

Echographie

Introduction

- 1. Historique**
- 2. Examen échographie :**
 - 2.1. Formation de l'image*
 - 2.2. Risques d'un examen échographique*
 - 2.3. Information diagnostique*
 - 2.4. Aspect échographiques des lésions*
 - 2.5. Doppler*
 - 2.5.1. Doppler couleur**
 - 2.5.2. Doppler pulsé**
 - 2.5.3. Doppler puissance**
 - 2.6. Indications et limitations*
 - 2.7. Préparation*
 - 2.8. Déroulement*
 - 2.9. Echographie de l'abdomen inférieur.*
 - 2.9.1. Indications et limitations**
 - 2.9.2. Préparation**
 - 2.9.3. Déroulement**
 - 2.10. Application*
 - 2.11. Comment ça marche ?*
 - 2.12. Ondes Acoustiques*
- 3. Bases physiques et technologiques de l'échographie ultrasonore**
 - 3.1. Définition*
 - 3.2. Description*
 - 3.3. Nature*
- 4. Points essentiels**
 - 4.1. Propagation des ultrasons*
 - 4.2. Célérité*
 - 4.3. Impédance acoustique*
 - 4.4. Intensité acoustique*
 - 4.5. Production des ultrasons et champ acoustique*
- 5. Interactions entre onde ultrasonore et tissus biologiques**
 - 5.1. Généralités*
 - 5.2. Mécanismes d'interaction*
 - 5.2.1. Réflexion**
 - 5.2.2. Diffusion**
 - 5.3. Absorption*
- 6. Formation de l'image échographique et traitements**
 - 6.1. Points essentiels*
 - 6.2. Signal échographique mode A/mode B/balayage du champ ultrasonore*
 - 6.3. Autres modes échographiques*
 - 6.3.1. Imagerie 3D/4D**
 - 6.3.2. Imagerie harmonique**
 - 6.3.3. Mode temps-mouvement ou « TM »**

6.3.4. Imageries doppler

7. Produits de contraste

8. Facteurs de qualité

8.1. Résolution spatiale

8.2. Résolution en amplitude

8.3. Résolution temporelle

9. Mémoires d'image/conversion analogique-numérique

10. Traitements de gris

11. Traitements du signal échographique

11.1. Redressement filtrage

11.1.1. Le filtre de Lee

11.1.2. Filtres médians

11.1.3. Transformée en ondelettes

11.2. Segmentation d'image échographique

11.2.1. Segmentation par régions actives géodésiques

11.2.2. Approches basées région

a. Croissance de région

b. Division-Fusion et Fusion-Division

c. Morphologie mathématique

d. Méthodes markoviennes et échographie

11.2.3. Approches basées contour

a. Méthodes dérivatives

b. Méthodes variationnelles

Introduction :

L'examen échographique utilise des ondes sonores de hautes fréquences (supérieure à 20 000 Hz) est un ordinateur pour construire les images des différents organes du corps humain.

Durant l'examen échographique, une sonde est déplacée sur la peau. Cette sonde émet des ondes sonores qui se propagent dans les différents tissus. En raison de phénomènes de réflexion, une partie du faisceau d'ondes sonores retourne vers la sonde d'échographie. Ces ondes sonores réfléchies (échos) sont recueillies par la sonde et transmises à un ordinateur. Grâce à l'analyse de ces données, des images vont être obtenues.

Des organes comme le foie, la vésicule biliaire, la rate ou les reins sont analysée de manière détaillée par l'échographie. Une simple manipulation de la sonde permet d'avoir des images dans n'importe quel plan de l'espace et en temps réel.

1. Historique

* SPALLANZANI le premier en 1794 soupçonna l'existence des ultrasons en observant le vol des chauves-souris.

* En 1880 CURIE découvre le principe de la piézo-électricité et le moyen de produire des ondes ultrasonores.

* Il faut attendre la première guerre mondiale avec LANGEVIN pour que l'homme les utilise à la détection des sous-marins en plongée.

* La première application médicale est due à DUSSIK en 1942 pour la recherche d'une déviation des structures médianes intracrânienne.

2. Examen échographie :

2.1. Formation de l'image

La sonde d'échographie contient un transducteur. Sous l'effet d'impulsions électriques, les cristaux de ce transducteur vont se déformer et produire des vibrations (c'est l'effet piézo-électrique). Les ondes sonores émises par la sonde d'échographie se propagent à travers les tissus. La vitesse de propagation de ces ondes sonores dépend essentiellement des caractéristiques du tissu. L'impédance d'un tissu rend compte de ses caractéristiques acoustiques. L'impédance acoustique est le produit de la masse spécifique du tissu par la vitesse de propagation des ondes sonores. Lorsque le faisceau d'ondes sonores traverse des tissus de caractéristiques acoustiques différentes, une partie de ce faisceau est réfléchi. La proportion d'ondes sonores réfléchies dépend de la différence d'impédance acoustique des tissus traversés.

La réception des échos par le transducteur va générer un courant électrique. Ces signaux subissent une succession de traitements pour aboutir à la formation d'une image en échelle de

gris. Les informations recueillies sont donc basées sur les différences d'impédance acoustique des différentes structures traversées.

2.2.Risques d'un examen échographique

Aucun effet biologique délétère n'a été observé jusqu'à ce jour. L'examen échographique est donc sans danger et c'est pour cette raison que cette méthode est utilisée comme outil diagnostique chez la femme enceinte. La présence d'un stimulateur cardiaque ou d'une pompe à insuline n'est pas une contre-indication à une échographie.

2.3.Information diagnostique

Comme l'échographie n'utilise ni les rayons X ni les champs magnétiques, on conçoit aisément que les informations apportées par cette modalité diffèrent de celles obtenues par la tomodensitométrie (scanner) ou l'IRM. Les images échographiques d'un rein sont tout à fait différentes de celles obtenues par tomodensitométrie ou par IRM. Ces trois techniques radiologiques peuvent être complémentaires.

L'information diagnostique obtenue par échographie est tirée des différences du comportement acoustique entre le tissu normal et le tissu pathologique. Plus cette différence de comportement acoustique est importante, plus la lésion est facilement détectable. A l'inverse, si le tissu pathologique a des propriétés acoustiques voisines du tissu sain, la lésion peut être difficilement identifiable.

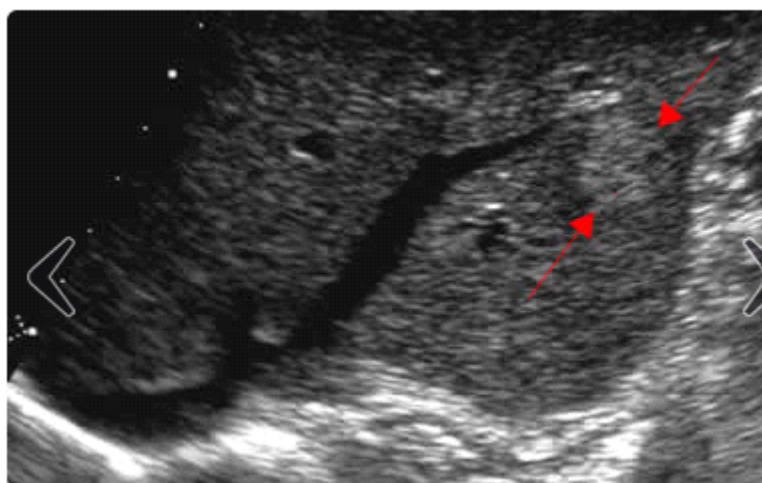
2.4.Aspect échographiques des lésions

L'aspect échographique d'une lésion est décrit en fonction de l'intensité des échos visible sur l'image et des structures adjacentes.

L'aspect des lésions peut être classifié en catégories caractéristiques:

- la lésion hypoéchogène;
- la lésion hyperéchogène
- le kyste

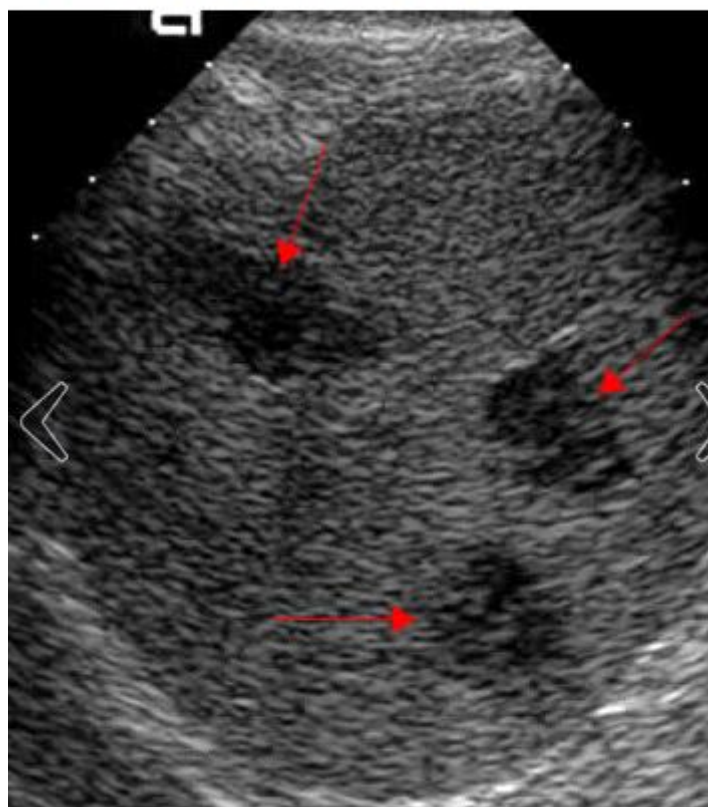
Echographie du foie. Lésion hyperéchogène. Image 1.



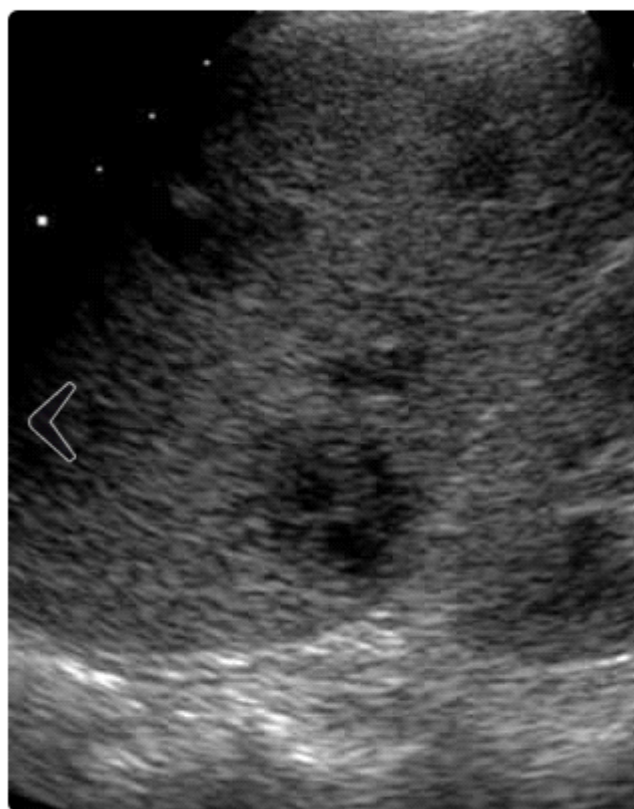
Echographie du foie. Lésion hyperéchogène. Image 2.



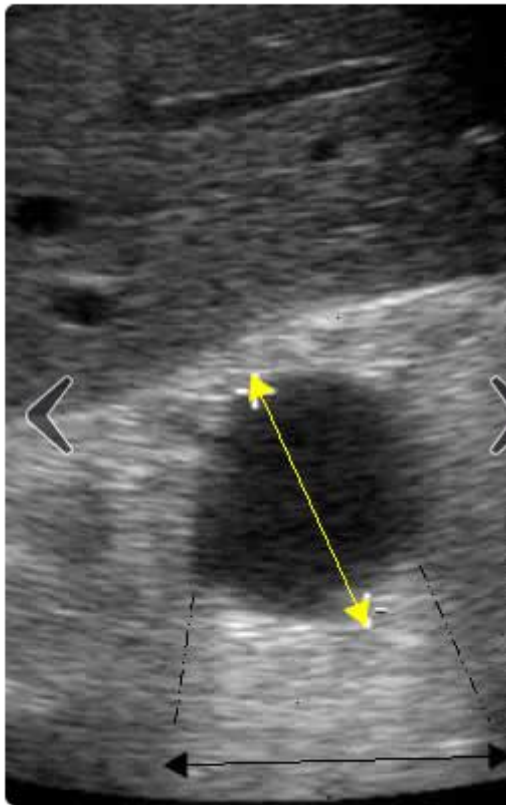
Echographie de la rate. Lésion hypoéchogène. Image 3.



Echographie de la rate. Lésion hypoéchogène. Image 4.



Echographie du rein. Kyste. Image 5.



2.5.Doppler

L'examen doppler a essentiellement pour but d'étudier la circulation des globules rouges dans les vaisseaux (artères ou veines). Le doppler n'utilise pas les rayons X et, en principe, l'examen Doppler ne nécessite pas d'injection de produit de contraste. Le Doppler est donc une technique d'étude des vaisseaux qui est non-invasive!

Le déroulement d'un examen Doppler est identique à celui d'un examen échographique. D'ailleurs, l'examen échographique et l'examen Doppler s'effectue avec le même appareil.

La préparation pour un examen Doppler varie selon la région étudiée. L'étude des vaisseaux du cou ou des membres ne nécessite pas de préparation spéciale. En général, on requiert une période de jeûne pour un examen doppler des vaisseaux abdominaux.

La formation des images en Doppler comme en échographie repose sur les propriétés des ondes sonores réfléchies par les différentes structures étudiées. Un faisceau d'ondes sonores est émis par une sonde d'échographie. Lorsque le faisceau frappe une structure en mouvement, les ondes sonores réfléchies ont une fréquence différente. Cette fréquence sera augmentée si la structure en mouvement se dirige vers la sonde d'échographie; elle sera diminuée si la structure en mouvement s'éloigne de cette sonde. Les informations recueillies lors d'un examen Doppler sont basées sur les différences de fréquences entre l'onde sonore émise et l'onde sonore réfléchie.

Comme le Doppler est une technique fiable et non-invasive, cet examen se retrouve en première ligne dans les algorithmes décisionnels des pathologies vasculaires.

Les champs d'applications sont vastes:

- Perméabilité des vaisseaux (Thrombose veineuse profonde de la jambe, dissection carotidienne ou vertébrale).
- Présence de sténose (Artères rénales, artères carotides par exemples)
- Vascularisation/rejet d'une greffe (foie, reins par exemple)
- Mise en évidence d'une hypervascularisation (angiogénèse tumorale)

Le doppler permet d'étudier tout aussi bien le flux dans les artères que les veines que ce soit dans l'abdomen, le cou ou les membres. Naturellement, le calibre du vaisseau a une influence sur la fiabilité de l'étude doppler: plus ce calibre est petit, plus l'étude devient compliqué et par conséquent moins fiable. Plus les vaisseaux étudiés sont localisée profondément dans le corps, plus l'étude Doppler peut devenir difficile.

2.5.1. Doppler couleur

La couleur visible à l'intérieur du vaisseau reflète à la fois la vitesse du sang et sa direction par rapport à la sonde. La couleur indique le sens du flux par rapport à la sonde. Par convention, tout ce qui va vers la sonde d'échographie est colorée en rouge et tout ce qui s'en éloigne est de couleur bleue. Par conséquent, dans des conditions normales, une veine et une artère ayant un trajet parallèle apparaîtront de couleurs différentes. Plus la vitesse est grande, plus les couleurs tirent vers le jaune ou le blanc et la présence d'un flux turbulent provoque l'apparition de zones de couleurs jaunâtres

2.5.2. Doppler pulsé

Le doppler pulsé permet d'obtenir un graphique décrivant la vitesse/fréquences en fonction du temps. On peut en tirer des informations comme les index de résistivité, de pulsatilité, les vitesses instantanées,...

La morphologie du flux artériel est caractéristique puisqu'elle varie selon le cycle cardiaque. La morphologie du flux veineux est caractéristique puisqu'elle varie suivant la respiration: augmentation lors d'une inspiration, diminution lors de l'expiration.

2.5.3. Doppler puissance

C'est une technique beaucoup plus sensible que le doppler couleur dans la détection du flux. Elle est basée sur l'énergie du signal doppler recueilli. Elle est utilisée par exemple pour détecter le flux sanguins dans les petits vaisseaux situés à l'intérieur d'un organe comme par exemple un rein greffé. Cette technique ne donne pas à proprement parler de renseignements sur la direction du flux.

Echographie de l'abdomen supérieur.

2.6.Indications et limitations

Le foie est bien démontré par cette modalité. L'échographie permet de détecter une variété de lésions hépatiques: kystes biliaires, abcès, tumeurs bénignes ou malignes. L'échographie avec injection intraveineuse de produit de contraste permet de caractériser un grand nombre de lésions solides du foie: hyperplasies nodulaires focales, métastases, hémangiomes.

