

5 - Les différentes techniques échographiques

B. Richard

Université Paris V

1. INTRODUCTION

Dans ce chapitre, nous envisagerons un certain nombre de données qui sont communes à tous les modes échographiques. Il s'agit de principes fondamentaux et d'ordres de grandeur à bien connaître pour comprendre les données techniques qui seront exposées par la suite.

1.1. A PROPOS DE LA FRÉQUENCE ULTRASONORE

La fréquence ultrasonore est la fréquence de vibration de la céramique piézo électrique émettrice réceptrice ; celle-ci se dilate et se contracte

- sous l'effet d'un signal électrique appliqué de part et d'autre de la céramique (émission),
- sous l'effet d'une onde sonore incidente (réception).

A l'émission, cette succession de compressions et dilatations se transmet au milieu avoisinant et se propage (= onde ultrasonore). A la réception, l'onde ultrasonore incidente déforme la céramique aux bornes de laquelle on recueille alors une tension électrique qui est exploitée dans les circuits électroniques de l'appareillage.

En échographie, où l'on travaille de façon discontinue en émettant des impulsions successives (figure 1), la fréquence ultrasonore est caractéristique de la sonde utilisée (céramique + montage "face arrière, face avant") ; sous l'effet de l'impulsion électrique, la sonde "résonne" à sa fréquence propre.

On verra dans d'autres parties du cours que l'onde émise n'étant pas continue et étant même la plus brève possible, sa fréquence n'est pas définie de façon précise mais que l'énergie ultrasonore est répartie sur toute une gamme de fréquences (= spectre) de part et d'autre de la fréquence propre de la sonde. Par exemple : une sonde de 3,5 MHz peut être utilisée en obstétrique, une sonde de 7,5 MHz peut être utilisée pour explorer les tissus superficiels.

Pourquoi est-il important de connaître la fréquence de fonctionnement d'une sonde ? Parce que celle-ci conditionne, d'une part, la résolution que l'on obtiendra sur l'image et, d'autre part, la "pénétration" du faisceau ultrasonore.

1.2. LA RÉOLUTION

On pourrait définir la résolution comme l'aptitude du système à présenter deux échos distincts pour deux cibles très rapprochées. La plus petite distance entre ces deux cibles (δ) pour laquelle on a encore deux échos distincts caractériserait alors la résolution de l'appareillage. Cette définition est volontairement imprécise mais donne une idée de ce qu'on entend par résolution. Cette plus petite distance est de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde ultrasonore λ . Or λ est inversement proportionnelle à la fréquence f .

$$\delta \cong \lambda \propto (1/f)$$

Donc pour que la résolution soit meilleure (δ plus petit), il faut que λ diminue c'est à dire que la fréquence augmente. Une sonde de fréquence plus élevée permet d'obtenir une meilleure résolution.

Pour approfondir un peu cette notion de résolution, il faut tout d'abord remarquer que dans une image ultrasonore (plan de coupe) on peut séparer du point de vue de la résolution ce qui se passe dans la direction de propagation du faisceau (résolution axiale) et dans la direction perpendiculaire (résolution latérale).

1.2.1. Résolution axiale

Pour reprendre notre définition initiale, on pourrait la définir comme la plus petite distance entre deux cibles situées sur l'axe de tir de la sonde que l'on peut séparer sur l'image. Le schéma suivant (figure 2) montre que cette résolution est liée à la durée de l'impulsion ultrasonore : une impulsion très courte permet de séparer

facilement les deux cibles représentées alors qu'une impulsion plus longue donne des échos eux-mêmes plus larges qui se confondent.

La durée de l'impulsion ultrasonore dépend de l'amortissement de la sonde : une sonde mal amortie oscille longtemps sous l'effet de l'impulsion électrique (figure 3a) alors qu'une sonde bien amortie voit ses vibrations diminuer très rapidement (figure 3b).

Un bon amortissement est obtenu par un choix judicieux des milieux placés à l'arrière et sur la face avant de la céramique piézoélectrique dans la sonde (cf chapitre II). Bien entendu, outre l'amortissement, la longueur d'onde intervient dans la résolution axiale.

En pratique, la résolution axiale en échographie est très bonne et on obtient couramment des résolutions de l'ordre de 1 mm pour une fréquence de 3,5 MHz.

1.2.2. Résolution latérale

La résolution latérale caractérise le pouvoir séparateur dans la direction perpendiculaire à la propagation du faisceau, c'est à dire entre deux cibles situées à la même distance de la sonde mais de part et d'autre de l'axe (figure 4). Cette résolution est liée à la "largeur" du faisceau ultrasonore.

Pour rendre le faisceau plus fin, il faut le focaliser. Par conséquent, la résolution latérale dépend de la focalisation du faisceau ultrasonore.

Pour focaliser, on peut utiliser une céramique en forme de coupelle sphérique ou placer devant la céramique une "lentille acoustique". On verra ultérieurement qu'il est également possible de focaliser par des procédés purement électroniques. Lorsque la focalisation est bien adaptée, la largeur du faisceau δ est donnée par :

$$\delta \approx \lambda (F/D)$$

où D est le diamètre de la pastille et F la distance focale.

