

DIPLÔME INTERUNIVERSITAIRE D'ECHOGRAPHIE
Examen du Tronc Commun sous forme de QCM
Annales 2008-2009-2010

Enoncé des Questions

Corrigé

NB : Il ne s'agit pas d'un corrigé officiel mais du travail effectué en commun avec les étudiants du DIUE Sud-Est lors du séminaire d'enseignement. Des erreurs peuvent y figurer

1

2

1) La longueur d'onde d'un champ ultrasonore :

- 1 A - augmente avec la fréquence
- 1 B - augmente avec la célérité du son
- 1 C - diminue avec la fréquence
- 1 D - diminue avec la célérité du son
- 1 E - dépend de l'atténuation

3

1) La longueur d'onde d'un champ ultrasonore :

- 1 A - augmente avec la fréquence NON
- 1 B - augmente avec la célérité du son OUI ($\lambda=C/F$)
- 1 C - diminue avec la fréquence OUI
- 1 D - diminue avec la célérité du son NON
- 1 E - dépend de l'atténuation NON

4

2) L'impédance acoustique :

- 2 A - est le rapport masse volumique sur célérité du milieu
- 2 B - est le produit masse volumique par célérité du milieu
- 2 C - caractérise le rapport entre pression et vitesse d'une onde plane acoustique
- 2 D - est caractéristique d'un milieu donné
- 2 E - dépend très largement de la fréquence utilisée

5

2) L'impédance acoustique :

- 2 A - est le rapport masse volumique sur célérité du milieu NON
- 2 B - est le produit masse volumique par célérité du milieu OUI ($Z=\rho C$)
- 2 C - caractérise le rapport entre pression et vitesse d'une onde plane acoustique NON
- 2 D - est caractéristique d'un milieu donné OUI
- 2 E - dépend très largement de la fréquence utilisée NON

3). L'intensité acoustique d'un faisceau ultrasonore est :

- 3. A - une puissance par unité de surface
- 3. B - une énergie par unité de surface
- 3. C - une énergie par unité de temps et unité de surface
- 3. D - une unité sans dimension
- 3. E - une puissance par unité de longueur

7

3). L'intensité acoustique d'un faisceau ultrasonore est :

- 3. A - une puissance par unité de surface OUI (mW/cm^2)
- 3. B - une énergie par unité de surface NON
- 3. C - une énergie par unité de temps et unité de surface OUI ($1 \text{ W} = 1 \text{ J.s}^{-1}$)
- 3. D - une unité sans dimension NON
- 3. E - une puissance par unité de longueur NON

8

4) Le réglage de la dynamique d'une image échographique est :

- 4. A - un paramètre non accessible pour l'opérateur
- 4. B - affiché en W/cm^2
- 4. C - affiché en dB
- 4. D - le rapport du plus fort au plus faible écho représenté dans l'échelle de gris
- 4. E - doit être fait en tenant compte de l'organe observé

9

4) Le réglage de la dynamique d'une image échographique est :

- 4. A - un paramètre non accessible pour l'opérateur NON
- 4. B - affiché en W/cm^2 NON
- 4. C - affiché en dB OUI
- 4. D - le rapport du plus fort au plus faible écho représenté dans l'échelle de gris OUI
- 4. E - doit être fait en tenant compte de l'organe observé OUI

10

5 - . La célérité des ondes acoustiques :

- 5. A - vaut approximativement 1500 m/s dans l'eau à 25°C
- 5. B - diffère peu au sein des tissus mous
- 5. C - limite le temps de parcours des faisceaux ultrasonores
- 5. D - est plus lente pour une onde transversale que pour une onde longitudinale
- 5. E - dépend beaucoup de la puissance utilisée

11

5 - . La célérité des ondes acoustiques :

- 5. A - vaut approximativement 1500 m/s dans l'eau à 25°C OUI
- 5. B - diffère peu au sein des tissus mous OUI
- 5. C - limite le temps de parcours des faisceaux ultrasonores OUI (je ne suis pas sûr de comprendre cette proposition. S'il s'agit de dire que le temps de parcours des impulsions ultrasonores dépend de leur vitesse de propagation, la réponse est OUI)
- 5. D - est plus lente pour une onde transversale que pour une onde longitudinale OUI ? (les ondes transversales sont fortement atténuées...)
- 5. E - dépend beaucoup de la puissance utilisée NON