Parce qu'il est masqué par du poumon, le dôme hépatique est un peu moins bien individualisé

par l'examen échographique. La présence d'une interposition colique (Chilaiditti) entre le foie et la paroi abdominale rend également difficile l'examen échographique du foie. La présence d'un montage chirurgical (anastomose bilio-digestive, anse borgne, etc.) peut également diminuer la qualité de l'examen échographique du foie.

L'échographie est le meilleur examen radiologique pour détecter des calculs dans la vésicule biliaire. En cas de discordance radioclinique, son innocuité et son faible coût permet de le répéter. Une dilatation des voies biliaires intra-hépatiques est facile à démontrer avec cette modalité. La recherche de la cause et du niveau de la dilatation de la voie biliaire extra-hépatique est un peu plus aléatoire avec l'échographie par voie externe.

Les reins sont bien visualisés lors d'un examen ultrasonographique. A mon sens c'est même le meilleur examen non irradiant et non invasif pour démontrer une dilatation des voies urinaires excrétrices. Par contre, la cause et le niveau de l'obstruction urinaire peuvent être difficiles à mettre en évidence par cette technique. Les kystes rénaux sont des découvertes banales. La détection des tumeurs rénales dépend de leurs propriétés acoustiques. Celles des abcès dépendent tout autant de leurs propriétés acoustiques que de leurs localisations anatomiques.

L'étude échographique du pancréas peut se révéler ardue puisque c'est un organe coincé entre le duodénum (intestin contenant de l'air) et la colonne vertébrale (calcium). L'examen tomodensitométrique (scanner) est l'examen de référence pour la recherche des pathologies du pancréas.

Les pathologies surrénaliennes sont du ressort de l'examen tomodensitométrique.

L'étude échographique de l'estomac ou de l'intestin est limitée puisque ce sont des organes creux contenant de l'air, situés dans la cavité abdominale et entourés de multiples anses intestinales en mouvements.

L'ultrasonographie est performante dans la détection et le suivi des anévrismes de l'aorte abdominale.

2.7.Préparation

La prise d'un verre de lait ou de tartines beurrées entraîne une contraction de la vésicule biliaire. Dès lors, la détection de calculs ou d'une autre pathologie de la vésicule biliaire devient impossible. Pour un examen échographique de l'abdomen supérieur, il est généralement conseillé d'être à jeun au moins 4h avant l'examen. L'arrêt d'un traitement médicamenteux ne doit pas être effectué sans consultation auprès du médecin traitant. Sauf cas particulier, l'eau (pure) de boisson est autorisé.

2.8.Déroulement

L'examen se déroule dans une pièce sombre pour faciliter la lecture de l'écran vidéo. Le patient est allongé sur le dos. Du gel est appliqué sur la région à examiner de manière à éviter l'interposition d'air entre la surface cutanée et la sonde, et donc de favoriser la transmission des ultrasons. La sonde est déplacée par le radiologue sur la surface cutanée de la région à examiner. Il est parfois demandé au patient de bloquer sa respiration pendant quelques secondes afin de mieux visualiser une région particulière. Une partie du foie (le dôme par exemple) est masquée par du poumon et cette manoeuvre permet une meilleure visualisation du foie. La coopération du patient est importante pour l'examen échographique de l'abdomen supérieur car la qualité de l'examen en dépend. Cette qualité de l'examen sera moindre si le

patient ne peut se mouvoir sur le côté droit ou le côté gauche. L'examen lui-même est rapide et le patient reste allongé environ 15 minutes.

2.9.Echographie de l'abdomen inférieur.

La région examinée dépend des indications cliniques données au radiologue. Si l'on est dans un contexte de colique néphrétique, une attention spéciale sera portée aux reins, aux voies urinaires et à la vessie. Si l'examen est motivé par des douleurs de la fosse iliaque droite, l'échographie est focalisée sur la région appendiculaire. Toutefois, lorsque l'examen échographique d'une région particulière n'est pas conclusif, une échographie complète de l'abdomen est généralement effectuée. Certains examens sont un peu plus spécialisé et ne sont pas traités sur cette page: l'examen de la prostate peut nécessiter une exploration par voie endorectale; l'examen des ovaires/de l'utérus peut nécessiter une exploration endovaginale.

2.9.1. Indications et limitations

Les reins sont biens visualisés lors d'un examen échographique. A mon sens c'est le meilleur examen non irradiant et n'utilisant pas de contraste pour démontrer la dilatation des voies urinaires excrétrices. Par contre, la recherche d'un abcès ou d'une tumeur rénale est un peu moins aisée.

Lorsqu'il s'agit d'une dilatation provoquée par un calcul, la localisation de ce calcul peut être difficile à mettre en évidence par l'échographie. Les calculs du bas et du haut uretère sont détectables sans difficultés notables. Par contre, en raison de surprojections intestinales (coliques ou grêles), les calculs du 1/3 moyen de l'uretère ne sont généralement pas détectés par l'échographie. Heureusement, les calculs urinaires sont radio opaques dans 80% des cas et peuvent être visibles sur une radiographie standard de l'abdomen. Dans les cas difficiles l'association ultrason abdominal et radiographie peut donner toutes les informations nécessaires au traitement. En raison de ces difficultés, beaucoup de radiologues considèrent l'uro-scanner comme l'examen de référence dans la recherche des calculs urinaires.

Très souvent une échographie de l'abdomen inférieur est demandée à la recherche d'une appendicite. L'appendice est de localisation variable et il peut ne pas être visualisé lors d'un examen échographique. Dans d'autres situations, le diagnostic d'appendicite est difficile à l'échographie: contexte de maladie de Crohn, grossesse, etc. L'examen échographique n'est donc qu'un élément parmi beaucoup qui intervient dans la décision thérapeutique du chirurgien: intervention chirurgicale ou observation.

La recherche d'une invagination intestinale (ou intussusception intestinale) par échographie est une indication fréquemment rencontrée chez les nourrissons et les jeunes enfants. La pénétration d'un segment de l'intestin dans un autre segment peut conduire à une nécrose et à une perforation de l'intestin. En cas de découverte à l'échographie et selon l'âge de l'enfant, un lavement est effectué afin de libérer les anses intestinales (réduction de l'invagination).

L'examen échographique de l'abdomen inférieur peut mettre en évidence la présence d'épaississements des parois intestinales du petit ou du gros intestin. De telles images sont souvent non spécifiques et l'interprétation varie selon le contexte clinique. Chez un homme jeune, une maladie de Crohn sera plutôt évoquée. Chez un homme âgé, il peut s'agir d'une tumeur, d'un épaississement entrant dans le cadre d'une maladie diverticulaire, etc. Comme l'examen échographique ne donne pas une cartographie des lésions, ces découvertes sont généralement suivies d'un examen tomodensitométrique (scanner) ou même d'un examen par IRM (entéro-IRM en cas de Crohn).

L'examen échographique est très performant dans la recherche de liquide libre dans l'abdomen. Par contre, la présence d'un abcès intra-abdominal profond est plutôt recherchée par l'examen tomodensitométrie.

L'échographie est performante dans la détection et le suivi des anévrismes de l'aorte abdominale.

2.9.2. Préparation

La préparation dépend du type de lésions recherchées. De nombreuses anses intestinales se trouvent dans l'abdomen inférieur et contiennent de l'air. Ces gaz digestifs peuvent gêner la recherche de lésions. Il est donc nécessaire d'avoir une bonne fenêtre acoustique sur l'abdomen inférieur, ce qui est donnée par une vessie pleine. Cette distension de la vessie facilite également la recherche de lésions de la paroi vésicale.

Pour un examen échographique de l'abdomen inférieur, il est généralement préconisé de boire au moins 1 litre d'eau 1h30 avant l'examen et ne pas uriner jusqu'à ce que l'examen du petit bassin ait été effectué.

2.9.3. Déroulement

L'examen se déroule dans une pièce sombre pour faciliter la lecture de l'écran vidéo. Le patient est allongé sur le dos. Du gel est appliqué sur la région à examiner de manière à éviter l'interposition d'air entre la surface cutanée et la sonde, et donc de favoriser la transmission des ultrasons. La sonde est déplacée par le radiologue sur la surface cutanée de la région à examiner. L'examen dure environ 15 minutes.

• IMPORTANT

L'échographie présente de nombreux avantages, c'est un examen rapide, simple et facilement accessible.

C'est une technique indolore pour le patient, sans contre-indication et sans danger pour le fœtus au cours d'une grossesse.

Cet examen ne nécessite pas d'anesthésie.

2.10. Application

L'échographie permet d'étudier de nombreux organes de l'abdomen, du petit bassin, du cou (thyroïde, foie, rate, pancréas, reins, vessie) ainsi que les vaisseaux sanguins, le cœur et le système musculo-squelettique

Elle permet plus précisément de rechercher des anomalies (telles que des tumeurs, des kystes et des malformations) et de guider des prélèvements (ponctions).

Pendant une grossesse, plusieurs échographies sont réalisées afin de vérifier la vitalité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies et de déterminer le sexe de l'enfant. Cette technique permet d'obtenir une image monochrome du fœtus à l'intérieur du ventre de sa mère.

Cette technique d'imagerie est aussi employée dans d'autres domaines : en recherche, en exploration vétérinaire et même dans l'industrie...

2.11. Comment ça marche ?

Appareil échographie Sonde echo Cette technique utilise les ultrasons qui sont émis et reçus par une sonde présentant des fréquences variables. Le signal reçu qui correspond aux différentes structures rencontrées (écho) sera analysé par un ordinateur et restitué en temps réel sur l'écran.

La sonde contient des cristaux qui émettent et reçoivent les ultra-sons grâce à l'effet piezzoélectrique.

Échographie abdo Échographie ostéoarticulaire La fréquence à laquelle le signal est émis dépend des organes à étudier. Pour une étude fine et superficielle (thyroïde, seins, ostéoarticulaire...), une haute fréquence sera utilisée (10 à 18 mHz). Elle permettra une excellente résolution mais s'atténue très vite en profondeur. Pour étudier des organes plus profonds comme pour une échographie de l'abdomen par exemple, on utilisera une fréquence plus basse (3,75-5 mHz) permettant aux ultra-sons de pénétrer les tissus

mais avec une finesse d'examen moindre.

L'échographie peut-être associée à un doppler-couleur permettant une meilleure caractérisation des structures vasculaires ou des lésions tumorales.

2.12. Ondes Acoustiques

· Les Sons

- Infra Sons $F < 20 \text{ Hz}$ (F = fréquence)

* Sons Audibles $20 \text{ Hz} < F < 20 \text{ kHz}$

* Ultrasons $20 \text{ kHz} < F < 1 \text{ GHz}$

* Hypersons $F > 1 \text{ GHz}$

Ondes Acoustiques

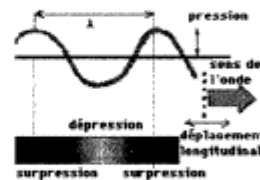
· Propagation dans un milieu matériel

c = célérité = vitesse de propagation

$\omega = 2\pi F$ = pulsation

$\lambda = c/F$ = longueur d'onde

$k = 2\pi/\lambda$ = vecteur d'onde



· Onde longitudinale :

- mouvement des particules le long de la direction de propagation

• Mouvement

$$a(x, t) = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

• Vitesse

$$u(x, t) = a_0 \omega \cos(\omega t - kx)$$

• Accélération

$$\gamma(x, t) = -\omega^2 a(x, t)$$

• Pression acoustique $p(x, t) = p_0 \sin(\omega t - kx)$

Ondes Acoustiques

• Equations de Propagation

- La célérité c dépend des propriétés mécaniques du milieu de propagation

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

E : module d'élasticité

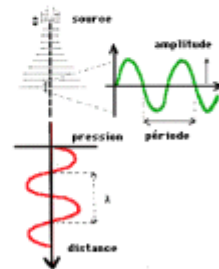
ρ : densité

- propagation

$$\frac{\partial^2 a}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 a}{\partial t^2}$$

- idem avec u et p

$$p(x, t) = \rho \cdot c \cdot u(x, t)$$



Ondes Acoustiques

• Energie d'une Onde Ultrasonore, Puissance Surfactive

- Une onde US qui se propage transporte de l'énergie.
- L'énergie contenue dans l'onde se propage à la vitesse c

$$E = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot u_0^2$$

(densité volumique d'énergie)

- Intensité acoustique = puissance surfactive = quantité d'énergie par unité de temps par unité de surface .

$$I = \frac{p_0^2}{2\rho \cdot c} \quad (\text{watt/cm}^2)$$

Ondes Acoustiques

- Impédance Acoustique du milieu

$$Z = \rho \cdot c = \sqrt{\rho \cdot E} \quad (\text{kg/m}^2/\text{s})$$

- traduit la résistance du milieu à la propagation d'une onde US

- exemples: ($\times 10^{-6}$ kg/m²/s)

- Reins 1.62 Air 0.0004
- Foie 1.64 Os 3.65 à 7.09
- Eau 1.52

3. Bases physiques et technologiques de l'échographie ultrasonore

Les explorations ultrasonores ont pris depuis 40 ans de plus en plus d'importance dans la panoplie des explorations diagnostiques médicales. Ce sont des explorations d'utilisation simple, reposant sur la propagation aisée des ultrasons dans le corps humain, aux fréquences habituellement utilisées, et sur leurs interactions avec les différents tissus rencontrés. La compréhension du signal échographique nécessaire à la formation de l'image échographique demande alors une connaissance des bases de physique acoustique relatives, à la fois, à la production des ultrasons, à leur propagation et à leurs modes d'interactions. Ces différents points sont présentés. Les traitements habituels du signal échographique, nécessaires à l'interprétation de l'image, sont aussi abordés. Quelques notions de technologie des sondes introduisent ensuite les différents types de balayage du champ acoustique. Enfin, la sémiologie échographique de base ainsi que la plupart des artefacts rencontrés en routine sont expliqués.

- **Introduction**

Les explorations ultrasonores ont pris depuis 40 ans de plus en plus d'importance dans la panoplie des explorations diagnostiques médicales. Ce sont des explorations d'utilisation simple, reposant sur la propagation aisée des ultrasons dans le corps humain, aux fréquences habituellement utilisées, et sur leurs interactions avec les différents tissus rencontrés. La

compréhension du signal échographique nécessaire à la formation de l'image échographique demande alors une connaissance des bases de physique acoustique relatives, à la fois, à la production des ultrasons, à leur propagation et à leurs modes d'interactions. Ces différents points sont développés non seulement pour comprendre la formation de l'image mais aussi la sémiologie ultrasonore. Les traitements habituels du signal

échographique, nécessaires à l'interprétation de l'image, sont aussi abordés. Quelques notions

de technologie des sondes introduisent ensuite les différents types de balayage du champ acoustique. Enfin, la sémilogie échographique de base ainsi que la plupart des artefacts rencontrés en routine sont expliqués.

3.1.Définition

Les ultrasons sont des ondes acoustiques (ou ondes sonores, ou ondes de pression) dont la fréquence de vibration est comprise entre 20 kHz, la limite supérieure des fréquences audibles, et 200 MHz. Ces limites sont évidemment approximatives. Dans le domaine de l'échographie et des explorations doppler, les fréquences utilisées sont de l'ordre 1 à 15 MHz environ, le choix de la fréquence étant le résultat d'un compromis entre le pouvoir de pénétration des ultrasons dans les tissus qui augmente lorsque

la fréquence diminue et la qualité de l'image échographique qui s'améliore lorsque la fréquence augmente. Rappelons que la fréquence de vibration d'une onde, F , est le nombre de fois par seconde qu'une onde passe par le même état ou alternance, et elle correspond à l'inverse de la période, T ($F = 1/T$). À ces fréquences, les ultrasons se propagent dans les milieux matériels élastiques comme la plupart des organes du corps humain, à l'exception de ceux contenant de l'air.

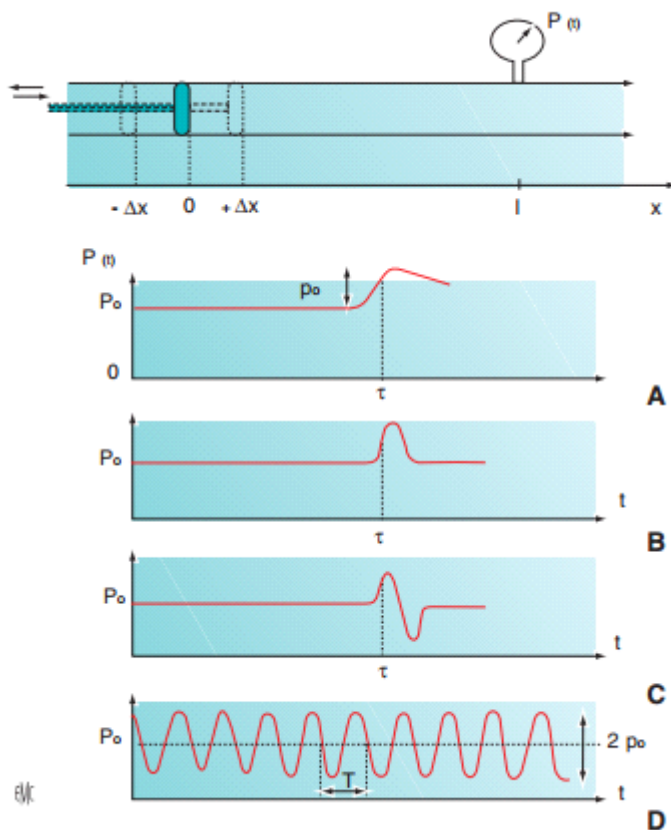


Figure 1. Variations de la pression à l'intérieur du tube en fonction du temps, t , à la distance, l , d'un piston se déplaçant longitudinalement selon

l'axe du cylindre ; (A) déplacement rapide du piston vers la droite ; (B) déplacement rapide du piston vers la droite puis vers la gauche ; (C)

aller-retour du piston autour de sa position initiale ; (D) oscillations continues du piston autour de sa position initiale.