On retrouve donc ici la longueur d'onde. On voit que pour une distance focale $F = 60$ mm et une sonde de diamètre $D = 15$ mm fonctionnant à 3,5 MHz ($\lambda = 0,45$ mm), on obtient au mieux une résolution de l'ordre de 2 mm.

Dans un échographe, la résolution latérale est en général moins bonne que la résolution axiale.

1.2.3. Le problème de la profondeur de champ.

On voit d'après la formule ci-dessus que, si on veut un faisceau plus fin (δ plus petit), il suffit d'utiliser une sonde focalisante de plus grand diamètre D. Mais malheureusement dans ce cas, la zone où le faisceau reste fin, est beaucoup moins étendue comme le montre la figure 5.

La "profondeur de champ" L varie en effet comme $\lambda (F/d)^2$. Or en échographie, on s'intéresse à des cibles situées à n'importe quelle distance de la sonde (de 0 à 20 cm) et le faisceau doit rester suffisamment étroit sur la plus grande profondeur possible. On est donc amené à trouver un compromis dans lequel le faisceau est focalisé (pour avoir une bonne résolution latérale) mais pas trop (pour garder une bonne profondeur de champ). Nous verrons ultérieurement que des procédés électroniques permettent d'avoir simultanément une bonne focalisation et une grande profondeur de champ.

1.3. LA "PÉNÉTRATION".

Ce terme est placé entre guillemets car s'il a une signification précise pour l'utilisateur, qui est la profondeur jusqu'à laquelle on arrive à obtenir des échos à l'intérieur du corps, il en a moins du point de vue physique : le faisceau ultrasonore est atténué en profondeur suivant une loi sensiblement exponentielle et il

"pénètre" donc jusqu'à n'importe quelle profondeur. Au delà d'une certaine profondeur, il est simplement devenu tellement faible que les échos ne peuvent plus être détectés.

Nous avons dit précédemment que la fréquence ultrasonore conditionne la pénétration. En effet, le coefficient de décroissance de la loi exponentielle ci-dessous est proportionnel à la fréquence :

$$I = I_0 \exp[-(\beta f)x]$$

L'atténuation augmente donc très vite avec la fréquence. Un ordre de grandeur à connaître et facile à se rappeler est la valeur de β qui est de l'ordre de 1 dB/cm MHz.

Pour illustrer ces données, comparons les réponses d'une cible située à proximité de la sonde et de la même cible située à 10 cm de profondeur ($f = 3$ MHz). La variation sera de :

1 dB/cm MHz	x	3 MHz	x	20 cm	=	60 dB
coeff d'att.	x	fréq.	x	distance - aller et retour	=	Atténuation

C'est à dire que l'amplitude de l'écho sera réduite d'un facteur 1000.

Si la fréquence n'est plus de 3 mais de 6 MHz, l'atténuation sera de 120 dB, c'est à dire que l'amplitude est 1 000 000 de fois plus faible. Cela explique que les hautes fréquences ne soient utilisées que pour des organes superficiels.

Du fait que l'atténuation augmente avec la fréquence, on est conduit en échographie à un nouveau compromis entre une fréquence élevée (qui est souhaitable pour avoir une bonne résolution) et une fréquence pas trop élevée (pour avoir une bonne "pénétration").

C'est pour cette raison qu'on utilise des ondes situées dans une gamme de fréquence assez restreinte, de 2 à 10 MHz, pour les applications médicales : en fonction de l'organe examiné, on utilise la fréquence maximum que permet l'atténuation dans les tissus.

1.4. FRÉQUENCE DE RÉCURRENCE

Il ne faut pas confondre la fréquence ultrasonore que nous avons définie ci-dessus avec la fréquence de récurrence qui est la fréquence de répétition des impulsions (ou encore PRF - Pulse Repetition Frequency).

Après l'émission d'une impulsion (quelques oscillations à plusieurs MHz durant environ 1 μ s), la sonde est utilisée pour recevoir les échos. Lorsqu'il s'est écoulé un temps suffisant pour que les échos provenant des structures les plus profondes soient revenus, on peut réémettre une nouvelle impulsion et ainsi de suite.

Il est utile de connaître les ordres de grandeur suivants : la vitesse du son à l'intérieur du corps est considérée comme constante et égale à 1540 m/s. Si l'on veut explorer jusqu'à 20 cm de profondeur, il faut attendre que le son ait parcouru 20 cm (aller) + 20 cm (retour) = 40 cm soit environ 250 μ s après chaque tir d'émission.

Si on émet une nouvelle impulsion toutes les 250 μ s, la fréquence de récurrence des impulsions est donc de $1/(250 \cdot 10^{-6}) = 4000$ Hz = 4 kHz. Ceci a son importance si on s'intéresse à l'énergie ultrasonore délivrée aux tissus. En effet celle-ci n'est fournie que par les impulsions émises qui n'occupent qu'une très faible partie du temps total de l'examen (de l'ordre du millième). En conséquence si l'intensité au moment de l'émission est de 1 W/cm², l'énergie moyenne délivrée au cours de l'examen ne sera que de quelques mW/cm².

