comme pour les images 2D, la sonde doit rester en contact avec la peau. Mais pour le 3D, les mouvements se font sur une surface plus importante. Le contact est donc plus difficile à maintenir. On rencontre alors trois types de mouvements : linéaire, éventail et rotation.

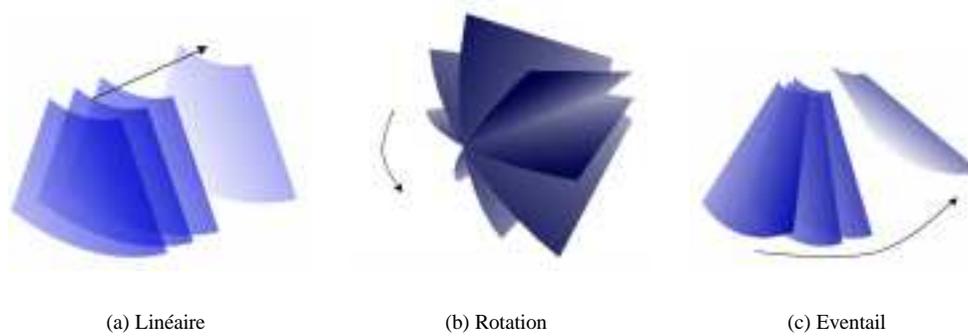


FIG. 1.4 – Les différents types de balayage automatique

**Balayage linéaire :** Les plans de coupe sont ici parallèles, régulièrement espacés fig. 1.4(a).

La surface de contact est importante et limite l'amplitude du mouvement. Dans [98], la sonde se déplace dans un milieu aqueux contenu dans un sac. La distance maximale est cependant réduite (3 à 4 cm) et le sac doit être suffisamment étanche pour éviter l'apparition de bulles qui dégraderaient les images.

Ce type balayage est surtout utilisé pour les sondes trans-œsophagiennes et intravasculaire. Dans ce cas, il n'y a pas en effet de problème de surface de contact à assurer. Les transducteurs sont placés au bout d'un tuyau que l'on insère dans l'œsophage ou dans un vaisseau. L'image acquise est orthogonale au tube et la translation est réalisée en tirant le tube. La portion de vaisseau ou d'œsophage, le long de laquelle les transducteurs se déplacent, est supposée rectiligne. Toutefois, ce n'est pas toujours le cas, et la courbure des vaisseaux peut alors entraîner des erreurs de reconstruction [35].

**Balayage en éventail :** Comme pour les sondes courbes, pour réduire la surface de contact, on peut faire un balayage en éventail fig. 1.4(c). Kretz (Medison) est le principal fabricant de système échographique 3D, et utilise ce procédé depuis plusieurs années déjà.

La fenêtre acoustique reste toutefois de taille importante et limite l'usage de ce type de sonde. Elles ne sont ainsi pas du tout adaptées à la visualisation du cœur qui est difficile à atteindre à cause des côtes et des poumons.

**Balayage en rotation :** Les systèmes de balayage en rotation fig. 1.4(b) permettent de minimiser la surface de contact tout en conservant un volume d'exploration convenable. Ils sont utilisés pour les sondes transvaginales mais surtout pour l'échocardiographie [8, 26, 73, 124].

Les balayages automatiques n'ont pas les mêmes contraintes que les systèmes de suivi du mouvement de la sonde. Lorsque l'utilisateur manipule la sonde, il faut lui laisser un maximum de degrés de liberté, ce qui est réalisé au détriment de la précision. Un mouvement automatique ne possède généralement qu'un seul degré de liberté. En réduisant les degrés, le système automatique peut réaliser des déplacements avec une bien meilleure précision.

La précision des données tridimensionnelles est également améliorée par la qualité de l'échantillonnage. Un mouvement manuel n'a pas la même régularité qu'un mouvement automatique. Lorsque les espacements entre deux images consécutives varient de

manière importante, la reconstruction n'a pas la même précision dans toutes les régions des données reconstruites. Avec un balayage automatique, le mouvement est entièrement maîtrisé et les plans de coupe sont régulièrement espacés. L'échantillonnage est donc mieux réparti, ce qui se traduit par des données 3D de meilleure qualité. Seuls les mouvements de rotations réalisent un échantillonnage très variable. Il est très fin dans les zones proches de l'axe de la sonde et devient de moins en moins précis au fur et à mesure que l'on s'en éloigne.

Par rapport au balayage manuel, le mécanisme de mouvement est cependant plus complexe à gérer. Il n'offre pas non plus autant de liberté dans la maîtrise du balayage. En comptant le coût de la sonde spéciale qui contient le mécanisme, le prix de revient d'un appareil est nettement plus important que pour le balayage manuel. Si la manipulation est plus simple et la qualité des données légèrement supérieure, la différence de prix n'est pas entièrement justifiée.