3.2.Description

Pour décrire une onde ultrasonore, nous allons nous aider de la Figure 1 qui représente un cylindre selon une dimension, rempli d'un fluide homogène comme l'eau ou l'air. À une extrémité du cylindre, un piston peut se déplacer longitudinalement autour de sa position initiale. Un manomètre est placé à la distance l du piston pour mesurer la pression du milieu à cet endroit. Initialement et en absence de mouvement du piston, la pression en tout point du milieu est la pression d'équilibre, P_0 . Un déplacement du piston vers la droite entraîne à son contact une surpression du milieu qui se déplace également vers la droite et qui est mise en évidence au niveau du manomètre au bout d'un temps s (Fig. 1A). Un déplacement du piston vers la droite puis vers la gauche entraîne une surpression suivie d'un retour à l'équilibre du milieu qui arrive au manomètre au bout du même temps, s (Fig. 1B). La déformation du milieu, créée par la surpression et la dépression, se déplace donc le long du tube à la vitesse $c = l/s$. C'est la vitesse de propagation (ou célérité) de la déformation (ou onde de pression). Si le déplacement du piston est sinusoïdal, se faisant donc alternativement vers la droite puis vers la gauche pendant une seule alternance ou à la fréquence, F , le manomètre mesure une variation de pression sinusoïdale à la même fréquence, alternativement supérieure et inférieure à la pression d'équilibre régnant initialement dans le milieu (Fig. 1C, D)

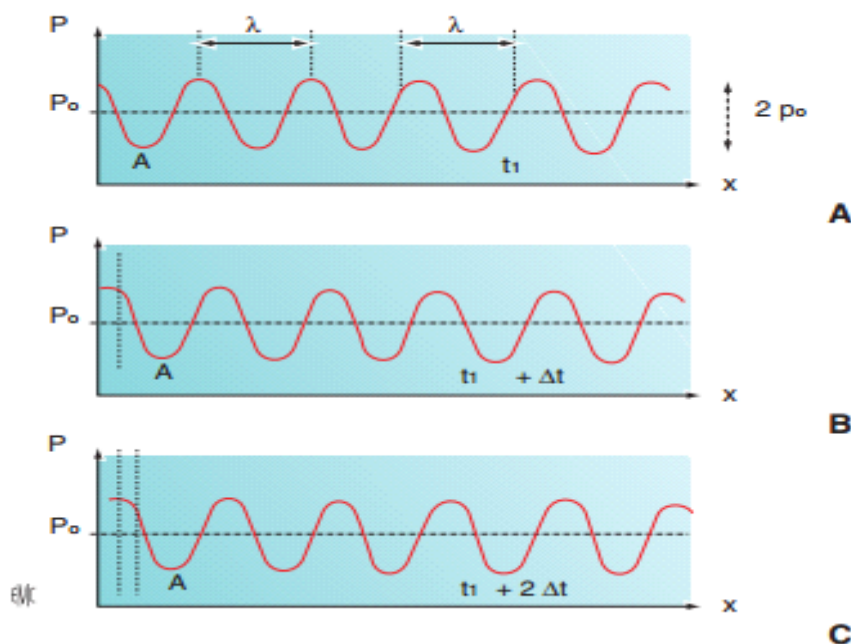


Figure 2. Variations de la pression à l'intérieur du tube en fonction de l'abscisse, x , à différents instants (A) t_1 , (B) $t_1 + \Delta t$, (C) $t_1 + 2\Delta t$, pour des oscillations continues du piston autour de sa position initiale. présente, au contraire, la variation de pression le long du tube, à différents instants. La déformation se déplace vers la droite du tube en fonction du temps. Les Figures 1C, 2A permettent de visualiser, respectivement, la période de l'onde, T , et sa longueur d'onde, k , qui sont respectivement le temps et la distance séparant deux alternances successives. La pression existant en un endroit donné quelconque, x , du cylindre et à un instant, t , dépend donc des deux variables x et t . Il est possible de connaître théoriquement la valeur de la pression totale, $P(x, t)$, régnant à l'intérieur du tube en x et à l'instant, t , à partir de l'expression analytique suivante :

$$P(x, t) = P_0 + p(x, t) = P_0 + p_0 \sin[(2\pi/T)t - (2\pi/k)x] \quad (1)$$

Cette expression qui comporte un terme constant, P_0 , et un terme oscillant, $p(x, t)$, est celle d'une onde plane dont tous les points d'une section sont en phase, et qui se propage selon la direction de l'espace, x . La différence de pression, $P(x, t) - P_0 = p(x, t)$, est appelée « pression acoustique », et p_0 , « amplitude maximum » de la pression acoustique. L'argument du sinus « $[(2\pi/T) t - (2\pi/k) x]$ » est appelé « phase de l'onde » et permet de relier la célérité de l'onde, c , qui est la vitesse à laquelle une surface de phase constante (ou d'amplitude de pression donnée) se déplace dans le milieu, à la fois, à la période et à la longueur d'onde :

$$k=cT=c/F$$

La relation (2) est fondamentale car elle montre que la longueur d'onde d'une onde de pression, qui reflète en fin de compte la résolution longitudinale d'un échographe, diminue lorsque sa fréquence augmente. Ainsi, la définition (ou qualité) d'une image échographique, directement reliée à la résolution longitudinale de l'échographe, est améliorée lorsque la fréquence ultrasonore croît.

La relation (2) montre aussi que, pour une fréquence ultrasonore donnée, la valeur de la longueur d'onde dépend du milieu de propagation au travers de la célérité. Ainsi, la longueur d'onde n'est pas la même dans tous les milieux traversés et donc la résolution spatiale non plus.

3.3.Nature

On peut se demander comment il se fait qu'une déformation de la matière puisse ainsi se propager dans l'espace. Lorsque le piston se déplace, par exemple vers la droite, il entraîne les molécules du milieu avec lui, vers la droite, et inversement, lorsqu'il se déplace vers la gauche. Et puisque le milieu est élastique, les molécules situées à proximité du piston provoquent de proche en proche le déplacement, soit à droite soit à gauche, des autres molécules situées un peu plus loin. Le déplacement des molécules qui oscillent alternativement vers la droite puis vers la gauche autour de leur position d'équilibre entraîne une déformation du milieu qui se déplace donc progressivement dans la seule direction possible, celle située vers le manomètre. On dit que la déformation se propage. Mais les molécules ne se déplacent pas le long du tube avec la déformation. Il n'y a pas de déplacement net de matière dans la direction de propagation. Les Figures 3A à 3C montrent, au même instant, les variations le long de la direction de propagation (A) du déplacement oscillant des molécules autour de leur position d'équilibre, $a(x)$, (B) de leur vitesse de déplacement, $U(x)$, et (C) de la pression $P(x)$. Par comparaison, la Figure 3D montre la densité du milieu le long du tube dans l'onde de pression. Les régions de faible densité de matière correspondent aux endroits où la pression est minimale, et les régions de forte densité correspondent aux endroits où la pression est maximale.

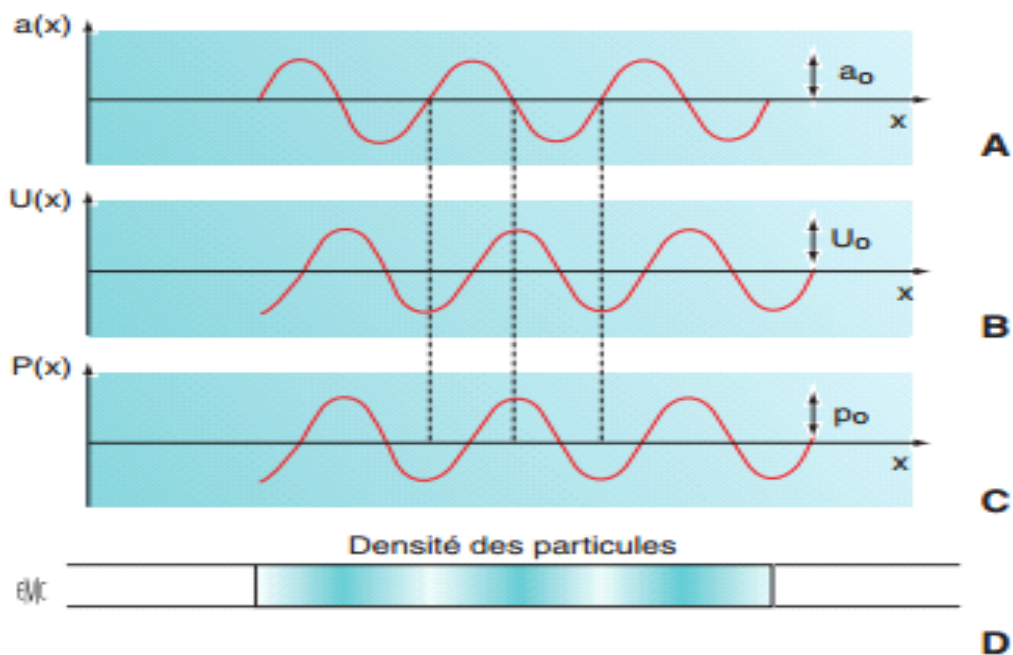


Figure 3. Variations (A) du déplacement, a , des molécules du milieu, (B) de la vitesse de déplacement, U , des molécules du milieu, (C) de la pression acoustique, P , (D) de la densité du milieu le long du tube.

4. Points essentiels

4.1. Propagation des ultrasons

- Ondes de pression, ondes ultrasonores, ondes acoustiques : tous ces termes ont la même signification ; ce sont des déformations sinusoïdales de l'espace nécessitant un support matériel, mais se propageant sans transport de matière.
- Les fréquences de vibration vont de quelques mégahertz à 10-15 mégahertz dans le domaine de l'exploration diagnostique médicale ; les plus hautes fréquences sont réservées à l'exploration des tissus superficiels et les plus basses à l'exploration des tissus profonds.
- Une impulsion ultrasonore est une onde de pression limitée dans le temps et dans l'espace.

4.2. Célérité

La vitesse de propagation (ou célérité) d'une onde de pression, c , dépend des propriétés mécaniques, densité et élasticité, du milieu de propagation:

$$c = \text{racine de } (E/\rho)$$

Où E est le module d'élasticité et ρ la masse volumique du milieu.

Tous les tissus biologiques n'ont pas même célérité. La Figure 4 présente les valeurs de la célérité des ondes ultrasonores dans différents organes. On peut remarquer que les valeurs de célérité dans tous les organes figurant sur le schéma (excepté le squelette) ne sont pas très dispersées autour de la valeur moyenne qui est proche de celle de l'eau ($c_{\text{eau}} \approx 1530 \text{ m/s}$). C'est la raison pour laquelle, lors de la construction de l'image échographique, les images des organes peuvent toujours être repositionnées correctement. On peut également noter d'après la relation 3 que la célérité des ondes ultrasonores, en première approximation, est

indépendante de la fréquence de vibration.

4.3. Impédance acoustique

Une autre grandeur physique importante à définir pour comprendre les mécanismes d'interactions d'une onde ultrasonore avec les tissus est l'impédance acoustique, Z . L'impédance acoustique permet de caractériser la façon avec laquelle une onde de pression se propage dans un milieu. L'impédance acoustique est caractéristique de chaque tissu. Elle est définie comme le rapport de la pression acoustique, p , s'exerçant sur un tissu par la vitesse de vibration, u , des molécules le composant :

$$Z = p/u$$

L'impédance acoustique d'un milieu de densité, ρ , dans lequel une onde ultrasonore plane se propage à la célérité, c , a pour expression :

$$Z = \rho c$$

4.4. Intensité acoustique

Enfin, il est important de définir l'intensité acoustique (ou puissance acoustique par unité de surface), I , d'une onde plane d'amplitude de pression, p , se propageant dans un milieu de célérité, c , et de masse volumique, ρ

$$I = p^2 / 2\rho c$$

Un échographe fonctionnant en impulsion, la puissance acoustique délivrée aux tissus est contenue dans un volume de l'espace, appelé volume d'occupation de l'impulsion, qui se déplace au cours du temps à la célérité c . L'intensité acoustique est, à un instant donné, maximale au centre du volume et décroît très rapidement lorsqu'on s'en écarte. L'énergie acoustique délivrée par une impulsion ultrasonore à un volume de tissu donné n'est donc homogène ni dans le temps, ni dans l'espace. C'est pourquoi, plusieurs définitions peuvent être utilisées.

(Fig. 5) :

- l'intensité ISPTA (Spatial Peak, Temporal Average : intensité pic dans l'espace et moyenne dans le temps) ;
- l'intensité ISATA (Spatial Average, Temporal Average : intensité moyenne dans l'espace et moyenne dans le temps) ;
- l'intensité ISPPA (Spatial Peak, Pulse Average : intensité pic dans l'espace et moyenne sur l'impulsion). Ces différentes définitions permettent de caractériser l'intensité acoustique, moyenne ou maximale, dans l'espace ou dans le temps, délivrée aux tissus lorsqu'on

s'intéresse notamment aux effets biologiques des ultrasons. Mais la grandeur remarquable caractérisant le transfert d'énergie mécanique vers les tissus, représentant la quantité totale d'énergie délivrée, est le produit $I \cdot Dt$ de l'intensité acoustique, I , par la durée d'exposition, Dt .

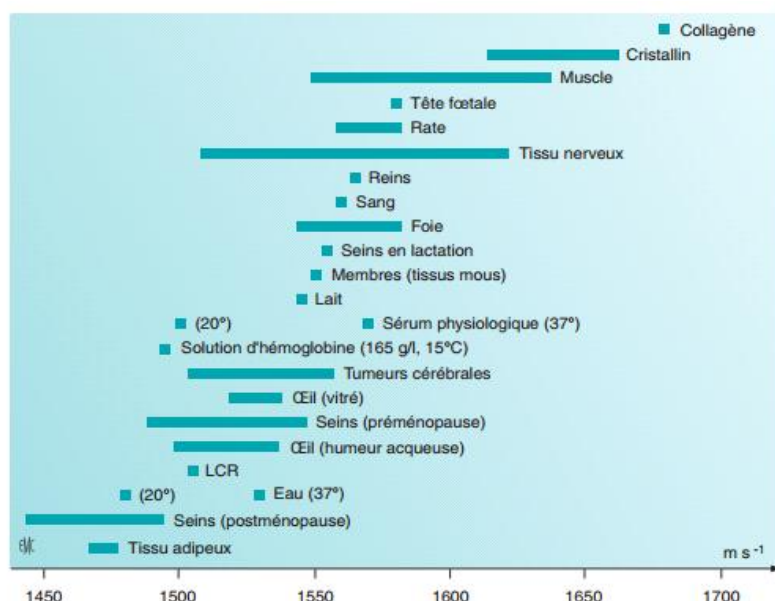


Figure 4. Vitesse de propagation des ondes ultrasonores dans différents tissus biologiques mous.

Tableau 1.

Valeurs de la masse volumique et de l'impédance acoustique pour différents tissus biologiques : les valeurs correspondantes pour l'air sont présentées en comparaison.

Tissus	Masse spécifique (kg/m^3) $\times 10^{-3}$	Impédance acoustique ($\text{kg/m}^2/\text{s}$ ou Rayleigh) $\times 10^{-6}$
Sang	1,06	1,62
Squelette	1,38-1,81	3,75-7,38
Cerveau	1,03	1,55-1,66
Tissu adipeux	0,92	1,35
Reins	1,04	1,62
Foie	1,06	1,64-1,68
Poumon	0,40	0,25
Muscle	1,07	1,65-1,74
Rate	1,06	1,65-1,67
Eau	1,00	1,52
Air	$1,293 \times 10^{-3}$	$0,4 \times 10^{-3}$

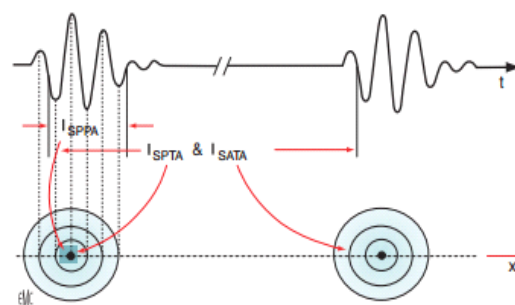


Figure 5. Différentes définitions de l'intensité acoustique : I_{SPTA} (Spatial Peak, Temporal Average : intensité pic dans l'espace et moyenne dans le temps) ; I_{SATA} (Spatial Average, Temporal Average : intensité moyenne dans l'espace et moyenne dans le temps) ; I_{SPPA} (Spatial Peak, Pulse Average : intensité pic dans l'espace et moyenne sur l'impulsion).