1.5. CONTROLE DE GAIN

Du fait de l'atténuation du faisceau ultrasonore à l'intérieur du corps, une même structure réfléchissante donnera un écho dont l'amplitude dépend de la profondeur à laquelle elle se trouve. Si cette même structure est à plusieurs centimètres de profondeur, l'écho est beaucoup plus faible. Or, pour une bonne compréhension des images, il est nécessaire de présenter de la même manière les échos provenant des mêmes structures, quelle que soit leur position en profondeur. Cela est réalisé par une amplification variable des échos, qui tient compte de la profondeur (contrôle de gain). Le but de cette amplification étant de compenser l'atténuation, le réglage des paramètres est à la disposition de l'opérateur car l'atténuation est variable suivant les sujets et même suivant les organes examinés.

Un bon réglage du gain est indispensable pour faire apparaître correctement les structures examinées sur l'écran. Il faut donc bien comprendre quelle est l'action de ces réglages (figure 6).

- le gain général : il agit de la même façon sur les échos de toutes les profondeurs. Il sert à "cadre" globalement l'amplitude des échos de façon à ne pas avoir un écran tout noir (tous les échos sont trop faibles) ou complètement saturé (tous les échos sont trop forts). Il s'exprime en dB.

- la pente (slope, gain distal, far gain), exprimée en dB/cm : il s'agit là de la compensation de l'atténuation en profondeur. Les échos s'atténuant exponentiellement, le gain augmente exponentiellement pour compenser. (En échelle logarithmique une exponentielle est représentée par une droite, caractérisée par sa pente). Plus l'absorption est importante, plus la pente nécessaire pour la compenser sera élevée. L'opérateur doit donc régler la valeur de cette pente en fonction de l'examen. Il apprécie la qualité du réglage sur la bonne homogénéité de l'amplitude des échos depuis la surface jusqu'en profondeur.

- le gain proche : il existe parfois un réglage agissant uniquement sur les échos les plus superficiels car ceux-ci sont souvent très forts (paroi, tissu sous cutané) et peuvent être saturés alors même que le reste de l'image est bien réglé. On peut en agissant sur le gain proche diminuer sélectivement ces échos. Une erreur fréquente consiste à supprimer totalement ces échos proches ce qui risque de masquer l'existence d'une anomalie dans cette région.

- Autres réglages : si tous les échographes possèdent un contrôle de gain, il y a une grande variété dans les types de réglage. Nous avons décrit ci-dessus les fonctions fondamentales que ces contrôles réalisent mais celles-ci ne sont pas toujours individualisées de cette manière.

Il faut citer en particulier le système de réglage par potentiomètres à curseurs (figure 7), chacun réglant le gain à une certaine profondeur qui permet de fabriquer n'importe quelle courbe de compensation. La courbe est matérialisée par la position des curseurs. Ce système est utilisé aujourd'hui de façon très générale par les constructeurs. Pour faciliter l'utilisation, une courbe de gain standard est incluse dans le programme de l'appareil. Lorsque tous les potentiomètres sont à leur position moyenne, la correction de gain qui est appliquée correspond à cette courbe standard. Comme l'atténuation varie en fait suivant les sujets, la correction de gain optimale n'est obtenue qu'en adaptant précisément la courbe, ce qui est obtenu en déplaçant les différents curseurs. La position des curseurs ne dessine plus vraiment la courbe de gain mais l'écart par rapport à la courbe standard qui est programmée dans la machine.

1.6. MESURES DE DISTANCE

L'échographie est bien connue pour fournir facilement des mesures précises. Sur quoi repose cette possibilité ?

Lorsque l'onde ultrasonore traverse un organe, l'écho d'entrée et l'écho de sortie seront séparés par le temps nécessaire aux ultrasons pour faire un aller et retour entre les deux parois (figure 8).

La mesure de cet intervalle de temps permet d'en déduire la distance d si on connaît la vitesse du son dans l'organe. Or, nous avons déjà mentionné qu'on admettait une vitesse du son c constante dans tous les "tissus mous", égale à 1540 m/s.

Dans ces conditions : $d = ct/2 = (c/2)t$. Le facteur $c/2$ étant connu et constant, les appareils en tiennent compte pour afficher directement les mesures de distance en mm par exemple.

2. ECHOGRAPHIE A

Ce mode de présentation (figure 9) est mentionné pour mémoire car s'il a été le premier utilisé, il est pratiquement abandonné à l'heure actuelle. Les échos sont ici présentés sur l'écran d'un oscilloscope. L'échelle verticale correspond à l'amplitude des échos et l'échelle horizontale au temps qui s'écoule à partir de l'émission, c'est à dire à un facteur près à la profondeur d'où reviennent les échos.

L'échographie A est un mode unidimensionnel puisqu'on n'explore à la fois qu'une seule ligne qui est la ligne de tir de la sonde ultrasonore.