### 1.3.3 Tableaux de transducteurs

Pour s'affranchir des problèmes de mécanique, il semble naturel d'utiliser des tableaux de transducteurs, tout comme on utilise des barrettes de transducteurs pour obtenir les images de plans de coupe. Malheureusement, cette solution pose encore certains problèmes techniques.

Tout d'abord, pour obtenir une résolution suffisante, il faut un grand nombre de transducteurs. Un tableau  $64 \times 64$  en comprend ainsi 4096 alors qu'une sonde classique n'en possède souvent que 128. Cela implique une connectique plus encombrante et une électronique beaucoup plus élaborée. Il est alors possible de ne pas utiliser tous les transducteurs du tableau mais seulement certains suivant des schémas plus ou moins élaborés. Avec des positionnements astucieux, on peut ainsi espérer obtenir des performances similaires à celles d'un tableau de transducteurs complet, avec un nombre réduit de transducteurs. Dans [94], seulement 436 éléments sont utilisés sur les 1600 disponibles.

Outre le problème de connectique, les interactions entre les transducteurs voisins ne sont pas simples à gérer. Les problèmes liés aux tableaux de transducteurs sont actuellement le sujet de recherches actives. Mais les systèmes existant sont surtout du domaine de la recherche et sont trop onéreux pour le marché actuel. En outre, on peut utiliser les tableaux de transducteurs pour réaliser un balayage séquentiel mais la durée de l'acquisition de données tridimensionnelle reste alors limitée par la vitesse de propagation du son. L'acquisition est donc alors de quelques secondes comme pour les balayages manuels ou mécaniques. L'intérêt des tableaux est plutôt de fournir des données tridimensionnelles en temps réel. Il est alors nécessaire d'utiliser des techniques de traitement parallèle des informations [94, 130, 139].

### 1.3.4 Autres

Certains systèmes permettent l'affichage de données tridimensionnelles en temps réel. Pour ce faire, une lentille divergente augmente l'épaisseur de l'onde ultrasonore dans la direction perpendiculaire au plan de la sonde. Les données reçues correspondent donc à l'analyse d'une tranche épaisse par les impulsions ultrasonores (fig. 1.5).

Ce résultat est bien sûr obtenu au détriment de la résolution. De plus, l'épaisseur du faisceau reste limitée et ne permet pas l'exploration d'un volume important. En outre, la moyenne ainsi réalisée ne fournira des images compréhensibles que dans des cas très favorables. Ainsi dans [34], préconise-t-on l'utilisation d'un tel système uniquement



FIG. 1.5 – *Forme de la tranche ultrasonore en fonction de la profondeur. Sonde usuelle à gauche et avec une lentille défocalisante à droite.*

pour des objets entourés de liquide. Enfin ces systèmes ne fournissent pas d'informations tridimensionnelles. Il sera ainsi impossible d'effectuer des mesures de volume sur les données. Il ne sont donc quasiment pas utilisés.

Les balayages manuels et automatiques sont aujourd'hui les solutions les plus utilisées pour recueillir les données tridimensionnelles. Mais les tableaux de transducteurs présentent assurément l'option la plus séduisante. C'est en particulier le seul système permettant d'obtenir des données tridimensionnelles en temps réel. Leur technique n'est cependant pas encore totalement maîtrisée.

## 1.4 Applications médicales

Il existe donc plusieurs solutions techniques pour obtenir des données ultrasonores tridimensionnelles. Mais l'échographie bidimensionnelle tient aujourd'hui une place importante dans l'imagerie médicale ; et l'apport de la troisième dimension dans le diagnostic doit être évalué, afin d'en déterminer l'utilité réelle, le gain par rapport aux images de coupe.

De nombreuses expériences ont été menées depuis quelques années et la littérature est plus qu'abondante sur ce thème. Les deux principales applications sont l'obstétrique et la cardiologie qui fournissent des images bien adaptées à l'exploitation 3D. Mais beaucoup d'autres domaines peuvent aussi tirer avantage de cette nouvelle technologie. On trouvera dans [39] et [107] une revue des diverses applications médicales de l'échographie 3D.

### 1.4.1 Obstétrique

L'obstétrique est le domaine qui présente les conditions les plus favorables pour l'échographie 3D. Pour représenter le volume de données sur un écran bidimensionnel, il est nécessaire d'interpréter les données pour afficher seulement les informations utiles. La qualité des données peut alors faciliter le traitement automatique. C'est le cas de l'obstétrique où le liquide amniotique entoure le fœtus. Les interfaces entre la peau du fœtus et le liquide sont donc nettement mises en évidence sur les images, ce qui permet d'exploiter les données 3D de manière automatique.