12

6) A propos des ultrasons et de leurs effets au cours de leur propagation dans les milieux biologiques :

- 6 A - Leur célérité est d'autant plus grande que le milieu a une masse volumique élevée
- 6 B - Au passage de l'onde ultrasonore, les tissus subissent localement une succession de compressions et de dilatations
- 6 C - La température locale peut augmenter sur le trajet de l'onde
- 6 D - L'air est un milieu favorable à leur propagation
- 6 E - Un phénomène de cavitation peut survenir si leur intensité dépasse un certain seuil

13

6) A propos des ultrasons et de leurs effets au cours de leur propagation dans les milieux biologiques :

- 6 A - Leur célérité est d'autant plus grande que le milieu a une masse volumique élevée OUI ($C=(E/\rho)^{0,5}$)
- 6 B - Au passage de l'onde ultrasonore, les tissus subissent localement une succession de compressions et de dilatations OUI
- 6 C - La température locale peut augmenter sur le trajet de l'onde OUI
- 6 D - L'air est un milieu favorable à leur propagation (la question n'est pas très claire. La vitesse des sons dans l'air est plus lente que dans l'eau et les tissus biologiques, mais l'impédance acoustique de l'air est faible)
- 6 E - Un phénomène de cavitation peut survenir si leur intensité dépasse un certain seuil OUI

14

7) Concernant l'amplification du signal échographique:

- 7 A - l'amplification globale a pour effet d'amplifier d'un même facteur tous les échos quelle que soit leur profondeur
- 7 B - l'amplification en profondeur amplifie plus les échos proches que les échos lointains
- 7 C - l'amplification est une opération qui fait ressortir le signal échographique du bruit électronique
- 7 D - l'amplification en profondeur peut s'effectuer à l'aide de plusieurs boutons de réglage, chacun agissant sur une profondeur donnée
- 7 E - la saturation est un phénomène qui peut se produire lorsque le signal échographique est amplifié avec un gain trop élevé

15

7) Concernant l'amplification du signal échographique:

- 7 A - l'amplification globale a pour effet d'amplifier d'un même facteur tous les échos quelle que soit leur profondeur NON - Attention cependant : le réglage du gain général agit, quand à lui, de la même façon sur tous les échos quelle que soit la profondeur de leur provenance. Cette formulation est donc un piège. Bien distinguer le gain général et le réglage (par l'opérateur) du gain général.
- 7 B - l'amplification en profondeur amplifie plus les échos proches que les échos lointains NON
- 7 C - l'amplification est une opération qui fait ressortir le signal échographique du bruit électronique OUI
- 7 D - l'amplification en profondeur peut s'effectuer à l'aide de plusieurs boutons de réglage, chacun agissant sur une profondeur donnée OUI
- 7 E - la saturation est un phénomène qui peut se produire lorsque le signal échographique est amplifié avec un gain trop élevé OUI

16

8- Lors de la traversée d'un milieu atténuant, l'intensité acoustique passe de la valeur $I_0 = 10^{-2} \text{ W.cm}^2$ à $I_1 = 10^{-5} \text{ W.cm}^2$. L'atténuation exprimée en décibels vaut:

- 8 A - 3 dB
- 8 B - 6 dB
- 8 C - 30 dB
- 8 D - 50 dB
- 8 E - 60 dB

17

8- Lors de la traversée d'un milieu atténuant, l'intensité acoustique passe de la valeur $I_0 = 10^{-2} \text{ W.cm}^2$ à $I_1 = 10^{-5} \text{ W.cm}^2$. L'atténuation exprimée en décibels vaut:

- 8 A - 3 dB
- 8 B - 6 dB
- 8 C - 30 dB OUI
- 8 D - 50 dB
- 8 E - 60 dB

$$X_R = \log_{10} \left(\frac{P_1}{P_0} \right)$$
$$X_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_1}{P_0} \right)$$

$$X_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_1}{P_0} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{U_1^2}{U_0^2} \right)$$

$$\log(10) = 1$$
$$\log(100) = \log(10 * 10) = \log(10) + \log(10) = 2$$
$$\log(1000) = 3 \quad \log(10n) = n$$
$$\log(0,1) = \log(1/10) = -\log(10) = -1$$
$$\log(0,01) = -2 \quad \log(0,001) = -3$$