Applications : - échoencéphalographie : pour mettre en évidence le déplacement éventuel de l'écho médian,
- ophtalmologie.

3. ECHOGRAPHIE EN MODE B "TEMPS REEL"

Il y a une vingtaine d'années, les images échographiques étaient acquises par un balayage manuel (déplacement d'une sonde unique à la main) et quelques secondes étaient nécessaires pour obtenir une seule image.

Aujourd'hui, le déplacement du faisceau est assuré de façon automatique, rapide, ce qui permet d'obtenir chaque image en une fraction de seconde.

Dans tous les cas, sur l'écran de visualisation (figure 10), la présentation des échos est faite en "mode B" (brillance) c'est à dire que les échos sont représentés à un emplacement correspondant à leur profondeur mais leur amplitude sert à moduler la brillance du point lumineux.

3.1. GÉNÉRALITÉS

3.1.1. Notion de temps réel :

Le "temps réel" suppose une simultanéité (à l'échelle de la rapidité de l'oeil et du cerveau) entre l'acquisition de l'information et sa restitution après traitement. En échographie, cela est réalisé si l'image est présente sur l'écran "dès que" (à une fraction de seconde près) la sonde est appliquée sur la peau du patient. Si l'image se forme en une fraction de seconde, le corollaire est qu'on est capable de former un grand nombre d'images par seconde et donc d'observer les organes en mouvement. C'est pourquoi le terme d'échographie en "temps réel" est synonyme "d'échographie dynamique".

3.1.2. Le principe et les contraintes

Les ordres de grandeur que nous avons vus montrent que le balayage manuel n'exploite pas au maximum les possibilités des ultrasons. En effet, pour explorer une ligne échographique jusqu'à 20 cm de profondeur, il faut environ 250 μ s (1/4000e de s.). Si on effectue un balayage manuel de 2 secondes pour faire une image de l'abdomen, on peut théoriquement enregistrer 8000 lignes différentes. Ce nombre est beaucoup trop grand et il y a un "gaspillage" de l'information car, compte tenu de la résolution, quelques centaines de lignes seraient largement suffisantes. Si l'on est capable de "balayer" le faisceau plus rapidement qu'à la main, on évite ce "gaspillage" d'information et on arrive alors à former

des images à une cadence suffisante pour avoir une impression de mouvement continu, c'est à dire une imagerie dynamique. Ces ordres de grandeurs imposés par la nature, en particulier la vitesse du son dans le corps, sont favorables mais on est contraint de rester dans des limites assez étroites.

Si on admet, ce qui est généralement le cas, que les lignes ultrasonores sont acquises les unes après les autres et que l'oeil (et le cerveau) exigent une cadence n d'une vingtaine d'images par seconde, on voit que pour explorer une profondeur p d'une vingtaine de centimètres on peut au maximum avoir un nombre de lignes ultrasonores N tel que :

$N.(2p/c) = 1/n$ soit, dans ce cas particulier environ 200 lignes. Cela est largement suffisant si on s'intéresse à une région limitée de l'organisme. La formule ci-dessus est tout à fait générale et elle montre qu'on ne peut augmenter l'un des termes sans en diminuer un autre : par exemple si on veut explorer plus de 20 cm de profondeur tout en gardant un nombre N de lignes à 200, la cadence d'image va nécessairement diminuer.

On voit de plus que les ordres de grandeur sont favorables à condition de ne pas "perdre de temps" entre chaque ligne explorée au cours du balayage. Des solutions variées ont été imaginées pour effectuer le balayage très rapide exigé par le temps réel.

On peut donc tenter de classer les appareils existants en fonction du type de balayage.

3.2. LES DIFFÉRENTS PROCÉDÉS DE BALAYAGE EN TEMPS RÉEL.

3.2.1. Le balayage mécanique

Le déplacement de la sonde à la main n'étant pas assez rapide pour former une image en $1/20$ e de seconde, une possibilité est de faire déplacer la sonde par un moteur. Dans ce cas, la sonde tourne ou oscille autour d'un axe et les lignes ultrasonores balayent un secteur angulaire dont le centre est l'axe de rotation de la sonde : il s'agit donc d'un balayage sectoriel mécanique.

Un mouvement de rotation uniforme est en principe plus facile à réaliser qu'un mouvement oscillant mais il a un inconvénient qui apparaît sur la figure 11.

Lorsque la sonde effectue un tour complet elle n'est "utile" (elle n'est orientée vers la peau) que pendant environ $1/3$ du temps total. Or nous venons de voir que pour avoir une cadence d'image suffisante, on ne peut se permettre de perdre du temps (dans le cas ci-dessus on réduirait d'un facteur 3 la cadence d'image). La solution consiste à disposer dans la même tête de sonde plusieurs transducteurs qui sont actifs les uns après les autres lorsqu'ils sont bien orientés vers la région à explorer. Si l'image sectorielle couvre un angle de 90° et que la sonde comporte 3 transducteurs, on ne "perd" qu'un quart du temps total, ce qui reste acceptable. Dans ces systèmes rotatifs, les sondes peuvent être de faible rayon, ce qui permet d'avoir une surface de contact avec la peau très petite, ou au contraire, avoir un rayon beaucoup plus grand, donnant une image sectorielle de format plus "trapézoïdal".