D'un point de vue pratique, la manipulation de la sonde ne présente pas beaucoup de contraintes non plus. Il n'y a ni os (à part ceux du fœtus), ni air qui risqueraient de dégrader les images. La surface de la fenêtre acoustique peut donc être importante et les conditions sont idéales pour l'utilisation de sondes automatiques [3, 76, 84], . . . ou de systèmes à balayage manuel [4, 89, 110] . . . . On trouvera des revues de l'utilisation de l'échographie 3D en obstétrique dans [113, 132].

L'échographie 3D peut aider ici le médecin à diagnostiquer très tôt d'éventuelles malformations. Les études portent aussi bien sur le squelette, que le visage, le cœur ou les membres.

**Squelette :** les os renvoient quasiment toute l'énergie de l'onde incidente, ce qui génère des échos très intenses sur l'image. La projection en maximum d'intensité des données volumiques permet alors de voir très simplement les structures osseuses.

La colonne vertébrale et les côtes forment une structure assez complexe qu'il est parfois difficile d'appréhender avec de simples plans de coupe. La visualisation

des structures osseuses étant généralement aisée, l'échographie 3D peut aider à mettre en évidence certaines malformations ou anomalies notamment du tube neural [16, 67, 86, 89, 109].

**Visage :** la visualisation 3D du visage est probablement l'aspect le plus spectaculaire. Dans les situations les plus favorables, il est ainsi possible d'obtenir des vues du visage très réalistes.

D'un point de vue médical, la face peut révéler certaines anomalies chromosomiques [36, 76, 147] comme la trisomie. Alors qu'il est parfois difficile de mettre en évidence sur des images 2D certaines malformations (la fente labiale, etc.), elles apparaissent immédiatement sur les images 3D [85, 86]. On peut aussi étudier en détails certaines parties comme les lèvres [104], le front [129] ou les oreilles [127]. Il devient également plus facile d'évaluer le degré d'ossification en parcourant les coupes ou en visualisant les sutures et fontanelles [103].

Pour être dans les conditions optimales, il faut que le fœtus ait au moins 18 à 20 semaines afin que la face soit bien formée. Mais au delà de 30 à 35 semaines, il n'y a souvent plus suffisamment de liquide amniotique pour obtenir facilement des vues 3D du visage.

**Cœur :** il est important de pouvoir détecter le plus tôt possible d'éventuelles malformations cardiaques. Les battements du cœur rendent toutefois l'acquisition difficile car le balayage dure plusieurs secondes. Il est alors nécessaire de synchroniser les acquisitions sur le rythme cardiaque du fœtus.

Des expériences ont été menées *in vitro* [145] et *in vivo* [22, 32, 91, 148]. La synchronisation est basée sur les images en mode B et TM [32]. Le mode TM permet de repérer à quel instant du cycle cardiaque l'image B a été acquise. Pour obtenir les meilleurs résultats, il est conseillé de pratiquer cet examen entre 22 et 27 semaines [148]. Mais l'échographie 3D reste difficile à mettre en œuvre pour cette application, qui est donc surtout expérimentale.

**Mesures :** diverses mesures de longueurs permettent d'évaluer la croissance du fœtus. Avec la troisième dimension des mesures plus précises mais également de nouvelles grandeurs peuvent être obtenues.

La circonférence de la cuisse ou de l'abdomen peut ainsi aider à estimer le poids du fœtus à la naissance [23, 78]. La circonférence [23, 37] est en effet plus facile à estimer sur les données 3D et les mesures sont plus reproductibles. Enfin, des mesures du volume pulmonaire [75, 97] ou du volume du foie [20, 21] ont été réalisées sans toutefois démontrer une réelle utilité.

**Autres :** D'autres risques de malformations peuvent être contrôlés au niveau des extrémités [53, 76], du cordon ombilical [51], des organes génitaux [52]. Dans [12], on réussit à visualiser le cerveau du fœtus. Enfin, l'examen de l'embryon [53, 87] permet de vérifier entre 7 et 10 semaines, la formation des membres et du rachis.

Même si l'obstétrique est un cas favorable, un certain nombre de conditions supplémentaires sont souvent nécessaires. Pour obtenir une vue claire du visage ou des membres, les contours doivent être aisément identifiables sur les images échographiques. Pour ce faire, l'onde ultrasonore doit traverser une zone de liquide amniotique juste avant de rencontrer la peau du fœtus.

Deux conditions sont donc nécessaires. La quantité de liquide amniotique doit tout d'abord être suffisante. Au delà de trente semaines d'aménorrhée, la visualisation peut donc être difficile. Il faut également que le fœtus soit dans une « bonne » position. Ainsi, s'il a le visage contre la paroi de la cavité utérine ou s'il ne fait pas face à la sonde, il sera difficile de déterminer précisément les contours de la face et on ne pourra

obtenir d'image 3D utile.