18

9). Atténuation d'une onde ultrasonore au cours de sa propagation dans les milieux biologiques :

9 A - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle croissante

9 B - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle décroissante

9 C - Pour obtenir une image de brillance homogène dans un milieu homogène l'amplification des échos suit une courbe logarithmique croissante progressive avec la profondeur

9 D - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est élevée

9 E - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est basse.

19

9). Atténuation d'une onde ultrasonore au cours de sa propagation dans les milieux biologiques :

9 A - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle croissante NON

9 B - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle décroissante OUI

9 C - Pour obtenir une image de brillance homogène dans un milieu homogène l'amplification des échos suit une courbe logarithmique croissante progressive avec la profondeur OUI

9 D - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est élevée OUI

9 E - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est basse. NON

20

10) La focalisation électronique :

10 A - se pratique sur des sondes "barrettes" ou "à anneaux"

10 B - permet de régler la distance focale à l'émission

10 C - permet de régler la distance focale à la réception

10 D - est meilleure si on réduit l'ouverture active

10 E - s'effectue en retardant les signaux des transducteurs centraux

21

10) La focalisation électronique :

10 A - se pratique sur des sondes "barrettes" ou "à anneaux"

10 B - permet de régler la distance focale à l'émission

10 C - permet de régler la distance focale à la réception

10 D - est meilleure si on réduit l'ouverture active

10 E - s'effectue en retardant les signaux des transducteurs centraux OUI

22

11). A propos des différents types de balayage des sondes et des systèmes de focalisation du faisceau ultrasonore :

11 A - La focalisation du faisceau d'ultrasons permet d'améliorer la résolution axiale

11 B - Une bonne focalisation ne peut être réalisée qu'à l'émission

11 C - Dans les sondes « phased array » à balayage électronique la focalisation sur l'axe est obtenue grâce à l'adjonction de retards électroniques

11 D - Les sondes « phased array » à balayage électronique permettent d'obtenir une image en forme de tronc de cône

11 E - Les sondes de très haute fréquence (>30 MHz) sont de type monocristal

23

11). A propos des différents types de balayage des sondes et des systèmes de focalisation du faisceau ultrasonore :

11 A - La focalisation du faisceau d'ultrasons permet d'améliorer la résolution axiale NON

11 B - Une bonne focalisation ne peut être réalisée qu'à l'émission NON

11 C - Dans les sondes « phased array » à balayage électronique la focalisation sur l'axe est obtenue grâce à l'adjonction de retards électroniques OUI

11 D - Les sondes « phased array » à balayage électronique permettent d'obtenir une image en forme de tronc de cône OUI et NON : il s'agit en fait d'un secteur de cercle et non d'un cône, puisque l'on est ici en 2D.

11 E - Les sondes de très haute fréquence (>30 MHz) sont de type monocristal OUI (pour des raisons technologiques, il est très difficile de construire des sondes électroniques à cette fréquence, notamment pour des raisons de diaphonie entre cristaux)

24

12). Les lois de l'échographie sont les suivantes :

- 12 A - L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence
- 12 B - L'énergie réfléchie est indépendante des milieux traversés
- 12 C - L'énergie réfléchie à chaque interface est fonction de la différence d'impédance acoustique
- 12 D - Le positionnement des échos en profondeur nécessite de connaître la célérité des ultrasons
- 12 E - La quasi-totalité de l'énergie ultrasonore est réfléchie par l'interface tissus mous / poumons

25

12). Les lois de l'échographie sont les suivantes :

- 12 A - L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence OUI
- 12 B - L'énergie réfléchie est indépendante des milieux traversés NON (la proportion d'énergie réfléchie dépend des différences d'impédance acoustiques des milieux dont l'apposition constitue l'interface)
- 12 C - L'énergie réfléchie à chaque interface est fonction de la différence d'impédance acoustique OUI
- 12 D - Le positionnement des échos en profondeur nécessite de connaître la célérité des ultrasons OUI
- 12 E - La quasi-totalité de l'énergie ultrasonore est réfléchie par l'interface tissus mous / poumons OUI