Un autre procédé de balayage sectoriel mécanique consiste à utiliser un transducteur fixe, ce qui facilite le problème des connexions électriques, et un miroir acoustique oscillant qui dévie le faisceau de façon à lui faire effectuer le balayage du secteur angulaire.

Dans tous ces appareils, une partie (le transducteur ou le miroir) est en mouvement très rapide et ne peut être au contact direct de la peau : la "tête" de la sonde comportant le(s) transducteur(s) est une enceinte hermétique remplie d'un liquide assurant la transmission des ultrasons jusqu'à la "fenêtre" qui, elle, est immobile et au contact de la peau.

3.2.2. Le balayage électronique linéaire

Au lieu d'utiliser un seul transducteur que l'on déplace par un procédé mécanique, on peut avoir toute une série de transducteurs juxtaposés, immobiles, qui sont "interrogés" les uns après les autres par une électronique adéquate pour fournir les lignes successives de l'image. De telles "barrettes" de transducteurs (figure 12), linéaires, fournissent des images formées de lignes parallèles et de format rectangulaire : il s'agit d'un balayage linéaire électronique.

a. Améliorer la résolution latérale

Il est vite apparu que si l'on voulait avoir un nombre suffisant de lignes sur l'image, il fallait augmenter le nombre de transducteurs de la barrette et donc diminuer la largeur de chaque transducteur. Or on sait que plus le transducteur est petit, plus le faisceau qu'il émet est divergent, conduisant à une très mauvaise résolution latérale.

Un premier progrès (figure 13) a été réalisé lorsqu'on a regroupé pour chaque tir plusieurs transducteurs voisins : on travaille ainsi avec une surface d'émission réception qui n'est pas trop petite et le faisceau ultrasonore ne diverge pas trop vite. On peut cependant faire une image avec un grand nombre de lignes en ne décalant ce groupe que d'un seul transducteur à la fois :

Exemple : 1ère ligne de l'image : transducteurs 1 à 4
 2ème ligne de l'image : transducteurs 2 à 5
 3ème ligne de l'image : transducteurs 3 à 6 etc...

Très rapidement un nouveau progrès est venu s'ajouter à celui-ci lorsqu'on a adjoint à ces barrettes de transducteurs une focalisation électronique du faisceau ultrasonore.

b. Le principe de la focalisation électronique

Nous allons dans un premier temps considérer ce qui se passe lors de la réception. Supposons que l'onde ultrasonore émise se soit réfléchi sur une cible (un point). Celle-ci renvoie une onde sphérique. Lorsque l'onde arrive à la sonde, on constate d'après le schéma (figure 14) que les différents transducteurs élémentaires sont atteints à des instants différents : les transducteurs situés sur l'axe sont atteints les premiers et ceux qui sont

situés latéralement avec un retard d'autant plus grand qu'on s'éloigne plus de l'axe. Chacun de ces transducteurs élémentaires transforme l'onde incidente en un signal électrique. Ces derniers sont donc également décalés dans le temps les uns par rapport aux autres.

La focalisation électronique consiste à corriger ces décalages temporels en faisant passer les signaux électriques dans des "lignes à retard" afin qu'ils ressortent tous synchrones de ces circuits ; la somme de tous les signaux ainsi corrigés a une très grande amplitude lorsque l'étude provient bien du point considéré. S'il s'agit d'une cible un peu décalée par rapport à ce point, l'onde sphérique incidente ne correspond plus aux lignes à retard qui étaient prévues et l'amplitude du signal après sommation décroît très vite. Cela reproduit donc bien l'effet d'une focalisation : signal très fort pour un point au foyer, décroissant très rapidement lorsque ce point s'éloigne du foyer.

Principe de la focalisation électronique à la réception (figure 14) :

1. L'onde sphérique provenant d'un point réfléchissant arrive au niveau de la barrette de transducteurs.
2. Le transducteur central est atteint en premier et transforme l'onde sonore en un signal électrique.
3. Les transducteurs voisins délivrent à leur tour des signaux électriques, décalés par rapport au précédent.
4. Ces signaux sont dirigés vers des "lignes à retard".
5. Les lignes à retard sont adaptées pour qu'à la sortie, tous les signaux soient devenus synchrones.
6. Tous ces signaux sont additionnés, donnant un signal de grande amplitude pour l'onde provenant du point considéré.

La focalisation électronique est également possible à l'émission : lorsque les impulsions émises par les transducteurs voisins sont correctement décalées les unes par rapport aux autres, l'onde résultante émise par cette surface plane peut être une onde sphérique convergente.