Au delà de 15 semaines, il devient difficile d'obtenir une image du fœtus en entier. On ne peut visualiser que certaines parties car le volume est trop grand pour la plupart des systèmes d'acquisition. Ainsi dans [36] conseille-t-on l'utilisation de l'échographie 3D pour un examen entre la 12<sup>e</sup> et la 14<sup>e</sup> semaine pour avoir d'une part suffisamment de liquide et d'autre part pour pouvoir acquérir les données de l'ensemble du fœtus.

Enfin, le fœtus peut bouger durant les quelques secondes que dure l'acquisition des données. Il n'est pas possible de corriger ces mouvements à moins de mettre en œuvre des systèmes de recalage très lourds. Actuellement la seule solution consiste à recommencer l'acquisition. Le problème est encore plus gênant pour l'échocardiographie fœtale. En effet, il est nécessaire d'avoir plusieurs balayages pour couvrir les différentes phases du cycle cardiaque. L'acquisition dure donc beaucoup plus longtemps ce qui augmente d'autant les risques de mouvements du fœtus.

### 1.4.2 Cardiologie [124]

La visualisation du cœur permet de mettre en évidence ou de suivre certaines malformations ou insuffisances. Deux outils sont particulièrement utiles : l'estimation du volume des ventricules aux différentes phases du cycle cardiaque et la visualisation tridimensionnelle de la dynamique du cœur.

Le diagnostic en cardiologie requiert des images avec une bonne résolution, pour la visualisation des valves par exemple. Mais la fréquence d'images doit être également élevée pour suivre les mouvements cardiaques.

L'échographie classique permet d'obtenir des images en temps réel. On peut ainsi aisément analyser la dynamique du cœur mais uniquement sur des plans de coupe. Il est alors difficile de suivre une structure tridimensionnelle qui bouge et de se faire une idée précise de l'ensemble. L'apport du 3D pour la visualisation comme pour la mesure de volume est donc ici évident. Mais deux problèmes se posent : la synchronisation de l'acquisition sur le rythme cardiaque et l'automatisation de l'exploitation des données.

#### Synchronisation

Pour acquérir les données échographiques 3D à partir de plans de coupes, le balayage dure plusieurs secondes. Il est nécessaire de synchroniser l'acquisition des données sur les mouvements cardiaques. L'hypothèse fondamentale est que les mouvements du cœur sont périodiques i.e. à un stade précis du cycle, le cœur aura la même position quel que soit le cycle.

L'ECG (électrocardiogramme) est un signal électrique qui reflète l'activité du cœur et permet donc de synchroniser l'acquisition. Il est divisé en trois segments (fig. 1.6) :

1. l'onde P pendant la contraction des oreillettes
2. le complexe QRS (80 à 100 ms) lors de la contraction ventriculaire qui expulse le sang des ventricules
3. l'onde T durant la phase de re-polarisation des ventricules

Le complexe QRS en particulier est aisément identifiable et permet de repérer de façon précise un instant donné du cycle.

Deux méthodes de synchronisation sont alors possible suivant que l'on cherche un volume de données à un instant donné du cycle ou que l'on veut visualiser la dynamique du cœur. Pour reconstruire des données du volume à un instant choisi du cycle, toutes les images sont acquises à cet instant repéré par l'ECG. L'acquisition dure donc

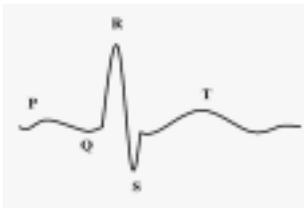


FIG. 1.6 – Forme de l'ECG

plusieurs cycles cardiaques à raison d'un plan de coupe par cycle. Le temps d'acquisition de l'ensemble des données devient donc nettement plus important (de l'ordre de plusieurs minutes).

La fenêtre acoustique pour la visualisation du cœur est limitée par les côtes, dont les réflexions engendrent des ombres acoustiques, et par les poumons qui contiennent de l'air. Les méthodes manuelles [64, 66, 79] permettent de choisir les plans de coupes adéquats. Cependant les exigences de la synchronisation rendent la manipulation fastidieuse. Les sondes automatiques sont alors plus adaptées. Les sondes rotatives [8, 15, 26, 124] sont justement prévues pour la petite taille de la fenêtre acoustique pour les acquisitions transthoraciques. Les sondes trans-œsophagiennes permettent également d'obtenir des volumes avec des balayages automatiques et fournissent généralement des images de meilleure qualité [10, 72, 73, 126].