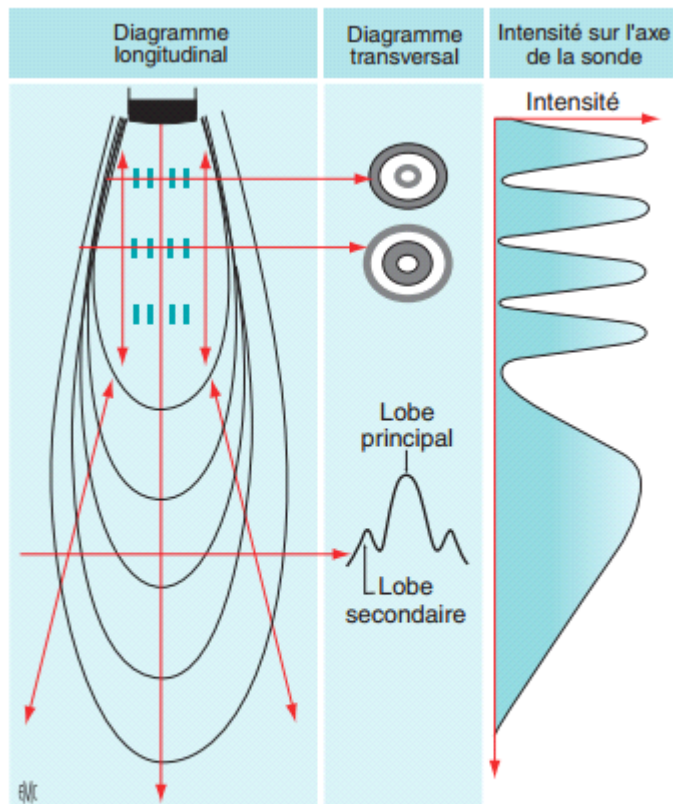
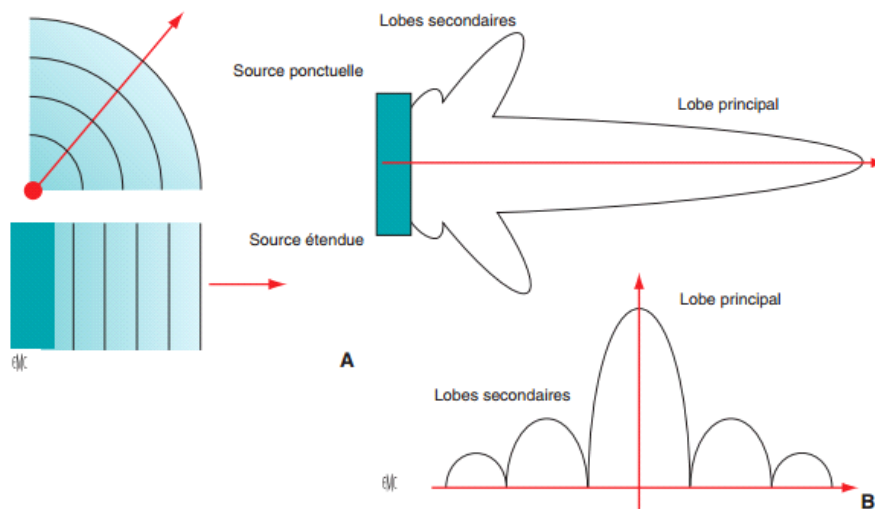
4.5. Production des ultrasons et champ acoustique

Les ultrasons sont produits par piézoélectricité qui est la propriété que possèdent certains matériaux de pouvoir transformer l'énergie électrique en énergie mécanique, c'est-à-dire, une onde électrique en onde mécanique, et inversement. On observe, à la surface de ces matériaux taillés correctement, l'apparition de charges électriques lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques et, inversement, ces matériaux se déforment lorsqu'ils sont soumis à une différence de potentiel. Le cristal piézoélectrique le plus connu est le quartz, mais ses propriétés sont assez mal adaptées aux applications des transducteurs médicaux. C'est pourquoi, d'autres matériaux tels que les céramiques, certains polymères ou les composites qui sont formés de l'association, à la fois, de céramiques et de polymères, sont utilisés. Actuellement, les matériaux les mieux adaptés sont les céramiques et les composites qui constituent l'élément sensible de l'« ensemble sonde » utilisé en échographie. Lors du

fonctionnement d'une sonde ultrasonore, l'énergie acoustique n'est pas émise ou reçue n'importe comment, ni dans l'espace, ni dans le temps. Dans le temps, l'émission de l'énergie acoustique se fait le plus souvent par impulsions (en dehors du mode doppler à émission continue) et la réception se fait de façon continue. Dans l'espace, l'énergie est émise dans une région bien définie : c'est ce qu'on appelle le diagramme de rayonnement. Inversement, les ondes reçues par la sonde n'ont pour origine que cette région : c'est le principe de réciprocité. Le diagramme de « rayonnement » à la réception est le même qu'à l'émission. On parle tout de même de diagramme de rayonnement pendant la réception car il indique alors la sensibilité spatiale de la sonde à la réponse des tissus.

Le diagramme de rayonnement est différent selon que l'on considère une source ponctuelle, c'est-à-dire, de petite dimension devant la longueur d'onde de l'onde ultrasonore émise, λ , ou étendue, c'est-à-dire, de grande dimension devant λ . Une source ponctuelle possède un diagramme de rayonnement sphérique dans l'espace, l'énergie étant émise de façon isotrope (Fig. 6A). Mais il n'en est pas de même avec une source étendue. Dans ce dernier cas, le diagramme de rayonnement est celui présenté sur la Figure 6B. Il comporte, d'une part, un lobe principal dont la direction est confondue avec l'axe de la source et, d'autre part, des lobes secondaires dont les directions font un certain angle par rapport à la direction du lobe principal. Dans le cas d'une source étendue circulaire, à la fois le lobe principal et les lobes secondaires possèdent une symétrie de révolution autour de l'axe de la sonde. La plus grande partie de l'énergie acoustique est émise dans le lobe principal alors qu'une faible quantité d'énergie est émise dans les lobes secondaires. Cela signifie qu'à la réception, la sensibilité de la sonde est plus grande au niveau du lobe principal que des lobes secondaires. C'est le lobe principal qui permet de construire l'image échographique et donc de positionner correctement les interfaces situées dans les tissus, sur l'axe de la sonde. La directivité du lobe principal doit être la plus fidèle possible. Elle est appréciée par le rapport $\lambda/2a$, où a est la dimension caractéristique de la source ou ouverture. Le faisceau est d'autant plus directif que l'ouverture contient un grand nombre de longueurs d'onde. Ainsi, à fréquence donnée, la directivité d'une sonde est d'autant meilleure que l'ouverture est grande. De plus, pour une taille de sonde donnée, la directivité est d'autant meilleure que la fréquence est élevée. Les lobes secondaires, quant à eux, peuvent être à l'origine de fausses images ou artefacts, donnant l'impression que les signaux qu'ils reçoivent proviennent de la direction située juste devant la sonde, comme s'ils étaient détectés par le lobe principal, alors qu'ils proviennent d'une direction différente. Le faisceau ultrasonore est loin d'être parfait car il se complique encore plus dans sa région proximale avec la présence d'interférences. Il n'empêche que l'on peut schématiser le diagramme de rayonnement d'une source ultrasonore étendue par deux régions : une première zone, cylindrique de longueur $a^2/4\lambda$, débutant directement au contact du transducteur et appelée champ proche dans laquelle on note la présence d'interférences, suivie d'une seconde zone, conique divergente, d'angle de divergence $\lambda/2a$ et appelée champ lointain, dans laquelle les interférences ont disparu (Fig. 7). En pratique, la limite entre le champ proche et le champ lointain est à 1 ou 2 cm de la sonde, et la plus grande partie de l'image échographique est formée habituellement dans le champ lointain, c'est-à-dire, dans la région du faisceau la plus régulière. Lorsqu'un échographe fonctionne en émission-réception, il émet des impulsions de pression occupant dans l'espace un volume (ou cellule élémentaire) représenté sur la Figure 8. Ce sont ces impulsions ultrasonores ou déformations localisées de l'espace qui se propagent pour interagir avec les tissus. Les interactions se font alors dans une section de tissu donnée par la largeur de l'impulsion, reliée à la résolution latérale, et pendant un temps donné par sa durée, celle-ci étant reliée à la résolution longitudinale (ou résolution en profondeur). Il faut avoir à l'esprit que plus cette déformation de l'espace est petite, meilleures sont les résolutions du dispositif. La largeur d'une impulsion diminue avec la focalisation du faisceau acoustique alors que sa durée diminue par l'utilisation de sondes «

hautes fréquences » ou « très amorties », comme nous le verrons plus loin.



5. Interactions entre onde ultrasonore et tissus biologiques

5.1. Généralités

Une onde ultrasonore, qui se propage dans un milieu matériel, voit son énergie diminuer progressivement. C'est ce qu'on appelle l'atténuation de l'onde. Cette atténuation a pour

origine les interactions entre l'onde et le milieu de propagation.

35-000-C-10 ■ Bases physiques et technologiques de l'échographie ultrasonore

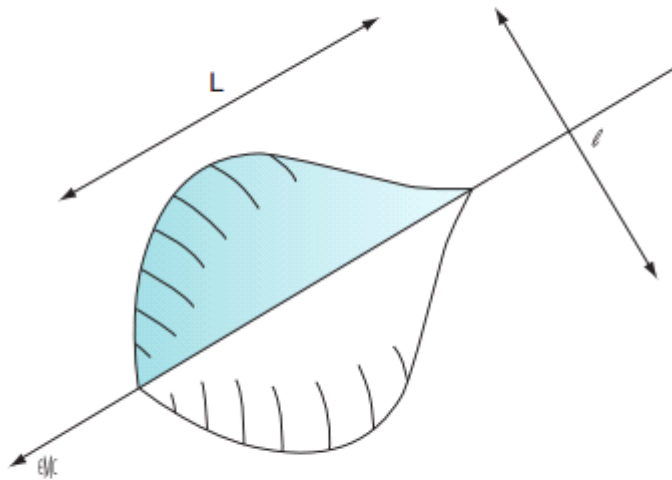


Figure 8. Déformation localisée de l'espace (ou cellule élémentaire) représentant une impulsion ultrasonore isolée se propageant dans l'espace. L : longueur de l'impulsion ; l : largeur de l'impulsion ; $L = \tau c$; τ : durée de l'impulsion ; c : célérité des ultrasons.

Le paramètre μ est appelé coefficient linéaire d'atténuation. Il dépend des propriétés mécaniques (élasticité, densité et viscosité) du tissu, et augmente avec la fréquence de l'onde ultrasonore, entraînant une diminution de l'intensité transmise. L'énergie contenue dans une onde ultrasonore se propageant dans un milieu homogène est donc exponentiellement décroissante, et décroît d'autant plus vite que la fréquence de l'onde est élevée. Dans la plupart des calculs d'atténuation, on est amené à comparer deux intensités, comme par exemple, I_0 et $I(x)$. On utilise alors le rapport $I_0/I(x)$ que l'on exprime dans une unité particulière, le décibel, pour caractériser l'atténuation de l'onde à l'aide du coefficient a , défini ci-après :

$$a = 10(1/x) \log(I_0/I(x))$$

a est le coefficient d'atténuation exprimé en décibel par unité de longueur traversée. Une relation simple, $a = 10\mu/2,3$, relie alors le coefficient d'atténuation linéaire au coefficient d'atténuation exprimé en décibel par unité de longueur. La Figure 9 présente les valeurs du rapport a/F en fonction de F pour différents tissus. On peut remarquer que le coefficient d'atténuation moyen pour les tissus mous est de l'ordre de 0,5 à 1 dB/cm à 1 MHz. Lors de la propagation de l'onde ultrasonore dans les tissus, l'atténuation du faisceau ne permet pas de comparer la réponse acoustique de deux cibles identiques, chacune située à des profondeurs différentes. Les intensités acoustiques arrivant sur ces deux cibles sont différentes, et donc les réponses de ces deux cibles sont également différentes. C'est la raison pour laquelle une amplification du signal reçu par la sonde, fonction de la profondeur à laquelle les échos sont générés, est indispensable. L'écho donné par la cible la plus profonde est plus amplifié que l'écho donné par la cible la plus superficielle afin que les deux réponses soient identiques.

5.2.Mécanismes d'interaction

Les mécanismes d'interaction entre les ultrasons et les tissus biologiques sont au nombre de trois, respectivement la réflexion, la diffusion et l'absorption.

5.2.1. Réflexion

La réflexion se produit lorsqu'une onde ultrasonore de longueur d'onde, λ , rencontre une grande interface, S , par rapport à la longueur d'onde séparant deux milieux d'impédances acoustiques différentes, Z_1 et Z_2 . Ainsi, une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente est réfléchiée par l'interface dans une direction symétrique de la direction incidente par rapport à la normale à l'interface. La différence entre énergies incidente et réfléchiée est transmise sous forme d'une onde réfractée se propageant dans une direction bien définie. La direction des ondes acoustiques incidente, réfléchiée et transmise, obéit aux lois de Snell-Descartes, identiques à celles des ondes lumineuses (Fig. 10A). On définit les facteurs de réflexion, R , et de transmission, T , comme les rapports, respectivement, de l'énergie réfléchiée sur l'énergie incidente, et de l'énergie transmise sur l'énergie incidente. Ces facteurs en énergie dépendent, d'une façon générale, des angles d'incidence, de réflexion et de transmission que font les faisceaux incident, réfléchi et transmis par rapport à la normale à l'interface, mais aussi des impédances acoustiques des deux milieux formant l'interface. En échographie, seule la réflexion normale, c'est-à-dire obtenue avec un faisceau incident faisant un angle de 90° par rapport à l'interface est utile puisque l'onde réfléchiée doit nécessairement revenir vers l'émetteur, qui joue alors le rôle de récepteur. Dans ces conditions, les facteurs de réflexion et de transmission d'une interface plane s'expriment, simplement et uniquement, en fonction des impédances acoustiques, Z_1 et Z_2 , des deux milieux formant l'interface:

$$R = \left[\frac{(Z_1 - Z_2)}{(Z_1 + Z_2)} \right]^2 \text{ et } T = 1 - R$$

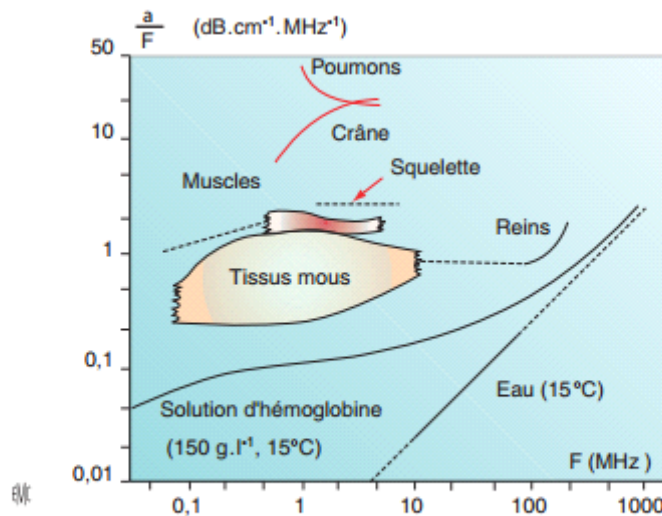


Figure 9. Variations du rapport « coefficient d'atténuation/fréquence », α/F , en fonction de la fréquence pour différents tissus biologiques ; pour les tissus mous et à 1 MHz, α est de l'ordre de 0,5 à 1 dB/cm.

Points essentiels Formation du signal et de l'image échographiques La formation du signal échographique mode A (1D) nécessite :

- l'existence d'interactions entre les ultrasons et les tissus dues à des différences de propriétés mécaniques (densité, élasticité) de ceux-ci :

La réflexion renseigne sur le contour des organes, la diffusion renseigne sur la structure interne de ceux-ci ;

- la propagation des ultrasons à célérité constante dans tous les tissus mous explorés.

La formation de l'image échographique (2D) nécessite :

- la présentation du signal échographique en mode B,
- un balayage dans l'espace du faisceau ultrasonore.

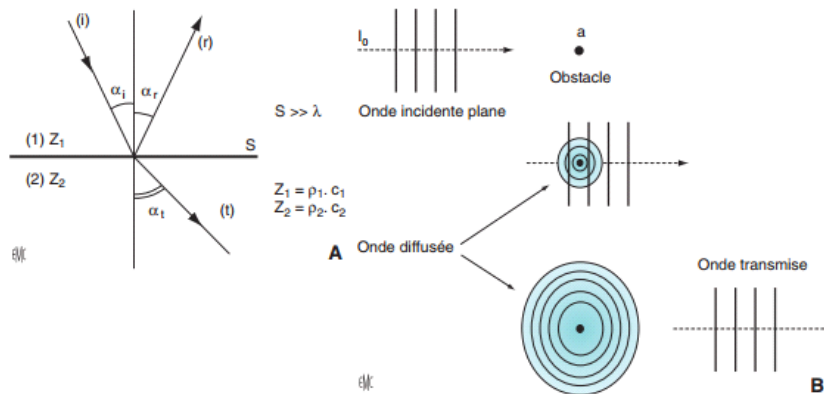


Figure 10.
A. Réflexion d'une onde ultrasonore incidente i à une interface, S , séparant deux milieux 1 et 2 - r est l'onde réfléchie; t est l'onde transmise.
B. Diffusion d'une onde ultrasonore incidente par un petit obstacle.