L'un des avantages de la focalisation électronique est que la distance focale peut être changée en modifiant simplement la valeur des retards électroniques. C'est ainsi que l'opérateur pourra choisir une focalisation proche, moyenne ou lointaine, et cela sur la même sonde, en fonction de la région qu'il explore.

c. la focalisation dynamique

Lors de la réception, les échos provenant des zones proches sont les premiers à atteindre la sonde alors que les échos lointains reviennent plus tardivement. On sait à chaque instant (en prenant l'émission comme origine) de quelle profondeur les échos reviennent. Si on est capable d'adapter à chaque instant la distance focale de la lentille électronique automatiquement à la profondeur correspondant aux échos qui arrivent sur la sonde, on réalise alors une "focalisation dynamique" sur toute la profondeur explorée (figure 15). Cette solution est extrêmement séduisante puisqu'elle permet de focaliser fortement le faisceau pour avoir une très bonne résolution sans craindre pour la profondeur de champ.

Cette adaptation automatique de la focale au cours d'un seul tir ultrasonore n'est possible qu'à la réception.

Une autre solution consiste à effectuer sur la même ligne d'exploration plusieurs tirs successifs (3 ou 4) en modifiant à chaque fois la distance focale et en ne gardant dans la mémoire d'image que les échos de la région où le faisceau est bien focalisé.

Cette technique est parfois appelée focalisation dynamique à l'émission et à la réception. Elle donne d'excellents résultats du point de vue de la résolution mais la cadence d'image est réduite puisqu'on met 3 à 4 fois plus de temps pour explorer chaque ligne.

d. Epaisseur du plan de coupe

Lorsqu'on utilise une sonde de géométrie circulaire la résolution latérale est la même dans le plan de l'image et dans le plan perpendiculaire : lorsqu'on focalise, on effectue aussi une coupe d'une tranche de tissu plus fine.

S'il s'agit d'une barrette linéaire de transducteurs, la résolution dans le plan de l'image dépend de la focalisation électronique mais il faut focaliser dans le plan perpendiculaire si l'on veut avoir une tranche d'exploration plus fine. C'est le rôle joué par la lentille acoustique en élastomère qui recouvre en général la face avant de ces sondes (figure 16).

3.2.3. Le balayage électronique sectoriel

- "phased array" : ce terme désigne un procédé de balayage sectoriel électronique à partir d'une petite barrette de transducteurs. A la différence du balayage linéaire où pour chaque tir, on n'utilisait qu'un petit groupe de transducteurs qui était décalé pas à pas lors du balayage, dans le cas du phased array tous les transducteurs sont utilisés pour chaque ligne de l'image et un système électronique permet d'orienter le faisceau ultrasonore suivant une direction oblique par rapport à l'axe (figure 17).

Ce système électronique est constitué lui aussi de "lignes à retard", leur rôle n'étant plus de compenser la courbure de l'onde mais son incidence oblique qui fait que les différents transducteurs de la barrette reçoivent l'onde ultrasonore avec un décalage temporel de l'un à l'autre.

En modifiant la loi de retard d'un tir à l'autre, on modifie l'angle de tir et on effectue le balayage d'un secteur angulaire par un procédé purement électronique, la sonde étant immobile.

En plus des lignes de retard destinées au balayage sectoriel, ces appareils comportent un dispositif de focalisation électronique tel que nous l'avons décrit auparavant, voire de focalisation dynamique. Tout ceci conduit à une électronique très complexe et les appareils de ce type restent encore à ce jour assez onéreux.

- sondes courbes : ce procédé plus récent permet d'obtenir de façon simple un balayage sectoriel électronique : un groupe de transducteur est décalé pas à pas le long d'un réseau (comme dans le cas du balayage linéaire) mais ce réseau est convexe (figure 18).

Ce schéma montre bien que l'on obtient ainsi naturellement un balayage sectoriel. On remarque cependant que la surface d'émission réception convexe donne naissance à une onde divergente. Ce système ne peut fonctionner que si on lui adjoint une focalisation électronique qui aura pour rôle de compenser cette divergence et même de faire converger le faisceau. Cela est représenté sur la figure 19.

Ce procédé est moins complexe que le "phased array". De plus, il permet de mieux explorer les zones superficielles puisque la surface de contact est plus importante. Enfin la focalisation électronique lui assure une résolution aussi bonne que les autres procédés que nous avons décrits ci-dessus.

- balayage trapézoïdal : En combinant le système "phased array" au balayage linéaire électronique, on obtient à partir d'une sonde droite une image de format trapézoïdal.

3.3. LES MÉMOIRES D'IMAGE

Les premières mémoires sur les anciens appareils à balayage manuel fonctionnaient en "tout ou rien" ou encore sans "échelle de gris" en ce sens qu'elles n'étaient capables de stocker que la présence ou l'absence d'un écho, tous les échos affichés ayant la même brillance. En pratique, tous les échos dépassant un certain seuil étaient présentés sur l'écran et ceux qui n'atteignaient pas ce seuil étaient éliminés. On obtenait une image présentant surtout les contours des organes.

Les régions de tissu "solide" et les zones liquides apparaissaient vides d'échos, sauf lorsqu'on augmentait beaucoup l'amplification ce qui permettait alors de les différencier.