En enregistrant les images en continu, il est possible d'obtenir des images 4D i.e. des images tridimensionnelles dynamiques. Pour cela, on enregistre les images suivant un plan donné durant un cycle complet. La sonde est fixe et l'on peut enregistrer plusieurs dizaines d'images. Puis on déplace la sonde et on enregistre les images d'un nouveau cycle et ainsi de suite.

Pendant chaque cycle  $C_j$ , on enregistre donc  $N$  images  $I_1^j, \dots, I_N^j$  qui correspondent aux mouvements dans un plan de coupe donné durant un cycle cardiaque (fig. 1.7). On enregistre  $N_c$  cycles  $C_1, \dots, C_{N_c}$ , avec pour chaque cycle une position différente. Pour chaque  $i \leq N$ , on reconstruit le volume  $V_i$  avec les images  $I_i^1, \dots, I_i^{N_c}$ . On obtient donc ainsi  $N$  volumes qui correspondent chacun à un instant du cycle cardiaque. Et l'on peut visualiser le cœur en 3D et en mouvement.

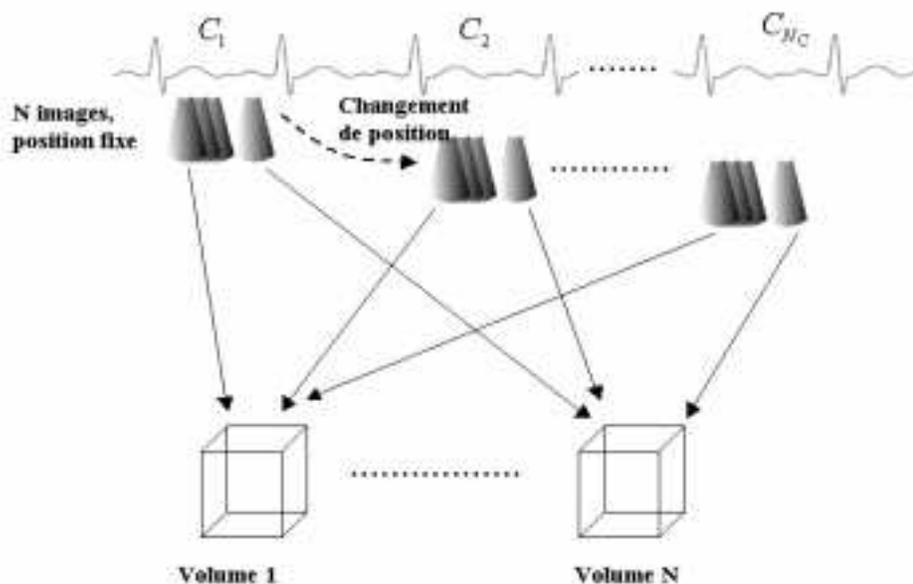


FIG. 1.7 – En se synchronisant sur l'ECG, il est possible d'obtenir des données tridimensionnelles dynamiques

En fait, en se synchronisant sur l'ECG, la durée du balayage augmente et il faut éga-

lement se synchroniser sur la respiration pour minimiser les erreurs de mouvements. L'idéal est d'utiliser des tableaux de transducteurs qui permettent de recueillir l'information 3D en temps réel. Mais peu d'expériences ont pour l'instant été menées [94].

### Automatisation

L'échographie 3D permet donc d'obtenir avec précision des mesures du volume des ventricules, de la fraction d'éjection ou encore de l'épaisseur des parois. Pour fournir ces mesures, il est cependant nécessaire de définir précisément les contours des ventricules. En général, ces contours sont tracés à la main, ce qui est assez fastidieux. Pour alléger cette tâche, on ne calcule le volume qu'à certains instants du cycle. On peut aussi réduire le nombre de contours à dessiner en utilisant moins de plans de coupe mais avec des calculs d'interpolation de données manquantes plus élaborés [26, 118]. Le but est tout de même de pouvoir fournir de façon automatique la valeur du volume, ce qui est faisable sous certaines conditions [7, 27].

Mais on peut aussi visualiser les structures internes du cœur pendant un cycle. En analysant les mouvements, il est ainsi plus facile de comprendre les éventuelles anomalies mais aussi de mieux apprécier les relations spatiales en vue d'une intervention chirurgicale.

### 1.4.3 Autres applications

L'imagerie ultrasonore n'est pas seulement utilisée pour la cardiologie ou l'obstétrique. L'échographie 3D a ainsi été testée pour de nombreuses applications. De manière non exhaustive, on peut citer :

**Utérus :** à l'aide de sondes transvaginales [38], on peut visualiser l'utérus pour détecter d'éventuels fibroïdes, polypes [6, 69, 142] ou anomalies [106, 146]. Les mesures de l'endomètre sont également plus précises [47, 78]. Enfin, l'échographie 3D permet de contrôler la position de stérilets [77, 87].