« tissu mou-squelette », $R_{tm/os}$, pour illustrer la barrière osseuse et « tissu mou-tissu mou », $R_{tm/tm}$, pour illustrer l'interface séparant un organe mou comme le rein, par exemple, des tissus avoisinants comme la graisse périrénale. En utilisant les valeurs des impédances acoustiques données par le Tableau 1, pour l'air, $Z_{air} = 4.102 \text{ kg.m}^{-2}\text{s}^{-1}$ (ou Rayleigh), les tissus mous moyens (identique à celle de l'eau), $Z_{tm} = 1,5.106 \text{ Rayleigh}$, l'os, $Z_{os} = 5.106 \text{ Rayleigh}$, le parenchyme rénal, $Z_{pr} = 1,62.106 \text{ Rayleigh}$, et la graisse périrénale, $Z_g = 1,38.106 \text{ Rayleigh}$, les facteurs de réflexion à ces interfaces sont :

$$R_{tm/air} = 0,999; R_{tm/os} = 0,30; R_{tm/tm} = 0,01$$

- la barrière intestinale réfléchit 99,9 % de l'énergie incidente et est pratiquement infranchissable par les ondes acoustiques ;
- le squelette réfléchit 30 % de l'énergie incidente et, comme toutes interfaces très réfléchissantes, est à l'origine d'ombres acoustiques ;
- très peu d'énergie est réfléchi par une interface de type « tissu mou-tissu mou ». Mais, ce sont ces interfaces de type « tissu mou-tissu mou » qui contribuent à l'image échographique. De plus, l'avantage d'un faible facteur de réflexion permet à l'intensité transmise, alors suffisamment élevée, d'interagir avec les tissus situés plus en profondeur.

5.2.2. Diffusion

Le deuxième mécanisme d'interaction entre une onde ultrasonore et la matière est la diffusion des ultrasons. La diffusion se produit lors de l'interaction entre une onde de longueur d'onde, k , et un petit obstacle de dimension $a < k$. Du fait de la présence même de l'obstacle sur le trajet de l'onde incidente, celui-ci vibre et réémet dans toutes les directions de l'espace une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente (Fig. 10B). Dans le cas d'un obstacle très petit devant la longueur d'onde, le rapport de l'intensité diffusée sur l'intensité incidente, I_d/I_0 , est donné par la loi de Rayleigh:

$$I_d/I_0 = ka^6 F^4$$

où F est la fréquence de l'onde et k est un coefficient de proportionnalité qui dépend à la fois

des propriétés mécaniques de l'obstacle et du milieu environnant ainsi que de l'angle que fait la direction de l'onde diffusée par rapport à la direction de l'onde incidente.

La loi de Rayleigh, qui peut schématiquement être utilisée ici pour évaluer l'intensité ultrasonore renvoyée vers la sonde, montre que l'intensité diffusée par un centre diffuseur est d'autant plus importante que la fréquence ultrasonore utilisée est élevée et que les dimensions de l'obstacle sont grandes (mais tout en restant petites devant la longueur d'onde). En pratique, la diffusion ultrasonore se produit avec des obstacles tels que les hétérogénéités cellulaires ou les microvaisseaux formant la structure interne des organes, les globules rouges du sang ou leurs agrégats, les microcalcifications. La diffusion explique, notamment, pourquoi certaines microcalcifications, donc de très petites dimensions, contenues par exemple dans un rein, un foie ou une vésicule biliaire, ne sont pas suivies d'une ombre acoustique.

Cette distinction entre réflexion donnée par un gros obstacle et diffusion donnée par un petit obstacle se veut volontairement schématique et a pour objectif de comprendre la formation de l'image échographique. En pratique, des obstacles de toutes les tailles existent dans l'organisme et seront visualisés.

5.3.Absorption

Le troisième et dernier mécanisme d'interaction entre une onde ultrasonore et les tissus biologiques est l'absorption par les tissus traversés d'une partie de l'énergie contenue dans l'onde incidente. Le phénomène d'absorption correspond à une dégradation de l'énergie mécanique contenue dans l'onde ultrasonore en énergie thermique qui est alors dissipée dans le milieu. L'absorption a deux origines, d'une part la viscosité des tissus et, d'autre part, les réactions chimiques d'équilibre présentes dans l'organisme. C'est ce qu'on appelle, respectivement, l'absorption par relaxation visqueuse et l'absorption par relaxation chimique. Une des conséquences du phénomène d'absorption est une élévation de la température du milieu. Celle-ci est proportionnelle, à la fois, au coefficient d'absorption du milieu et à l'intensité ultrasonore incidente. Au total, la réflexion et la diffusion sont les mécanismes d'interaction nécessaires à la formation du signal échographique et donc de l'image échographique, la réflexion donnant schématiquement l'image du contour des organes et la diffusion l'image de la structure interne de ceux-ci. L'absorption, en revanche, ne contribue absolument pas au signal échographique, et participe même à sa dégradation.

6. Formation de l'image échographique et traitements

L'image échographique est l'image des propriétés mécaniques d'une tranche de tissu dont la position et l'épaisseur sont déterminées, respectivement, par le plan de balayage du champ ultrasonore, et donc la position de la sonde, et par les caractéristiques géométriques du faisceau et notamment ses dimensions. Une image échographique est donc caractéristique des propriétés de réflectivité d'une tranche de tissu, moyennées selon son épaisseur. Une image échographique est obtenue à l'aide du mode échographique B (B comme brillance), associé à un balayage du champ acoustique. Auparavant, il faut présenter le mode échographique A (A comme amplitude), qui n'est plus utilisé actuellement en pratique, mais qui est à la base du mode B et qui permet de comprendre comment est formé le signal. Nous verrons ensuite les autres modes échographiques

6.1.Points essentiels

Principales techniques ultrasonores utilisées en diagnostic

En exploration tissulaire :

- l'échographie conventionnelle,
- l'imagerie harmonique,
- l'échographie 3D/4D,
- le doppler tissulaire.

En exploration vasculaire :

- les modes doppler continu/pulsé,
- le mode doppler couleur,
- le mode doppler puissance/énergie.

6.2.Signal échographique mode A/mode B/balayage du champ ultrasonore

Le mode échographique A (Fig. 11, ligne A) est le signal électrique obtenu aux bornes de la sonde au retour de l'impulsion ultrasonore, détecté (c'est-à-dire redressé et filtré), et présenté sous forme de son amplitude en fonction du temps. Le signal échographique témoigne en fait de l'onde de pression, réfléchie ou diffusée par les obstacles situés sur l'axe de la sonde, qui revient sur celle-ci. La réponse à un obstacle ponctuel ou à une interface a la forme d'un pic (ou écho) dont l'amplitude est donnée par la loi de Rayleigh, s'il s'agit d'une diffusion, ou par les lois de Snell-Descartes, s'il s'agit d'une réflexion. La durée, t , qui s'écoule entre l'émission de l'impulsion et l'apparition du pic aux bornes de la sonde permet de connaître l'éloignement, p , de l'obstacle par rapport au transducteur, en considérant la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus mous, $c_{moy.}$, comme constante : $p = c_{moy.}t/2$. L'échographe mesure donc le temps, t , et présente l'onde réfléchie par l'obstacle sous forme d'un écho situé sur l'axe de la sonde à la distance, p , de celle-ci. La Figure 12A présente un exemple d'écho mode A, obtenu aux bornes de la sonde après réflexion de l'onde incidente sur une interface plane, et qui est en fait le signal haute fréquence (HF) redressé et filtré comme nous le reverrons plus loin. La Figure 12B présente, quant à elle, un exemple de mode échographique A obtenu in vivo. Le mode échographique B (Fig. 11, ligne B) est la représentation, toujours dans l'axe de la sonde, du signal A sous forme d'un mode « brillance », en fonction du temps, t , ou bien, ce qui revient au même, en fonction de la profondeur de pénétration, p . L'amplitude des échos module l'intensité du faisceau d'électrons arrivant sur l'écran pour former les points « images » dont la brillance est directement représentative de l'amplitude du mode A. Un déplacement (ou balayage) manuel ou automatique du faisceau ultrasonore dans un plan suffit ensuite pour faire l'image de la tranche de tissu correspondante. La Figure 11, ligne C, montre comment l'image échographique mode B est obtenue à partir du mode A et d'un balayage parallèle du champ ultrasonore. Au début de l'échographie, le balayage du champ ultrasonore était un balayage manuel n'utilisant qu'une monosonde. La sonde était déplacée manuellement à la surface de la peau. Ce balayage ne pouvait qu'être lent, et il devait obligatoirement être associé à une fonction « mémoire

d'image » de la machine qui enregistrerait les informations mode B analogiques, au fur et à mesure qu'elles apparaissent sur l'écran. Actuellement, les machines sont appelées « temps réel » car elles présentent les images formées à une vitesse rapide, comparable à celle du standard vidéo, de façon à obtenir des séquences d'images. Les images échographiques sont ainsi formées d'un certain nombre de lignes mode B de répartition spatiale différente selon les sondes (Fig. 13). La formation d'une image d'environ 100 lignes sur 25 cm de profondeur doit être effectuée en quelques dizaines de millisecondes et impose un balayage rapide, mécanique ou électronique, du champ ultrasonore à l'aide, le plus souvent, de sondes multitransducteurs. La miniaturisation des sondes a permis depuis quelques années leur introduction dans les cavités naturelles de l'organisme afin de les rapprocher de la zone à visualiser. La distance parcourue par les ondes ultrasonores dans les tissus étant alors plus courte

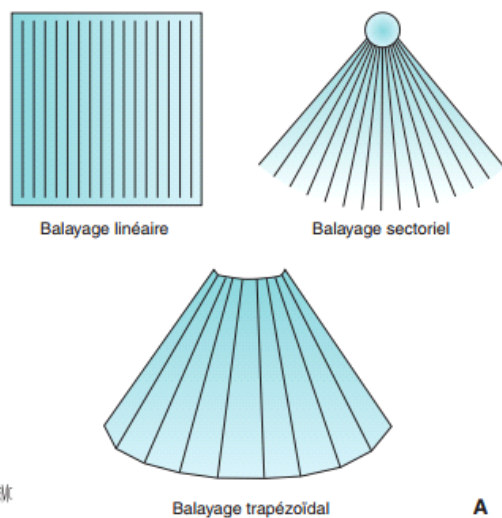
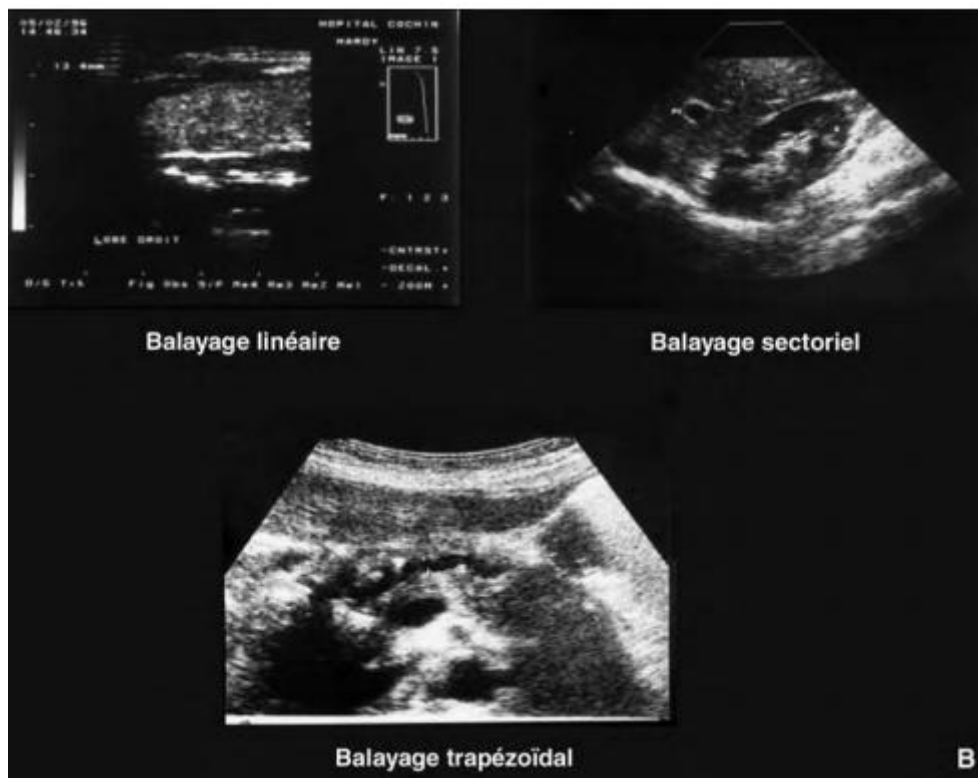


Figure 13.

A. Principaux types de balayage du champ ultrasonore.

B. Forme de l'image échographique selon le type de balayage.



l'atténuation du faisceau est diminuée par rapport à l'utilisation d'une sonde échographique conventionnelle, ce qui permet de travailler à plus haute fréquence et donc d'obtenir des images de meilleure définition. Les organes intéressés sont le cœur par voie transœsophagienne, les ovaires et l'utérus par voie transvaginale, la prostate par voie transrectale, l'œsophage, l'estomac, le duodénum et le pancréas par voie intradigestive ainsi que l'intérieur des grosses artères par voie intravasculaire. Enfin, des sondes particulières permettant de guider les ponctions-biopsies sous échographie afin de visualiser le trajet de l'aiguille ont également été développées notamment pour le foie, le rein ou la thyroïde.

6.3. Autres modes échographiques

6.3.1. Imagerie 3D/4D

L'imagerie échographique 3D est une imagerie mode B qui nécessite, dans un premier temps, l'acquisition du signal échographique, ligne par ligne, provenant de tout un volume tissulaire et, dans un deuxième temps, la reconstruction et la présentation des coupes échographiques appartenant à ce volume, à partir des données obtenues [3]. L'acquisition volumique utilise deux approches de base, soit des sondes conventionnelles 1D donnant des images à deux dimensions (2D) qui sont ensuite reconstruites en images 3D, soit des sondes dédiées 2D générant directement des images à trois dimensions (3D) dynamiques (Fig. 14A). Bien que l'utilisation de sondes 2D produisant des images 3D soit la plus commode, cette technologie est encore coûteuse. La majorité des échographes 3D actuels utilisent donc la première approche. Le balayage mécanique des sondes conventionnelles 1D se fait soit automatiquement de façon motorisée, soit manuellement à vitesse constante mais de façon suffisamment précise pour pouvoir donner des images reconstruites 3D fidèles. Le rendu 3D se fait dans ce cas soit par présentation de trois images 2D orthogonales les unes par rapport aux autres, soit par rendu volumique après extraction de surfaces (Fig. 14B). Dans le cas des sondes dédiées, composées d'un réseau 2D de petits transducteurs juxtaposés, le balayage du champ ultrasonore est obtenu électroniquement, et la présentation des informations 3D se fait soit par plans multiples, soit par rendu volumique. Le rendu volumique après extraction de

surfaces a plus de succès pour les structures anatomiques solides, entourées de liquide, telles que les limites fœtales.

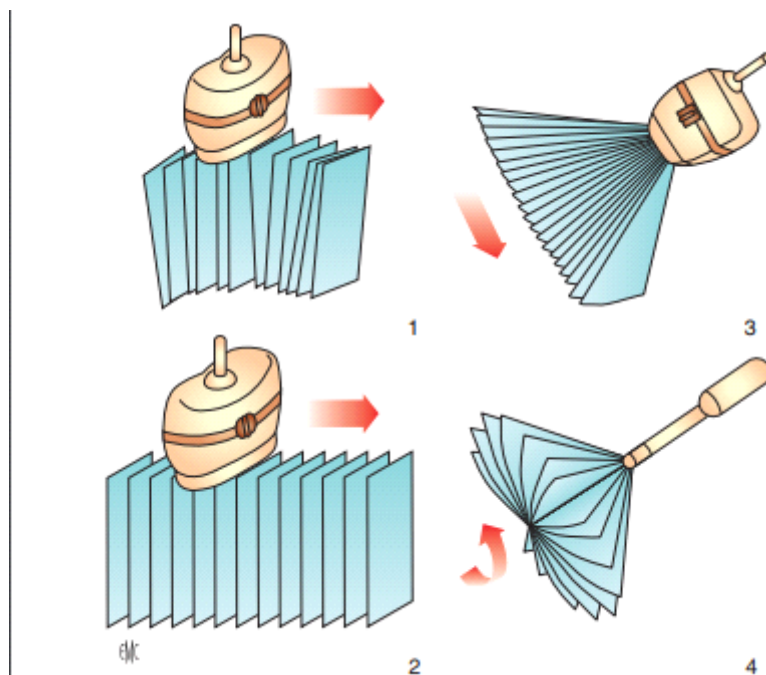


Figure 14.