Il est rapidement apparu qu'il était intéressant de présenter les échos non pas en "noir et blanc" mais avec différents niveaux de gris en fonction de leur amplitude.

De plus, une fonction importante assurée par les mémoires d'images mérite d'être détaillée : la conversion de balayage (scan - conversion).

Le but de cette fonction est de fournir en fin de compte une image sur un moniteur de télévision ordinaire : ces moniteurs bon marché, offrent une très bonne restitution des grisés et les systèmes au standard de la télévision disposent de nombreux accessoires (magnétoscopes, sorties sur film, sur papier). Or une image télévision est faite de lignes parallèles horizontales, d'une durée bien déterminée, l'ensemble de l'image comportant, en Europe, 625 lignes. Cela diffère totalement de la manière dont sont acquises les lignes ultrasonores qui ont une orientation quelconque dans le plan. Il est donc nécessaire de transformer le balayage du faisceau ultrasonore, dans un balayage au standard bien déterminé de la télévision. C'est la mémoire d'image qui permet la conversion de balayage. L'image échographique est écrite dans la mémoire à son standard propre et la mémoire est relue au standard télévision.

* Mémoires numériques.

Les mémoires d'image qui sont utilisées aujourd'hui sont des mémoires numériques. Elles sont capables de stocker facilement un grand nombre de niveaux de gris et effectuent bien sûr la conversion de balayage (DSC = digital scan converter) tout en étant très fiables et stables dans le temps. En outre, comme ces mémoires ont des applications multiples, notamment en informatique, elles sont devenues peu onéreuses. Les mémoires numériques peuvent être représentées par des petites cases dans lesquelles on peut écrire, ou lire, une information binaire 0 ou 1 (un bit). Pour mettre une image dans une mémoire numérique, il faut donc la transformer en informations binaires (numérisation). Cette numérisation concerne la position de l'information dans le plan de l'image (coordonnées X et Y), la mémoire étant organisée sous forme d'une matrice de petites cases élémentaires (par exemple 512 x 512 points) repérées par leurs coordonnées. Ces coordonnées sont calculées à partir des données correspondant à la position de la ligne ultrasonore concernée, et à partir du temps qui s'est écoulé après l'émission. Un écho survenant à un moment donné correspond à un point dans le plan de l'image dont les coordonnées (X,Y) sont calculées. Une case mémoire n'est capable de stocker qu'une information binaire c'est à dire du "tout ou rien", ce qui est insuffisant si l'on souhaite une échelle de gris. Il faut donc également opérer une numérisation de l'amplitude de l'écho ce qui revient à faire une mesure de cette amplitude et transformer le résultat sous forme d'un nombre binaire sur une échelle de 16, 32, 64 ou 128 niveaux différents. Si l'on veut 64 niveaux de gris, il faut 6 chiffres en binaire ($2^6 = 64$) soit 6 bits d'information. Pour stocker un écho à l'adresse (X,Y), il faut que la mémoire comporte à cette adresse six cases élémentaires qui correspondront donc au même point de l'image (= pixel). On aura ainsi une mémoire de 512 x 512 x 6 bits (figure 20).

Pour relire l'information, on va chercher ce qui a été mémorisé dans les cases successives de la première ligne, puis de la seconde et ainsi de suite en respectant la cadence de la télévision, ce qui effectue la conversion de balayage. La lecture ne modifie pas l'information qui est en mémoire ; on peut donc présenter indéfiniment la même image sans

risque de détérioration. Celle-ci ne sera modifiée que lors de l'écriture d'une nouvelle donnée.

3.4. COMPRESSION LOGARITHMIQUE DU SIGNAL

Pour que l'échelle de gris des images échographiques soit de bonne qualité, il est apparu avec l'expérience que l'on devait pouvoir observer simultanément les échos très forts des obstacles réfléchissants, (os, gaz...) et les échos très faibles des tissus solides, et cela sans qu'apparaissent, dans les zones liquidiennes les fausses informations correspondant au "bruit" acoustique ou électronique. Or entre les échos les plus forts et les plus faibles utiles au diagnostic, il existe un rapport d'amplitude au moins égal à 100 (40 dB) même après correction de l'atténuation en profondeur.

D'autre part les images sont présentées sur un écran de télévision qui n'est capable de restituer guère plus d'une vingtaine de niveaux de gris différents. C'est d'ailleurs pourquoi les mémoires numériques qui stockent seulement 16 niveaux de gris donnent déjà de très bons résultats ; un nombre plus élevé de niveaux (32 ... 256) n'apporte qu'une amélioration minime.

Le problème qui se pose est d'arriver, avec une échelle comprenant seulement 16 niveaux, à montrer à la fois les échos les plus faibles, d'amplitude 1 et les plus forts d'amplitude 100.