**Réseau vasculaire :** l'utilisation de sondes intravasculaire permet d'obtenir une bonne visualisation du vaisseau et donne lieu à une riche littérature [14, 83, 101, 108, 134, 140].

Pour les vaisseaux accessibles comme la veine fémorale [54, 59] ou la carotide [98], les sondes externes permettent d'obtenir les données tridimensionnelles notamment avec le signal Doppler [59, 105].

Il est alors possible d'évaluer les sténoses [54, 59], de vérifier le placement des stents [100, 102, 108] ou de mesurer le volume des plaques d'athéromes [88]. Les données tridimensionnelles permettent également de faire des endoscopies virtuelles.

**Cerveau :** grâce au signal Doppler, on peut visualiser le système vasculaire cérébral [30, 31] et notamment les cercles de Willis [81].

Compte tenu de la rapidité d'acquisition des données, l'échographie 3D permet également de recalibrer, pendant une opération, les données avec des données acquises par IRM ou scanner X avant l'opération [63].

**Volume :** les données tridimensionnelles fournissent naturellement des mesures de volume plus précises. Les validations *in vitro* [60, 111] et *in vivo* ont montré un gain en précision comparé aux mesures habituelles en 2D.

Le suivi du volume de la prostate permet de contrôler l'effet d'une drogue thérapeutique [33, 41, 133]. La mesure du volume permet aussi de suivre l'évolution

d'une greffe de rein [44, 107]. Les volumes de la vésicule biliaire [40, 96], de l'estomac [43, 45], des follicules [74], de l'urètre [92], de la vessie [82, 112] peuvent également être déterminés.

**Tumeurs :** pour déterminer si une tumeur est maligne ou non, il est important d'avoir une idée de l'étendue de la tumeur, de son volume et de suivre son évolution. Mais il faut aussi pouvoir la localiser précisément lorsqu'une intervention chirurgicale est envisagée.

L'échographie 3D a ainsi été testée pour repérer ou quantifier les tumeurs du sein [13, 18, 123], des ovaires [19, 38, 141], de la prostate [25], de cancers rectaux [56, 58, 61, 135], de l'œsophage [57] ou de l'œil [28].

## 1.5 Bilan

Pour conclure ce tour d'horizon des techniques et applications, un premier bilan s'impose.

### 1.5.1 Gain par rapport au 2D

La section 1.4 ne reflète que partiellement les très nombreux travaux menés afin de démontrer les avantages des données tridimensionnelles pour l'échographie. Tous indiquent qu'en conservant les mêmes outils d'exploitation des informations (plans de coupe et mesure), l'opérateur gagne une plus grande souplesse d'utilisation et une meilleure précision. Mais posséder les données dans les trois dimensions permet également de présenter l'information recueillie sous d'autres formes.

#### Plans de coupe

L'enregistrement de la totalité de l'examen sous la forme d'un ou plusieurs volumes numériques apporte une souplesse d'utilisation appréciable. Lors d'un examen classique, la face avant de la sonde doit rester en contact avec la peau du patient. Les orientations possibles de la sonde sont donc limitées et certains plans ne peuvent être visualisés. Grâce au volume numérique, il est possible de recalculer n'importe quel plan de coupe, y compris ceux que la sonde ne peut obtenir (mode C par exemple). L'exploration se trouve ainsi facilitée.

Toutefois, pour interpréter un plan de coupe calculé à partir du volume numérique, il est essentiel de connaître l'orientation des plans d'acquisition. Par exemple, un os génère d'intenses réflexions. Sur l'image bidimensionnelle, l'opérateur est habitué à interpréter le parcours de l'onde ultrasonore. L'ombre acoustique derrière l'os est alors aisément identifiée. Sur un plan recalculé, la zone correspondant à l'ombre peut être visible sans que l'os, qui l'a induite, le soit. Seule l'interprétation en tenant compte des directions de propagation de l'onde permet de différencier une zone d'ombre d'une zone anéchogène. Aussi est-il important de retrouver aisément sur les données tridimensionnelles, l'orientation de la sonde pendant l'acquisition.

La possibilité de sauvegarder dans un volume un examen complet, facilite le suivi de patients. Lorsqu'un patient subit deux examens à plusieurs jours ou semaines d'intervalle, il peut arriver qu'une tumeur, un nodule ou toute autre structure soit détectée seulement lors du second examen. Avec un appareil classique, l'opérateur conserve uniquement les clichés qu'il a enregistrés. S'il n'a pas vu la structure au premier examen,

il n'a donc aucun moyen de savoir si elle était déjà présente ou non. En enregistrant un volume numérique lors de chaque examen, il lui est possible d'explorer le volume pour déterminer si la structure était présente.