A. Acquisitions 3D à l'aide de sondes conventionnelles à balayage manuel

(1), à balayage mécanique (2), à l'aide de sondes dédiées 2D à balayage électronique pyramidal (3), rotationnel (4). B. Reconstruction 3D à l'aide d'un rendu volumique après extraction de surfaces (fœtus) (document aimablement communiqué par GE, France).

6.3.2. Imagerie harmonique

L'imagerie harmonique est basée sur le fait que les signaux provenant des tissus ne contiennent pas uniquement des fréquences appartenant à la bande passante de la sonde autour de la fréquence d'émission, mais également des fréquences contenues dans les bandes

passantes multiples de la fréquence d'émission que l'on appelle « harmoniques ». Les signaux provenant des tissus contiennent, d'une part, une composante linéaire prédominant autour de la fréquence d'émission, utilisée pour construire l'image échographique conventionnelle et, d'autre part, une composante non linéaire provenant de la distorsion du signal acoustique lors de sa propagation dans les tissus, située autour de la fréquence double de la fréquence d'émission, utilisée pour construire l'image harmonique [4]. Il existe deux méthodes d'imagerie harmonique. La première méthode utilise le filtrage en fréquence du signal autour du double de la fréquence d'émission (ou seconde harmonique) (Fig. 15A). De cette façon, seule la seconde harmonique est conservée et sert à construire l'image échographique. La seconde méthode utilise l'inversion de phase qui consiste à émettre deux impulsions successives, la seconde impulsion étant inversée de 180° par rapport à la première, puis à additionner les deux réponses provenant des tissus (Fig. 15B). De cette façon, la composante linéaire portée par la fréquence d'émission est éliminée, et seule la composante non linéaire portée par la seconde harmonique est conservée pour construire l'image. Les avantages de l'imagerie harmonique par rapport à l'imagerie conventionnelle sont une amélioration du rapport signal/ bruit, une prépondérance des harmoniques au centre du faisceau conduisant à une autofocalisation et donc à une amélioration de la résolution latérale, et une amélioration de la résolution longitudinale puisque l'image est obtenue à plus haute fréquence. L'imagerie harmonique, proposée sur la plupart des échographes actuels, peut être considérée dès à présent comme une technique devant prendre à l'avenir de plus en plus d'importance dans le domaine de l'imagerie ultrasonore. La Figure 15C présente une comparaison entre images conventionnelles et harmoniques.

6.3.3. Mode temps-mouvement ou « TM »

Le mode TM permet de suivre le mouvement des structures mobiles selon la direction d'exploration. Il utilise un seul transducteur, soit celui d'une monosonde, soit un des transducteurs d'une sonde d'appareil temps réel. Le mode échographique B ainsi obtenu dans l'axe du faisceau est visualisé en fonction du temps (Fig. 16). L'avantage du mode TM est qu'il permet de mieux apprécier les structures en mouvement et de calculer notamment des vitesses de déplacement.

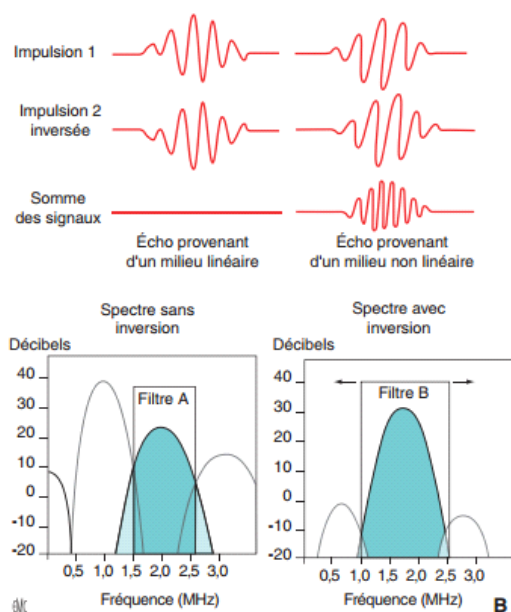
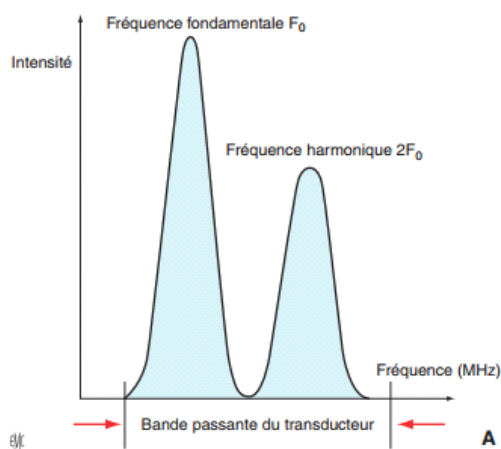
6.3.4. Imageries doppler

Les modes échographiques doppler permettent, grâce à l'effet doppler ultrasonore, de mesurer, de présenter sous forme de courbe en fonction du temps la vitesse d'écoulement du sang dans les vaisseaux, et de faire des images du sang circulant et même des tissus en mouvement. Les techniques doppler sont exposées par ailleurs, et seules les bases physiques sont reprises ici. L'effet doppler est le changement de fréquence que subit une onde renvoyée par un obstacle en mouvement. Les globules rouges se déplaçant à la vitesse v , et recevant une onde ultrasonore incidente de fréquence F_0 , réémettent l'onde à une fréquence F_d , qui dépend, à la fois, de sa vitesse de déplacement propre et de l'angle θ , que fait la direction de propagation de l'onde incidente avec la direction du mouvement. La différence de fréquences $F_0 - F_d = F_D$ est appelée fréquence doppler et est affectée du signe + ou - selon la direction de l'écoulement. Lorsque l'émetteur de l'onde et le récepteur sont situés au même endroit, comme dans le cas des explorations ultrasonores, un double effet doppler, à l'émission et à la réception, se produit et F_D a pour expression:

$$F_D/F_0 = (2v/c) \cos \theta$$

où c est la célérité moyenne des ondes ultrasonores dans le milieu. La mesure de la fréquence

doppler ainsi que la connaissance de l'angle d'incidence permettent de déduire la vitesse du flux sanguin v , sachant que la fréquence d'émission F_0 et la célérité des ultrasons c sont connues. On peut noter que si l'angle h est égal à 90° , il n'y a pas d'effet doppler. Il faut donc toujours s'arranger pour que la direction du faisceau d'ultrasons ne soit pas perpendiculaire à la direction de l'écoulement. Par ailleurs, le débit du sang dans les vaisseaux suffisamment gros peut également être évalué à l'aide de l'équation de continuité, débit = section \times vitesse, la section pouvant être mesurée par échographie. De plus, les fréquences doppler données par les écoulements étudiés chez l'homme sont dans le domaine des fréquences audibles ($20 \text{ Hz} < \text{FD} < 20 \text{ kHz}$). Une sortie audio des fréquences doppler, en plus de la courbe des vitesses en fonction du temps, est donc systématique. Plusieurs modes doppler ont été développés successivement : le mode doppler à émission continue, le mode doppler à émission pulsée, l'imagerie doppler couleur et l'imagerie doppler puissance (ou énergie) pour l'exploration vasculaire, et le mode doppler tissulaire couleur essentiellement pour l'exploration du cœur. Ils seront présentés en détails par ailleurs.



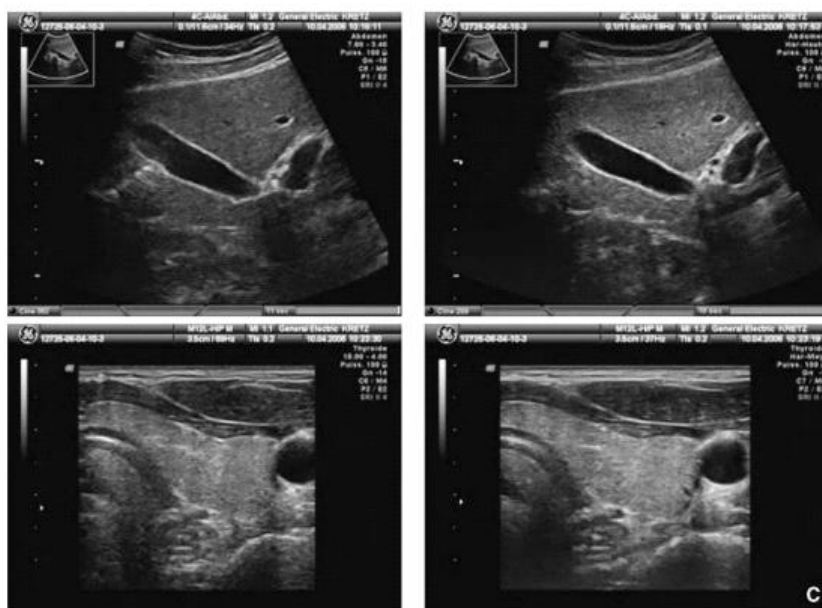


Figure 15.

A. Imagerie harmonique par filtrage en fréquence - seule la composante harmonique du signal est conservée.

B. Par inversion de phase - après addition des réponses, les composantes linéaires du signal, faisant suite aux deux impulsions se compensent et seule reste la composante non linéaire.

C. Comparaison entre images échographiques conventionnelles (colonne de gauche) et images échographiques harmoniques (colonne de droite) pour une vésicule biliaire en haut et une glande thyroïde en bas (document aimablement communiqué par CE, France).

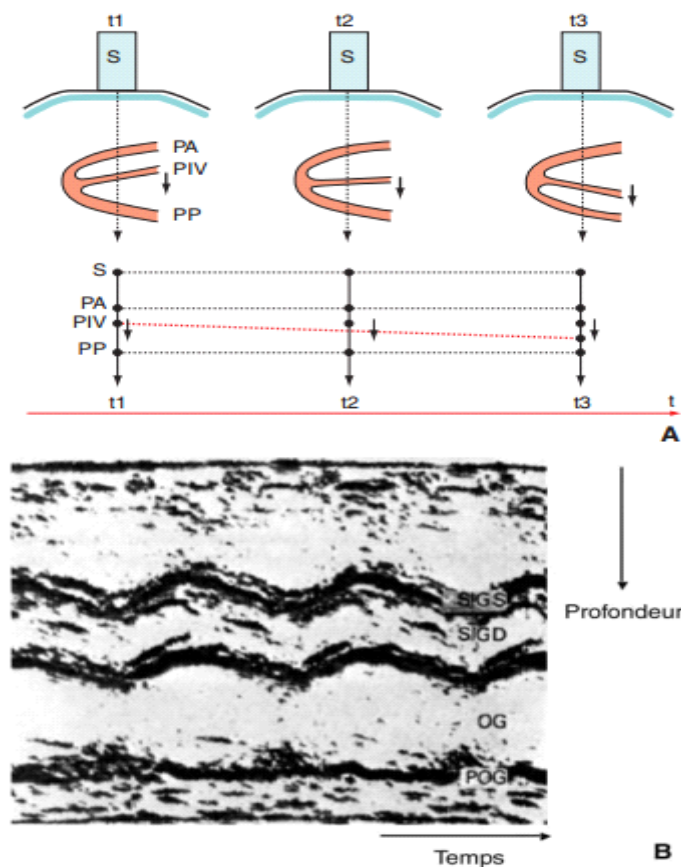


Figure 16.

A-Principe de formation du mode échographie temps-mouvement (ou TM) sur le cœur (S : sonde, PA : paroi antérieure, PIV : paroi interventriculaire, PP : paroi postérieure) à différents instants t1, t2, t3. B. Mode TM obtenu in vivo.

7. Produits de contraste

La nécessité d'utiliser des agents de contraste en ultrasonologie a longtemps paru inutile car l'échographie est déjà une technique atraumatique et de réalisation facile. Pourtant, le concept de rehaussement du contraste au moyen d'agents pharmaceutiques s'est révélé bientôt très intéressant, notamment dans le domaine de l'imagerie vasculaire. Le besoin d'agents de contraste s'est peu à peu développe et l'efficacité de ces produits s'est progressivement améliorée. L'utilisation des produits de contraste est exposée par ailleurs. Seules sont rappelées ici leurs propriétés physiques intéressantes pour ce type d'explorations qui devraient prendre de plus en plus d'importance dans l'avenir.

Deux approches peuvent être utilisées : l'injection d'agents de contraste, soit demeurant dans le système vasculaire, soit s'accumulant dans certains organes, et entraînant une modification des propriétés physiques des tissus. Le principal effet utilisé par la majorité des produits de contraste, qui se présentent la plupart du temps sous forme de microbulles de gaz, est l'augmentation de l'intensité ultrasonore rétrodiffusée.

Les agents de contraste doivent avoir une taille suffisamment petite pour pouvoir franchir le lit pulmonaire et arriver dans le cœur gauche et la grande circulation. La durée de vie des microbulles d'air étant très courte, leur encapsulation à l'intérieur de coques protectrices protéiques ou lipidiques a permis de l'augmenter. Enfin, un progrès récent et important relatif au rehaussement du contraste a été l'utilisation des propriétés non linéaires de ces agents, permettant ainsi de faire de l'imagerie harmonique.

Retournement temporel

La détection et l'imagerie par retournement temporel est une méthode développée depuis quelques années, bien adaptée à la détection d'objets ponctuels, mais encore aujourd'hui à l'état embryonnaire et qui cherche ses applications.

Cette technique utilise un réseau de transducteurs ou miroir, chacun d'entre eux pouvant travailler en émission et en réception. Le principe de la méthode réside dans le fait que, lorsqu'un transducteur du réseau reçoit un signal, celui-ci est mis en mémoire puis retourne temporellement (la fin du signal devient le début et inversement) avant que le miroir renvoie dans le milieu le signal retourne. L'avantage de la technique est une bonne focalisation de l'onde acoustique retournée, la focalisation étant d'autant meilleure que le milieu possède une structure hétérogène et aléatoire. Les applications potentielles actuelles sont toujours à l'état de Développement et concernent essentiellement, à la date d'aujourd'hui, le domaine de la thérapie comme, par exemple, la destruction des lithiases et l'échauffement ponctuel des tissus.

8. Facteurs de qualité

La qualité d'une image échographique dépend, à la fois, des résolutions spatiales et du rapport signal/bruit ou résolution en amplitude fournis par la machine. C'est en fait la sonde échographique qui est le facteur limitant ces résolutions. Il existe enfin un autre type de résolution qui limite la qualité de l'information échographique, c'est la résolution temporelle.

8.1. Résolution spatiale

La résolution spatiale est la qualité que possède l'appareil à pouvoir distinguer l'image de deux points objets séparés dans l'espace. Elle est alors caractérisée par la distance minimale qui sépare les deux points objets pour pouvoir séparer leurs images.

Il existe en fait trois résolutions spatiales : une résolution en profondeur, ou axiale, ou longitudinale, et deux résolutions latérales.

La résolution en profondeur est la distance minimale qui sépare deux points objets situés dans l'axe du faisceau (Fig. 22A). Elle dépend de la durée de l'impulsion ultrasonore émise, c'est-à-dire, de la fréquence de résonance et de l'amortissement de la sonde. La résolution en profondeur est améliorée par l'utilisation de sondes hautes fréquences et de sondes bien amorties. Elle est en général de l'ordre de 0,5 à 2 ou 3 millimètres selon la fréquence. La première réso-

lution latérale, que l'on oublie souvent, est celle qui est liée à l'épaisseur de la coupe anatomique définie par le balayage du champ ultrasonore. En effet, deux points objets, situés tous les deux à la même distance de la sonde dans l'épaisseur de la coupe, ne pourront pas être distingués. La deuxième résolution latérale est celle qui permet de séparer deux points objets, situés dans le plan de coupe et dans la direction perpendiculaire à la direction de propagation des ultrasons (Fig. 22B). Ces deux résolutions dépendent de la largeur du faisceau ultrasonore, et donc de sa focalisation. Dans le cas des sondes à balayage électronique, ces deux résolutions latérales peuvent être différentes puisqu'elles dépendent des dimensions géométriques, longueur et largeur, des transducteurs à section rectangulaire utilisent. Dans le cas des sondes à balayage mécanique utilisant des transducteurs cylindriques, la résolution latérale est la même dans toutes les directions perpendiculaires à la direction de propagation des ultrasons, puisqu'il existe une symétrie de révolution autour de l'axe du transducteur. Les résolutions latérales sont de l'ordre de 2 à 3 mm.

La focalisation du champ acoustique est donc indispensable pour améliorer les résolutions latérales. Elle permet la concentration de l'énergie acoustique émise (ou reçue) dans un petit volume de l'espace pour que les réponses venant des points situés dans cette région soient plus facilement détectables. Cette région est appelée « tache focale » (Fig. 23). On la caractérise par sa longueur, l , et par son diamètre, d , qui, dans le cas d'un transducteur cylindrique, sont données par :

$$l \approx k \frac{fD}{2}, \text{ et } d \approx k \frac{fD}{2} \quad (12)$$

D est le diamètre du transducteur, et f est la distance focale, c'est-à-dire la distance du centre de la tache focale à la sonde.

Ce que tout utilisateur d'échographe souhaiterait, ce serait d'avoir une tache focale de largeur la plus petite possible, sur la plus grande profondeur de champ possible, de façon à obtenir la meilleure focalisation sur la plus grande distance possible. Mais les expressions (12) montrent qu'en jouant soit sur l'ouverture de la sonde, D , soit sur la distance focale, f , il est impossible qu'à la fois la résolution latérale et la profondeur de champ soient les meilleures possibles. Un compromis sur le choix de la distance focale et l'ouverture de la sonde est alors nécessaire.