26

13). Les lois de l'échographie sont les suivantes :

- 13 A - L'absorption de l'onde ultrasonore est un phénomène indépendant de la fréquence
- 13 B - Les ultrasons sont d'autant plus absorbés que la viscosité du milieu est élevée
- 13 C - Les ultrasons sont d'autant mieux diffusés par un réflecteur que les dimensions de celui-ci sont de l'ordre de grandeur ou inférieures à la longueur d'onde de l'onde incidente
- 13 D - Le phénomène de diffusion est d'autant plus important que la fréquence de l'onde ultrasonore est basse
- 13 E - L'interférence entre une onde ultrasonore directe sur un réflecteur et la même onde réfléchie par diffusion sur un récepteur proche est responsable du phénomène du « speckle ».

27

13). Les lois de l'échographie sont les suivantes :

- 13 A - L'absorption de l'onde ultrasonore est un phénomène indépendant de la fréquence NON
- 13 B - Les ultrasons sont d'autant plus absorbés que la viscosité du milieu est élevée OUI (?)
- 13 C - Les ultrasons sont d'autant mieux diffusés par un réflecteur que les dimensions de celui-ci sont de l'ordre de grandeur ou inférieures à la longueur d'onde de l'onde incidente NON (il ne s'agit pas d'un réflecteur mais d'un diffuseur, et la diffusion se produit sur les cibles de dimension très inférieure à la longueur d'onde)
- 13 D - Le phénomène de diffusion est d'autant plus important que la fréquence de l'onde ultrasonore est basse NON (c'est l'inverse)
- 13 E - L'interférence entre une onde ultrasonore directe sur un réflecteur et la même onde réfléchie par diffusion sur un récepteur proche est responsable du phénomène du « speckle ». NON (ce sont les interférences entre les ondelettes diffusées par les diffuseurs multiples)

28

14). A propos du diagramme de rayonnement des sources ultrasonores :

- 14 A - Les images ne sont exploitables que dans le champ lointain
- 14 B - Les images ne sont exploitables que dans le champ proche
- 14 C - La majeure partie de l'intensité du faisceau d'ultrasons est concentrée dans le lobe central
- 14 D - Les lobes secondaires sont sources de fausses images
- 14 E - Le faisceau d'ultrasons diverge dès sa sortie du cristal

29

14). A propos du diagramme de rayonnement des sources ultrasonores :

- 14 A - Les images ne sont exploitables que dans le champ lointain OUI
- 14 B - Les images ne sont exploitables que dans le champ proche NON
- 14 C - La majeure partie de l'intensité du faisceau d'ultrasons est concentrée dans le lobe central OUI
- 14 D - Les lobes secondaires sont sources de fausses images OUI
- 14 E - Le faisceau d'ultrasons diverge dès sa sortie du cristal NON

30

15) En imagerie bidimensionnelle, l'épaisseur du plan de coupe :

- 15 A - est liée à l'épaisseur de la sonde
- 15 B - est liée à une lentille acoustique positionnée sur les barrettes standard
- 15 C - est liée à une focalisation réglable positionnée sur les barrettes standard
- 15 D - est liée à une focalisation réglable sur les barrettes dites 1,5 D
- 15 E - ne dépend pas de la fréquence utilisée.

31

15) En imagerie bidimensionnelle, l'épaisseur du plan de coupe :

- 15 A - est liée à l'épaisseur de la sonde
- 15 B - est liée à une lentille acoustique positionnée sur les barrettes standard
- 15 C - est liée à une focalisation réglable positionnée sur les barrettes standard
- 15 D - est liée à une focalisation réglable sur les barrettes dites 1,5 D
- 15 E - ne dépend pas de la fréquence utilisée.