## Mesures

L'une des sources d'erreur des mesures vient de la difficulté de positionner les plans de coupe. Les plans recalculés offrent une plan grande liberté ce qui permet de trouver plus aisément et plus sûrement les plans contenant les points de références pour effectuer les mesures.

De plus, la plupart des systèmes d'échographie 3D affichent simultanément trois plans de coupe perpendiculaires. En intégrant les trois images, l'utilisateur peut en déduire plus facilement les informations tridimensionnelles. Le positionnement d'un plan de coupe est alors réalisé avec une plus grande précision. Sur les données numériques tridimensionnelles, les mesures sont donc au moins aussi précises mais surtout beaucoup plus standardisées et reproductibles.

En outre, les appareils 3D permettent tout naturellement d'obtenir des mesures de volume plus précises. En 2D, le volume est estimé à partir de deux ou trois diamètres mesurés sur les images. Les formules mathématiques utilisées sont alors basées sur l'hypothèse de structures plus ou moins ellipsoïdales. De plus, il n'est pas toujours simple de positionner la sonde pour mesurer précisément les diamètres. Avec la troisième dimension, les mesures de volume précises sont possibles. Mais les contours de l'objet étudié sont souvent trop imprécis pour être déterminés automatiquement. L'utilisateur doit alors dessiner à la main les contours dans un certain nombre de plans de coupe. Le gain en précision a donc pour contrepartie une augmentation de la tâche de l'utilisateur.

## Images tridimensionnelles

L'échographie 3D permet donc d'améliorer la visualisation par plans de coupe ainsi que les mesures. Il devient par ailleurs possible de présenter les données échographiques sous de nouvelles formes.

Les images tridimensionnelles permettent, grâce aux effets d'éclairage, de saisir très rapidement les formes ainsi que les positions relatives des différents objets représentés. Elles peuvent donc aider à visualiser des structures tridimensionnelles complexes. Pour un opérateur expérimenté, cet outil n'est pas nécessaire mais peut le conforter pour certains diagnostics. Les images 3D peuvent par contre l'aider à communiquer les informations qu'il a intégrées.

Lors d'un examen classique, l'opérateur utilise à la fois les images et les positions de la sonde pour reconstruire mentalement une représentation tridimensionnelle de la scène. Il ne peut cependant transmettre que des copies d'écran pour en rendre compte. Or tout le monde n'est pas habitué à lire des images tomographiques. De plus, comme la position de la sonde n'est pas connue, il est difficile de se faire une idée précise à partir des seules copies d'écran. Les images tridimensionnelles mettent clairement en valeur les différentes structures et sont un support idéal pour expliquer le diagnostic au patient (en obstétrique par exemple), ou transmettre des informations au chirurgien.

## Techniques de réalité virtuelle

Pour les balayages manuels, la position de la sonde échographique est connue à tout instant. Les techniques utilisées en réalité virtuelle peuvent alors être adaptées à l'exploration médicale pour la simulation d'examen, la télémédecine [9] ou la chirurgie assistée.

Simuler un examen est intéressant pour la formation des opérateurs [54]. Un mannequin couplé à un système tridimensionnel permet de placer un étudiant dans des conditions d'examen réalistes. Il peut ainsi s'exercer autant que nécessaire sans abuser de la patience d'un sujet humain. Un tel système permet également de simuler certaines conditions moins fréquentes.

Enfin l'un des atouts de l'échographie est de fournir des images en temps réels. Ajouté au repérage de la sonde, des systèmes échographiques peuvent être utilisés pour guider le geste du chirurgien pendant l'opération [24, 131] ou pour la localisation de tumeurs [125, 137].

### 1.5.2 Comparaison avec les autres modalités

L'échographie n'est pas la seule modalité d'exploration. L'avenir de l'échographie 3D dépend donc non seulement du gain par rapport au 2D mais également de ses apports face aux autres modalités tridimensionnelles : imagerie nucléaire, IRM et tomodensitométrie.

Les imageries PET (Positron Emission Tomography) et SPECT (Single Photon Emission Tomography) sont avant tout fonctionnelles. Et leur résolution de plusieurs millimètres est nettement moins bonne que celle de l'échographie.

La tomodensitométrie fournit des images de résolution comparable (voire légèrement supérieure) à celle de l'échographie et ce, sans les limitations physiques des ultrasons. Longtemps limité par la durée d'acquisition, l'apparition des modèles spiralés et « multi-coupes » permet aujourd'hui d'atteindre des taux d'une dizaine de coupes par seconde. Seuls les mouvements cardiaques sont encore trop rapides pour être visualisés. L'irradiation des rayons X limite cependant son utilisation.