La figure 21 montre bien que si on utilise une échelle linéaire, le niveau de gris le plus bas (noir) correspond aux échos dont l'amplitude est de 0 à 6 environ. Tous les échos faibles des tissus solides sont dans cette catégorie et n'apparaissent pas sur l'écran. Si au contraire les niveaux de gris sont affectés en fonction du logarithme de l'amplitude, on voit que plusieurs niveaux de gris sont disponibles pour ces petits échos ce qui permet de voir des petites différences dans les structures solides. Les échos qui sont les plus forts disposent d'un nombre moins important de niveaux de gris mais cela n'est pas gênant car il s'agit alors d'échos de parois ou de limites d'organe. La "compression" logarithmique qui est ainsi réalisée est très bénéfique pour qualité de l'image et facilite sa compréhension.

Elle permet de voir simultanément les échos faibles et les échos forts sans que ces derniers "saturent" l'écran.

3.5. LES FONCTIONS ANNEXES

Il s'agit de possibilités supplémentaires qui facilitent l'emploi des appareils et que l'électronique actuelle permet de réaliser facilement :

Le zoom : c'est sous ce terme qu'on a l'habitude d'appeler les différents agrandissements de la zone explorée sur l'écran. En général, le choix de l'agrandissement est fait avant que l'image ne soit mise en mémoire (zoom à l'écriture) mais peut sur les appareils plus perfectionnés être fait après la mise en mémoire (zoom à la lecture).

Le post-processing (post traitement) : les modifications que l'on peut faire subir à l'image une fois qu'elle a été mémorisée consistent essentiellement (outre le zoom à la lecture que nous venons de mentionner) dans une modification de la valeur des niveaux de gris. L'échelle qui est alors fabriquée peut s'écarter de la vraie loi logarithmique que nous avons décrite, par exemple pour rehausser encore plus les échos faibles ou au contraire les diminuer.

Un clavier alphanumérique est souvent disponible sur les appareils, ce qui permet d'écrire du texte sur l'écran.

De même, un système de mesure électronique peut se superposer à l'image. Il indique la distance entre deux points de l'image directement en millimètres en tenant compte, comme nous l'avons vu, de la vitesse de propagation du son et aussi de l'agrandissement choisi.

3.6. LES CONVERTISSEURS D'IMAGES EN TEMPS RÉEL

Il n'est pas indispensable de disposer d'une mémoire d'image pour l'échographie en temps réel et les premiers appareils présentaient d'ailleurs les images sur un oscilloscope ordinaire. Toutefois il est vite apparu qu'une mémoire était intéressante pour "figer" l'image, ce qui permet d'y faire des mesures, de la photographier, etc ...

De même, il était souhaitable de transformer ces images en images télévision standard, non seulement pour la qualité de l'échelle de gris des moniteurs télévision mais parce que l'information "dynamique" pouvait être stockée sur un magnétoscope ordinaire.

Ainsi aujourd'hui, tous les échographes en temps réel sont équipés de convertisseurs de balayage qui transforment les images ultrasonores au standard vidéo et qui, étant constitués d'une mémoire numérique, permettent de figer l'image. Dans le cas du temps réel, ils permettent de plus de traiter et d'améliorer les images : le nombre de lignes ultrasonores est assez faible, donnant sur un oscilloscope ordinaire une "trame" ; on peut, sur les images présentées, "remplir" les zones situées entre les lignes en calculant la valeur d'un pixel à partir des pixels voisins (interpolation) ce qui supprime cette "trame" et donne une image "continue" de toute la portion explorée. Les "facilités" d'utilisation que nous avons mentionnées sont également disponibles en général sur ces appareils : agrandissements variés, systèmes de mesure, inscription alphanumérique, post processing.

4. LE MODE TM (TIME-MOTION)

Ce mode sert à enregistrer le mouvement des structures situées sur une ligne d'exploration. Il se pratique soit avec une sonde unique, soit avec une sonde d'appareil en temps réel en choisissant l'une des lignes de l'image. Par convention, comme en imagerie, les échos de la ligne explorée sont représentés verticalement, la surface étant en haut de l'écran, la profondeur vers le bas. Les échos sont affichés en mode B (brillance) (figure 22).

Pour enregistrer les mouvements des structures situées sur cette ligne, on la fait défiler transversalement sur l'écran (écran à mémoire), la sonde restant en principe immobile. On obtient ainsi des courbes caractéristiques des structures situées sur cette ligne de tir. L'échelle verticale représente la profondeur (souvent marquée par un point positionné toutes les 0,5 s).

Le mode TM est aussi appelé "échocardiographie unidimensionnelle" puisqu'il n'explore qu'une seule ligne, ce qui l'oppose à l'échographie bidimensionnelle (appellation cardiologique du "temps réel").

5. IMAGERIE DOPPLER

Il est possible de superposer à une échographie en temps réel une image représentant "l'information Doppler" en chaque point : cette information est présentée suivant une échelle de couleurs ce qui la différencie des échos habituels ; on fait apparaître sous forme de couleurs différentes les flux s'éloignant ou se rapprochant de la sonde. Ainsi au niveau du coeur pourra-t-on voir sur l'écran en noir et blanc les échos des parois, des valves ... et en couleur les cavités, en fonction des caractéristiques du flux sanguin en chaque point (cf cours sur le Doppler).

Université Paris Cité - UFR Biomédicale - DIUETUS ET DIUEA