8.2. Résolution en amplitude

Le second facteur de qualité de l'image échographique est la résolution en amplitude, donnée par le rapport signal/ bruit ou dynamique. Plus la dynamique du signal échographique est élevée, plus la quantité d'information stockée sur l'image est importante. Habituellement, la dynamique de la sonde est de l'ordre de 100 à 120 dB et limite celle du signal échographique pouvant être visualisé. Il faut savoir aussi que le rapport signal/bruit dépend de la bande passante en fréquence de la sonde. D'une part, le rapport S/B est maximum pour une fréquence égale à la fréquence de résonance propre du transducteur et décroît lorsque celle-ci s'en éloigne et, d'autre part, S/B est plus faible pour une sonde amortie que dans le cas d'une sonde peu amortie. D'autres facteurs

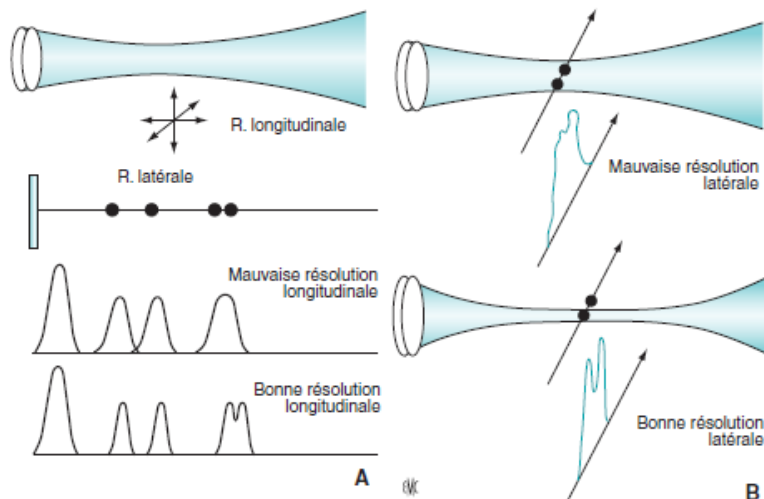


Figure 22.
A. Résolution longitudinale (ou axiale ou en profondeur).
B. Résolution latérale.

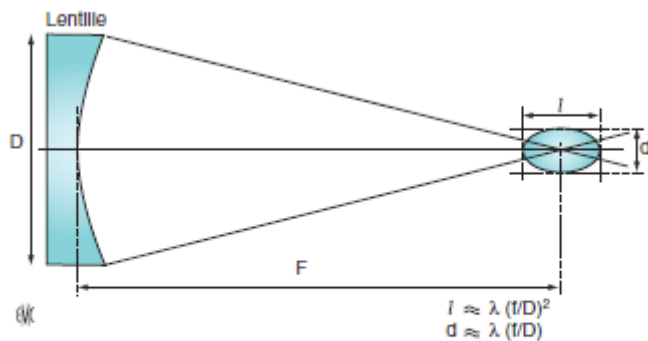


Figure 23. Définition de la zone focale d'une sonde cylindrique focalisée. l : longueur de la zone focale ; d : diamètre de la zone focale ; D : diamètre de l'émetteur ; f : distance focale ; F : fréquence ultrasonore.

Comme le filtrage du signal ou le nombre de niveaux mémoires influent également sur la dynamique du signal, mais a un moindre degré. Enfin, du fait de l'amplification en profondeur d'environ 70 dB des échos provenant de la profondeur par rapport à ceux provenant de la surface, la dynamique du signal servant à construire l'image échographique ne dépasse pas 40 dB, c'est-à-dire, un rapport 100 entre les amplitudes du plus grand et du plus petit écho que peut détecter la sonde (Fig. 24).

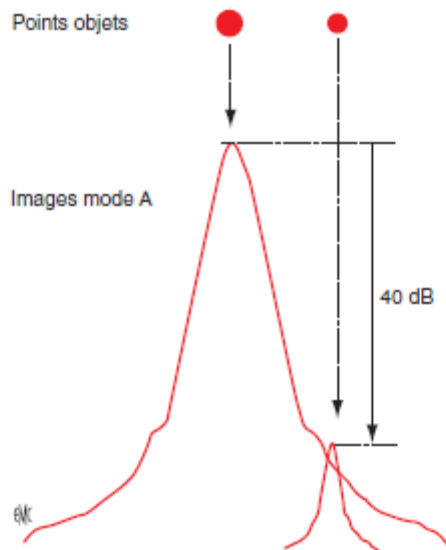


Figure 24. Échos A donnés par deux points objets de différence de dynamique 40 dB.

8.3. Résolution temporelle

La résolution temporelle d'un échographe est le temps minimum qui sépare deux images successives, lors d'une séquence d'images, sans qu'il y ait perte d'information.

Actuellement pour la plupart des applications de l'échographie, les images « temps réel » peuvent être construites à une fréquence allant jusqu'à 25 Hz (soit 25 images/s). Cela signifie qu'à cette fréquence, une sonde de 100 transducteurs peut explorer la dynamique de la plupart des tissus jusqu'à environ 25 cm en profondeur. Seul, en fait, le système cardiovasculaire entraîne chez l'homme des mouvements du cœur et des déplacements du sang et des vaisseaux plus rapides. Pour que le mouvement des valves cardiaques d'un cœur battant à 60 pulsations par minute (1 Hz) soit correctement « vu » en échographie sans perte d'information, il faudrait monter à une fréquence image d'environ 50-60 Hz (soit 50-60 images/s).

9. Mémoires d'image/conversion analogique-numérique

Les premières mémoires utilisées étaient des mémoires analogiques enregistrant, au tout début de l'échographie, le signal en « tout ou rien » puis en niveaux de gris. Les mémoires utilisées aujourd'hui sont des mémoires numériques. Elles sont capables de stocker un grand nombre de niveaux de gris et peuvent effectuer ce qu'on appelle une « conversion de balayage », indispensable pour présenter sur un écran vidéo dont le balayage se fait parallèlement, ligne par ligne, une image échographique obtenue par exemple à l'aide d'un balayage sectoriel du champ ultrasonore. Ces mémoires numériques sont devenues peu onéreuses.

La conversion analogique-numérique du signal échographique est réalisée plus ou moins précocement avant la mise en mémoire de l'information, dès le recueil du signal à la sortie de la sonde ou une fois les prétraitements effectués. Ces mémoires peuvent être simplement représentées par une matrice de cellules élémentaires (ou pixel) à deux dimensions, dont l'adresse informatique est donnée par les coordonnées de l'écho à représenter, et dont le contenu est l'information en mode binaire de l'amplitude de l'écho. Chaque amplitude est codée en octets de n bits de précision. Un codage sur, par exemple, 64 niveaux (26) est fait sur 6 bits.

10. Traitements de gris

Une fois amplifié correctement, le signal échographique dont la dynamique maximale est de l'ordre de 40 dB (rapport d'amplitude 100 entre l'amplitude maximale et l'amplitude mini-

male des échos visualises) doit être lu sur un écran video a l'aide d'un signal lumineux dont la dynamique est de l'ordre de 15 a 20 dB (environ 15 a 20 niveaux de gris entre le noir et le

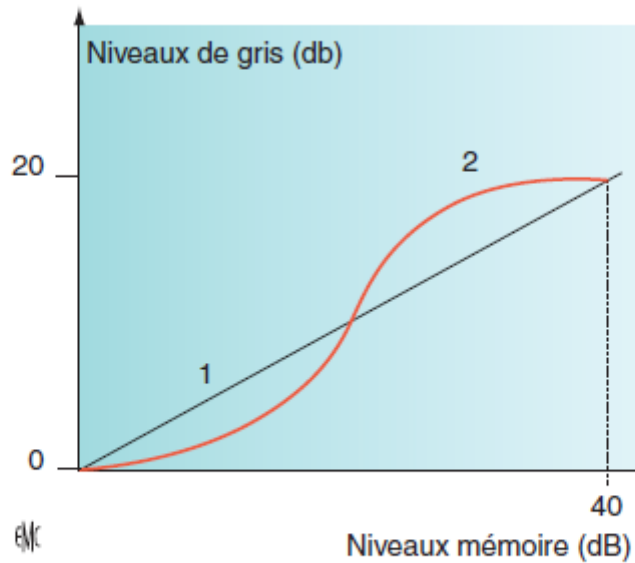


Figure 18. Courbes de contraste « niveaux mémoire – niveaux de gris »
(1) linéaire, (2) sigmoïde.

Blanc). Cette adaptation de dynamique peut se faire de façon linéaire, par compression régulière du signal échographique en signal lumineux, à l'aide d'une courbe dite de contraste linéaire (Fig. 18, courbe 1). Mais la courbe de contraste peut aussi être sigmoïde, et permettre alors de contraster plus les échos dans une tranche d'amplitudes données (Fig. 18, courbe 2).

11. Traitements du signal échographique

Les traitements du signal échographique que nous allons décrire maintenant peuvent être effectués dans un ordre différent, d'un appareil à l'autre. On peut distinguer les prétraitements (ou préprocessing) intervenant avant la mise en mémoire du signal échographique et les post-traitements (ou post-processing) intervenant après mise en mémoire du signal échographique.

11.1. Redressement_filtrage

Le signal électrique délivré par la sonde à l'échographe, et témoin du signal acoustique renvoyé par les tissus et modulé en amplitude par ceux-ci, est un signal HF appelé radiofréquence, et dont la fréquence de la porteuse est la fréquence de résonance de la sonde. Ce signal est alors détecté, c'est-à-dire redressé puis filtré (Cf. Fig. 12A), pour donner les signaux échographiques mode A puis mode B, unidirectionnels que l'on connaît et qui sont utilisés pour obtenir l'image échographique.

L'image échographique est caractérisée par un bruit appelé speckle. Le speckle est dû à un phénomène d'interférences constructives d'ondes réfléchies par des diffuseurs aléatoirement espacés contenus dans les tissus traversés. L'étude des propriétés statistiques de l'image ultrasonore peut donc permettre d'extraire des informations (densité, répartition des diffuseurs) sur les milieux traversés et en particulier de différencier des tissus en vue d'une segmentation.

11.1.1. Le filtre de Lee

Lee a d'abord proposé un filtre pour le cas d'un bruit additif. L'origine de ce filtre est la méthode de Wallis qui permet de fixer directement la moyenne et la variance locales des intensi-

tés du résultat. La réflectivité de la scène est supposée stationnaire et caractérisée par son espérance et sa variance.

11.1.2. Filtres médians

Filtres médians Czerwinski utilise un filtre médian directionnel pour préserver des contours et des lignes fines dans les images échographiques. Les résultats démontrent une 52 Coefficient de variation et état de l'art amélioration par rapport aux filtres médians pondérés. Des bâtonnets unidimensionnels sont utilisés pour estimer la direction des contours. Ultérieurement, il utilise des bâtonnets de formes et tailles diverses et propose de colorer l'image en utilisant pour chaque pixel une teinte relative à la direction de la ligne la plus proéminente qui y passe.

11.1.3. Transformée en ondelettes

La première utilisation des ondelettes pour la réduction du speckle est l'œuvre de. Par la suite Zong utilise une approche homomorphique multi-échelle. Les La segmentation dans l'imagerie médicale 53 coefficients des ondelettes du logarithme de l'image échographique sont estimés. Ils sont ensuite rétrécis (soft thresholding) pour éliminer le bruit. Achim propose une méthode similaire reposant sur la décomposition en ondelettes de la transformation logarithmique de l'image. Il utilise un estimateur bayésien avec l'a priori d'une distribution symétrique alpha-stable de cette décomposition.

Image ultrasonore de l'œuf

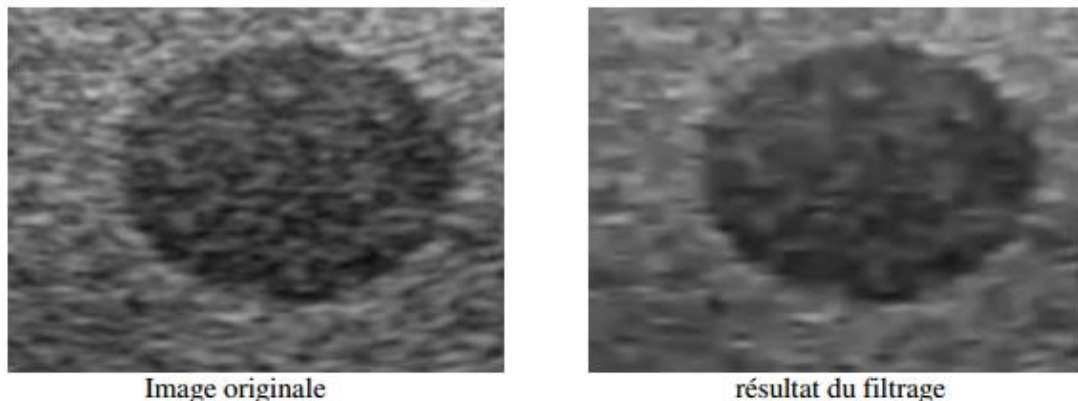


FIG. 1. 1. Restauration par le schéma de Pizurika. A gauche: Images bruitées. A droite: résultats du filtrage

11.2. Segmentation d'image échographique

La segmentation d'images ultrasonores est un problème particulièrement important et l'un des plus difficiles à étudier dans le domaine de l'analyse et du traitement d'image. Cela réside essentiellement dans la nature de ces images. En effet, elles sont relativement peu contrastées et présentent un flou assez important et un bruit non uniforme très désordonné (speckle). Ce bruit est imputable aux systèmes échographiques et résulte des fluctuations aléatoires du signal acoustique dues aux phénomènes physiques telles que la réflexion et la rétrodiffusion ultrasonore.

11.2.1. Segmentation par régions actives géodésiques

L'approche des régions actives géodésiques est fondée sur le même principe que celle des contours actifs géodésiques, en tenant toutefois compte dans sa formulation des informations caractéristiques des régions. Généralement, la discrimination et la classification de la texture sont traitées par les méthodes de l'analyse et de la modélisation statistique (matrice de cooccurrence, transformation linéaire locale, etc.), par les méthodes de modélisation par banc de filtres (filtres de Gabor, transformation en ondelettes, etc.), ou par les méthodes fondées sur un modèle de réseau de neurones.

- **Principe de la segmentation par régions actives géodésiques :**

Dans la suite, nous considérerons que l'image I bidimensionnelle à analyser contient un objet à segmenter O contenu dans une région RO de I , et un fond F qui correspond au reste de l'image appelé région RF . Sous une telle hypothèse, on considère alors la segmentation de l'image I en un problème de partition de I en deux régions RO et RF complémentaires et disjointes ($I \simeq RO \cup RF$ et $RO \cap RF \simeq \emptyset$). En notant, ∂RO la frontière région objet, ∂RO est alors la frontière commune entre les régions RO et RF , contour que nous cherchons à détecter. $C(s,t) = (x(s), y(s))$ est une courbe paramétrique fermée évoluant au cours du temps dans I , où s et t désignent respectivement l'abscisse curviligne et le temps. Considérons la courbe $C(s, t)$ comme une fonction continue confondue avec sa représentation paramétrique dans R^2 , tel que :

$$s \mapsto C(s, t), [0, 1] \longrightarrow \mathbb{R}^2,$$

$$\text{avec : } C(0, t) = C(1, t) \text{ et } \frac{\partial C(0,t)}{\partial t} = \frac{\partial C(1,t)}{\partial t}$$

11.2.2. Approches basées région

L'objectif de cette section n'est pas d'effectuer un relevé exhaustif des méthodes utilisant l'information de région pour la segmentation, seules certaines grandes familles d'approches y seront présentées. Nous avons ainsi exclu de cette présentation les méthodes sur histogramme ou l'approche de Mumford et Shah par exemple, peu utilisées en imagerie échographique en raison de leur difficulté de mise en œuvre.

a. Croissance de région

- **Principe**

Le principe de base des méthodes de croissance de région repose sur l'agglomération autour d'un pixel (le germe) de l'ensemble des pixels adjacents répondant à un certain critère d'homogénéité, et ce jusqu'à convergence, la convergence étant définie comme l'arrêt de satisfaction de la condition d'agrégation des pixels. On obtient ainsi une partition de l'image en deux régions : l'objet d'intérêt et le reste.

- **Méthodes de croissance de région et échographie**

Malgré sa grande sensibilité au bruit, la méthode de croissance de région a été utilisée à maintes reprises en segmentation de données ultrasonores. Ainsi, Thakur *et al.* ont proposé une méthode basée sur de la croissance de région pour segmenter des lésions tumorales mammaires et hépatiques. L'algorithme de segmentation proposé par Hao *et al* effectue une croissance de région sur des vecteurs de caractéristiques composés de critères calculés à partir de la matrice de co-occurrence et d'une analyse en ondelettes.

b. Division-Fusion et Fusion-Division :

- **principe :**

Dans la méthode de division-fusion ou *Split and Merge*, une partition de l'image en zones homogènes est d'abord créée, puis les régions adjacentes sont regroupées selon un deuxième critère d'homogénéité. Un des principaux avantages de cette méthode est de permettre d'apporter une réponse au problème du gradient comme on l'a vu précédemment.