L'IRM est une technique non invasive qui offre une bonne résolution. Malheureusement la durée d'une acquisition et le coût important sont deux facteurs limitants.

Face à ces modalités, l'échographie 3D propose plusieurs avantages :

- le coût des appareils est nettement inférieur ;
- l'appareil est peu encombrant et l'examen simple à réaliser ;
- l'échographie peut atteindre des fréquences d'images élevées compatibles avec les mouvements cardiaques ;
- les flux sanguins peuvent être visualisés.

Les limites physiques des ondes ultrasonores (atténuation, speckle, etc.) peuvent toutefois rendre l'exploitation des données plus difficile. L'échographie ne peut alors être utilisée lorsque de l'air ou des os sont devant la structure étudiée ou lorsque celle-ci est située trop profondément.

### 1.5.3 Conclusion

L'échographie est une méthode d'exploration simple et rapide mais qui exige une certaine expérience de l'opérateur. L'échographie 3D laisse présager certains bouleversements.

sements dans l'utilisation de cette modalité. Pourtant il y a dix ans que les premiers appareils 3D ont été commercialisés ; et force est de constater que l'échographie 3D reste aujourd'hui surtout expérimentale, bien que la plupart des constructeurs proposent des modèles intégrant les traitements tridimensionnels.

Il faut tout d'abord reconnaître qu'il y a eu en dix ans une véritable révolution, non en échographie, mais dans les domaines de l'électronique et de l'informatique. Les traitements qui exigeaient alors plusieurs heures de calcul, sont aujourd'hui effectués quasi instantanément. La course à la puissance des ordinateurs n'est d'ailleurs pas terminée. Ces progrès techniques sont l'une des principales raisons du vif intérêt que suscite l'échographie 3D aujourd'hui : on peut enfin manipuler des volumes de données de manière interactive.

Techniquement, les moyens d'acquisition de données ultrasonores tridimensionnelles commencent à être bien maîtrisés, que ce soit par balayage manuel ou automatique. Les tableaux de transducteurs apparaissent également et permettent d'envisager l'échographie 3D temps-réel. On dispose donc aujourd'hui des moyens techniques pour l'acquisition et l'exploitation des données ultrasonores 3D. Pourtant l'abondance de la littérature sur ce sujet ne doit pas faire illusion : l'échographie 3D n'a pas encore trouvé sa place dans la routine clinique.

On pourrait penser que le prix élevé des appareils 3D est un obstacle sérieux à l'utilisation de cette technique. Mais, les systèmes basés sur des balayages manuels ne sont pas beaucoup plus chers que des échographes classiques. D'autre part, le prix n'est pas un obstacle s'il existe une application dans laquelle seule l'échographie 3D peut donner des résultats.

Le problème qui se pose actuellement n'est plus de recueillir les données mais de savoir comment les exploiter. Ce chapitre montre que l'échographie 3D peut apporter certains avantages indéniables avec les plans de coupe numériques ou les mesures de volume. Mais ces avantages ne sont pas décisifs. Les outils d'exploitation s'inspirent en effet soit de l'échographie classique (plans de coupe) soit des méthodes utilisées en IRM ou tomodensitométrie (images 3D). Dans le premier cas, le gain reste limité par rapport à un échographe classique. Quant au deuxième cas, les caractéristiques des données échographiques rendent les résultats aléatoires et n'autorisent donc pas l'utilisation en routine.

Sous l'impulsion des progrès technologiques, l'échographie et les autres modalités d'imagerie médicale sont en évolution très rapide. Il est donc difficile d'envisager aujourd'hui l'avenir de l'échographie 3D.

Si les techniques d'exploitation restent les mêmes, la baisse des coûts peut éventuellement amener le prix des systèmes 3D au niveau des appareils échographiques classiques. Le 3D pourra alors être sur la plupart des appareils, ce qui apportera un plus grand confort d'utilisation (plans de coupe numériques, sauvegarde des examens, etc.).

Les images tridimensionnelles spectaculaires montrent cependant qu'il y a un réel potentiel dans cette nouvelle technique. Il peut se révéler grâce à l'amélioration des traitements sur les données ultrasonores (imagerie harmonique, hautes fréquences, etc.). Mais pour exploiter le potentiel de cette technique, il faut peut-être changer de point de vue. L'utilisation actuelle de l'échographie est basée sur l'image du plan de coupe. L'échographie 3D ne doit pas être considérée comme une simple amélioration de l'échographie 2D mais comme une autre modalité d'imagerie avec un contexte et des objec-

tifs différents. Les principales applications actuelles me semblent être la mesure de volumes, l'aide au geste chirurgical (biopsie, localisation per-opératoire, etc.) et l'échange d'informations. C'est ce dernier point que nous développerons davantage dans la troisième partie.