- **Méthodes de Division-Fusion et Fusion-Division et échographie**

Les méthodes de division-fusion ou split and merge ont été, en raison de leur complexité de mise en oeuvre, moins utilisées que les méthodes de croissance de région classiques en segmentation d'images échographiques. En effet, d'un point de vue algorithmique celles-ci ne nécessitent pas l'utilisation d'une dichotomie spécifique telle que celle des arbres quaternaires et sont donc de ce fait plus faciles à mettre en oeuvre.

On peut toutefois citer les travaux de Muzzolini *et al.* sur la segmentation de follicules ovariens. Ces travaux combinent une méthode de split and merge contrôlée via une approche type Metropolis et l'utilisation de critères de texture. A notre connaissance, aucun travail n'utilise à ce jour les méthodes de fusion-division pour segmenter des données échographiques.

- c. **Morphologie mathématique**

- **Principe**

Les opérateurs de base de la morphologie mathématique sont l'érosion et la dilatation à partir d'un élément structurant. A partir de ces deux opérateurs, on peut reconstruire la plupart des méthodes utilisées en morphologie mathématique pour le filtrage ou la segmentation d'images.

On peut ainsi, à partir de dilatations et d'érosions de l'image en niveaux de gris, obtenir le gradient morphologique de l'image qui donne une approximation du module du vecteur gradient en chaque point .

- d. **Méthodes markoviennes et échographie**

Les champs de Markov ont également été utilisés par Herlin *et al.*, dans la segmentation d'échographies cardiaques, où ils sont utilisés pour ajuster les déformations d'un modèle prédéfini de contour de rein ou encore dans où ils permettent le tracking de séquences d'échographie cardiaque.

Le problème de l'utilisation de ce genre d'approches est double. En premier lieu, la statistique très particulière des images échographiques rend très difficile l'utilisation des méthodes Markovienne car l'inférence de la valeur d'un pixel à partir de ses voisins peut s'avérer discutable. En second lieu, la lourdeur inhérente à ces méthodes qui rend très difficile leur utilisation dans un cadre temps réel.

11.2.3. Approches basées contour

- c. **Méthodes dérivatives**

- **Principe**

Le principe des méthodes dérivatives est de rechercher les variations locales d'intensité.

On va ainsi rechercher les points de fort gradient (extremum de la dérivée première) ou de dérivée seconde nulle (points d'inflexion du signal, si l'on considère un signal mono dimensionnel).

- **Méthodes dérivatives et échographie**

En raison de leur grande sensibilité au bruit, les méthodes dérivatives sont peu utilisées en segmentation d'images échographiques. Généralement, ces techniques interviennent comme étape préalable à une segmentation par contours actifs, par exemple. On peut toutefois citer des travaux tels que ceux de Hamou *et al.* , où la segmentation de la carotide sur des images échographiques est réalisée en utilisant un filtrage de Canny appliqué après une égalisation d'histogramme, complété par différentes opérations de morphologie mathématique.

Une segmentation d'échographies aortiques basée sur une version modifiée des filtres de Canny et Deriche a également été proposée par Adam *et al.* .

- d. **Méthodes variationnelles**

- **Principe**

Une méthode emblématique des méthodes variationnelles est celle des contours actifs ou *snakes*.

Proposée par Kass *et al.* en 1988, elle effectue une analogie avec la physique en considérant le problème de la segmentation comme la nécessité de minimiser une fonction d'énergie. Il s'agit d'une méthode semi-automatique dans laquelle l'utilisateur dessine un premier contour au voisinage de la forme à segmenter. Ce premier contour va ensuite se déformer afin d'épouser la forme sur l'image sous l'action de trois forces : l'énergie interne, ou énergie propre, qui est un terme de régularisation prenant en compte les variations de longueur de la courbe, l'énergie potentielle, ou énergie image, qui exprime les variations de la courbe et enfin l'énergie externe, terme permettant d'introduire des informations de haut niveau par le biais de l'utilisateur.

- **Méthodes variationnelles et échographie**

Les contours actifs ont été massivement utilisés en segmentation d'images échographiques, en raison de la souplesse de forme qu'ils offrent. Toutefois, leur utilisation s'est toujours heurtée au problème du bruit dans les images ultrasonores, qui imposait l'utilisation préalable de filtrages restrictifs pour éviter le problème des artefacts créant des minima locaux.

Jehan-Besson et al ont proposé dans un modèle générique de fonction d'énergie lié aux contours actifs par approche région. Dans cette formulation, l'évolution du contour actif C correspond à la minimisation de l'énergie suivante:

$$E[C(\tau), \Omega_{\text{int}}(\tau), \Omega_{\text{out}}(\tau)] = \iint_{\Omega_{\text{int}}} k^{(\text{int})}(x, y, \Omega_{\text{int}}(\tau)) dx dy + \iint_{\Omega_{\text{int}}} k^{(\text{int})}(x, y, \Omega_{\text{int}}(\tau)) dx dy + \int_{C(\tau)} k^{(b)}(x, y) dp \quad (1)$$

où Ω_{int} et Ω_{ext} représentent les régions intérieures et extérieures formées par la courbe C. $k^{(\text{int})}$ et $k^{(\text{ext})}$ représentent les descripteurs d'homogénéité des régions correspondantes. $k^{(b)}$ est un descripteur de contour utilisé dans la plupart des cas pour lisser ce dernier. A partir de cette énergie, et en utilisant des outils d'optimisation de forme, il est possible de prendre en compte la variation des descripteurs d'homogénéité avec l'évolution des régions. L'intérêt de ce formalisme réside dans le fait qu'il permet d'utiliser uniquement des termes régions (par exemple la moyenne ou la variance) afin de faire évoluer des contours actifs vers la segmentation souhaitée.

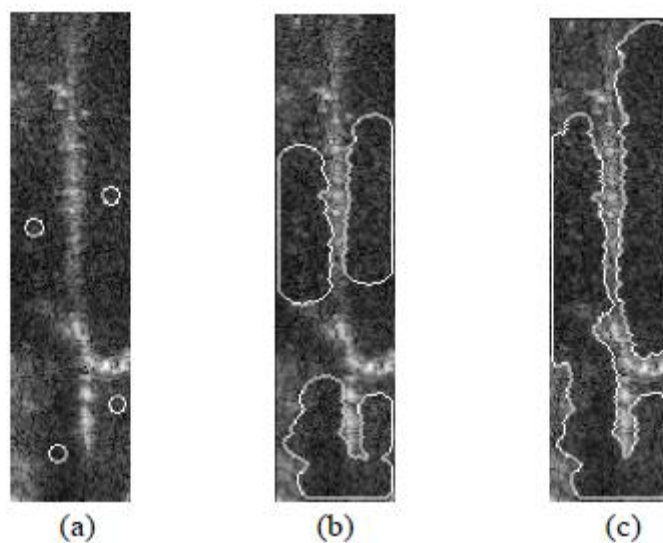


FIG. 3 : Evolution d'un contour actif sur une image réelle vue apicale 4 chambres : (a) contour initial, (b) évolution du contour, (c) contour final.

- **Exemple de Segmentation Automatique par contours actifs :**
« Échographie (Rousseau) »

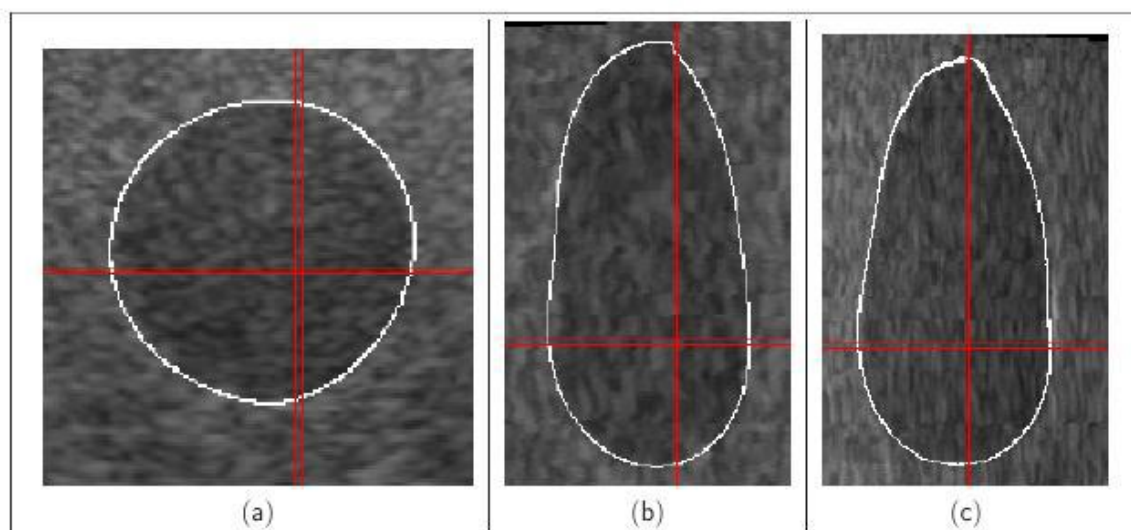


FIG. 2.24: Résultat de segmentation obtenu avec la méthode utilisant les contours actifs 3D (visualisé avec le logiciel Anatomist). (a) : coupe axiale, (b) : coupe saggitale, (c) : coupe coronale.

- **Contour actif géodésiques :**

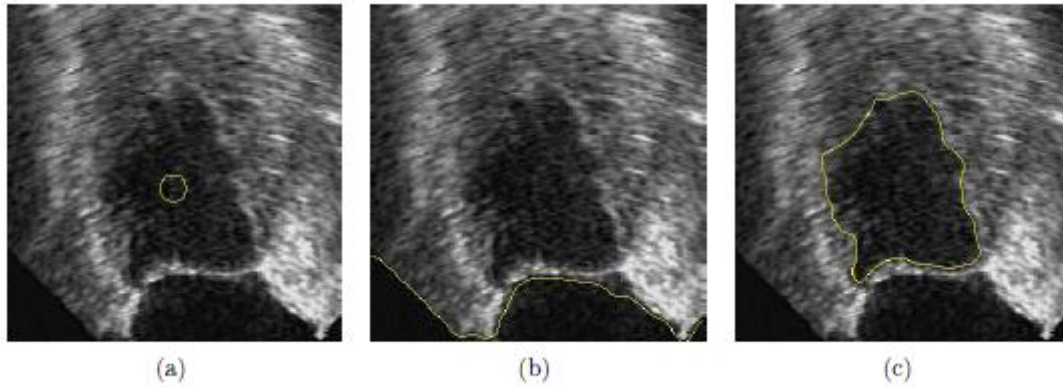


Figure 1.5 – Segmentation d’une image échographique avec les contours actifs géodésiques. (a) Initialisation à l’intérieur de l’objet possible grâce à la force ballon. De part l’absence d’un fort gradient au niveau de la région recherchée : (b) Échec de la segmentation, (c) Segmentation espérée mais non possible avec cette méthode.

Référence :

- IMED : IMAGERIE MÉDICALE

SAINT NAZAIRE, MONTOIR DE BRETAGNE, PONTCHATEAU

- * Wells PN. *Biomedical ultrasonics*. New York: Academic Press; 1977.
- * Rayleigh JW. *The theory of sound*. New York: Dover Publications; 1945.
- * Nelson TR, Pretorius DH. Three dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 1998;**24**:1243-70.
- * Duck FA. Nonlinear acoustics in diagnostic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2002;**28**:1-8.
- * White DN. Johann Christian Doppler and his effect: a brief history. *Ultrasound Med Biol* 1982;**8**:583-91.
- * Chaffai S, Peyrin F, Nuzzo S, Porcher R, Berger G, Laugier PS. Ultrasonic characterization of human cancellous bone using transmission and backscatter measurements: relationships to density and microstructure. *Bone* 2002;**30**:229-37.
- * Ophir J, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Righetti R, et al. Elastographic imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000;**26**:823-9.
- * Fink M. Le retournement temporel des ondes acoustiques. *La Recherche* 1994;**264**:392-400.
- Bovik AC. On detecting edges in speckle imagery. *IEEE Trans Acoust*, 1988;**36**(10):1618–27.
- Jehan-Besson S. and Barlaud M. *DREAM2S: Deformable Regions Driven by an Eulerian Accurate Minimization Method for Image and Video Segmentation* International Journal of Computer Vision 53(1), 45-70, 2003.
- Caselles V, Kimmel R, Sapiro G. Geodesic active contours. *IEEE International Conference on Computer Vision*, Boston, USA. 1995.
- Kichenassamy S, Kumar A, Olver PJ, Tannenbaum A, Yezzi A. In: Gradient flows and geometric active contours. *Proceeding of Fifth International Conference on Computer Vision*, Cambridge. 1995. p. 810–5.

- Kadah Y, Farag A, Zurada J, Badawi A, Youssef M. Classification algorithms for quantitative tissue characterization of diffuse liver disease from ultrasound images. *IEEE Trans Med Imaging* 1996;15(4):466–78.
- Paragios N, Deriche R. In: Geodesic active regions for supervised texture segmentation. *IEEE International Conference in Computer Vision, Corfu, Greece*. 1999. p. 926–32.
- D Kuan, A Sawchuk, T Strand, and P Chavel. *Adaptive restoration of images with speckle*. Acoustics, Speech, and Signal Processing [see also *IEEE Transactions on Signal Processing*], *IEEE Transactions on* **35**(3), 383, 373 (1987).
- J.S. Lee. *Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics*. *PAMI* **2**(2), 165–168 March (1980).
- T. Loupas, W. McDicken, and P. Allan. *An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasound image*. *IEEE Trans. Circuits Syst.* **36**, 129–135 (1989).
- F. Barroso P.X. De Fontes, A. Barroso, P. Coupé, and P. Hellier. *Real time ultrasound image denoising*. *Journal of Real-Time Image Processing* **05** (2010).
- P. Perona and J. Malik. *Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion*. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **12**, 629–639 (1990).
- * T. Taxt. *Three-dimensional blind deconvolution of ultrasound images*. *Ultrasonis, Ferroelectrics and Frequency Control*, *IEEE Transactions on* **48**, 867 – 871 (2001).
- P.A Hokland and J.H Kelly. *Markov models of specular and siffuse scattering in restoration of medical ultrasound images*. *Ultrasonis, Ferroelectrics and Frequency Control*, *IEEE Transactions on* **43**, 660 – 669 (1996).
- G.E. Trahey, S.W. Smith, and O.T. von Ramm. *Speckle reduction in medical ultrasound via spatial compounding*. *Proc. SPIE - Int. Soc. Opt. Eng.* pages 290 – 300 (1986).
- M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache. *Deformable biomechanical models : Application to 4d cardiac image analysis*. *Medical Image Analysis* **7**(4), 475 – 488 (2003).
- B.B. Hubbard. *Ondes et ondelettes, la saga d'un outil mathématique*. Pour la science : Diffusion Belin (1995).
- Y. Meyer. *Ondelettes, fonctions splines et analyses graduées*. *Rend. Sem. Mat* **45** (1987).
- * I. Daubechies. *Ten Lectures on Wavelets*. (1992).
- * A. Pizurica, A.M. Wink, E. Vansteenkiste, W. Philips, and B.J. T.M. Roerdink. *A review of wavelet denoising in MRI and ultrasound brain imaging*. *Current Medical Imaging Reviews* **2**, 247–260 May (2006).,
- S. Sudha, G.R. Suresh, and R. Sukanesh. *Comparative study on speckle noise suppression techniques for ultrasound images*. *International Journal of Engineering and Technology* **1** (2009).
- D.L. Donoho and I. M. Johnstone. *Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage*. *Biometrika* **81**, 425–455 (1994).
- A. Khare, M. Khare, Y. Jeong, H. Kim, and M. Jeon. *Despeckling of medical ultrasound images using daubechies complex wavelet transform*. *Signal Processing* **90**, 428–439 Feb (2010)
- D. Gnanadurai and V. Sadasivam. *Undecimated wavelet based speckle*

reduction for sar images. Pattern Recognition Letters **26**(6), 793–800 (2005).

* D. Gnanadurai, V. Sadasivam, J. Paul Tiburtius Nishandh, L. Muthukumaran, and C. Annamalai. *Undecimated double density wavelet transform based speckle reduction in sar images*. Computers & Electrical Engineering **35**(1), 209–217 (2009).

- Manuel d’ultrasonologie générale de l’adulte
Paulette Jouve Editeur. Masson, 1993.

J.M Bourgeois, M.Boynard, P.Espinasse
L’image par Echographie. Sauramps Médical, 1995.

Thèses :

- Bruno ROBERT
 - Echographie tridimensionnelle.
 - Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure des Télécommunication 1999.
 - François ROUSSEAU
 - Méthodes d'analyse d'images et de calibration pour l'échographie 3D en main libre.
 - Thèse de l'Université de Rennes I. 2003
- [Lee, 1980], [Wallis, 1976], [Czerwinski et al. 1995], [Czerwinski et al., 1998; Czerwinski et al., 1999], Guo [Guo et al., 1994], [Zong et al., 1998]. [Achim et al., 2001].