32

16) On choisit une sonde échographique "haute fréquence" :

- 16 A - pour mieux visualiser les tissus situés en profondeur NON
- 16 B - pour améliorer la résolution longitudinale OUI
- 16 C - pour augmenter l'intensité ultrasonore rétrodiffusée OUI
- 16 D - pour augmenter l'intensité ultrasonore réfléchie NON
- 16 E - pour améliorer la résolution latérale. OUI

33

16) On choisit une sonde échographique "haute fréquence" :

- 16 A - pour mieux visualiser les tissus situés en profondeur NON
- 16 B - pour améliorer la résolution longitudinale OUI
- 16 C - pour augmenter l'intensité ultrasonore rétrodiffusée OUI
- 16 D - pour augmenter l'intensité ultrasonore réfléchie NON
- 16 E - pour améliorer la résolution latérale. OUI

34

17) L'abaissement de la fréquence à l'émission entraîne :

- 17 A - Une amélioration de la résolution axiale
- 17 B - Une détérioration de la résolution latérale
- 17 C - Une augmentation des fréquences Doppler
- 17 D - Une diminution de la limite d'aliasing en Doppler
- 17 E - Une augmentation de la profondeur maximale de pénétration

35

17) L'abaissement de la fréquence à l'émission entraîne :

- 17 A - Une amélioration de la résolution axiale NON
- 17 B - Une détérioration de la résolution latérale OUI
- 17 C - Une augmentation des fréquences Doppler NON
- 17 D - Une diminution de la limite d'aliasing en Doppler NON
Une basse fréquence d'émission donne une plus basse fréquence Doppler et éloigne donc de la limite d'aliasing
- 17 E - Une augmentation de la profondeur maximale de pénétration OUI

36

18) Quels sont les réglages échographiques qui modifieront la fréquence image ?

- 18 A - La profondeur maximum
- 18 B - Le gain en fonction de la profondeur
- 18 C - Le nombre de zones focales à l'émission
- 18 D - L'utilisation d'une fenêtre en imagerie Doppler
- 18 E - La fréquence centrale de la sonde

37

18) Quels sont les réglages échographiques qui modifieront la fréquence image ? (Je présume qu'il s'agit de la cadence d'images ou nombre d'images par seconde)

- 18 A - La profondeur maximum OUI
- 18 B - Le gain en fonction de la profondeur NON
- 18 C - Le nombre de zones focales à l'émission OUI
- 18 D - L'utilisation d'une fenêtre en imagerie Doppler OUI (*plus exactement les dimensions de cette fenêtre*)
- 18 E - La fréquence centrale de la sonde NON

38

19) A propos des capteurs et de la production des ondes ultrasonores :

- 19 A - Un transducteur est un système capable de transformer une énergie d'une forme en une autre forme et inversement
- 19 B - Le phénomène de piézoélectricité est à la base de la production des ondes ultrasonores.
- 19 C - L'épaisseur optimale du cristal émetteur est directement proportionnelle à la fréquence de répétition de l'impulsion
- 19 D - Dans un capteur ultrasonore le milieu arrière (ou « backing », ou amortisseur) permet d'améliorer le rendement lors de l'émission de l'onde ultrasonore vers les tissus
- 19 E - Dans un capteur ultrasonore la pastille (ou adaptateur) accolée à l'avant du cristal n'a pour seul but que de protéger le cristal lors de son contact avec la peau

39

19) A propos des capteurs et de la production des ondes ultrasonores :

- 19 A - Un transducteur est un système capable de transformer une énergie d'une forme en une autre forme et inversement OUI
- 19 B - Le phénomène de piézoélectricité est à la base de la production des ondes ultrasonores. OUI
- 19 C - L'épaisseur optimale du cristal émetteur est directement proportionnelle à la fréquence de répétition de l'impulsion NON
- 19 D - Dans un capteur ultrasonore le milieu arrière (ou « backing », ou amortisseur) permet d'améliorer le rendement lors de l'émission de l'onde ultrasonore vers les tissus OUI
- 19 E - Dans un capteur ultrasonore la pastille (ou adaptateur) accolée à l'avant du cristal n'a pour seul but que de protéger le cristal lors de son contact avec la peau NON (*elle permet aussi l'adaptation d'impédance. Elle peut être doublée d'une lentille acoustique*)

40

20) Les ultrasons sont largement utilisés en imagerie médicale pour les raisons suivantes :

- 20 A - Ils se propagent uniquement en ligne droite quel que soit le milieu
- 20 B - Ils traversent l'os sans atténuation
- 20 C - Leur pouvoir de pénétration dans les tissus mous est comparable à celui des rayons X
- 20 D - Ils ne sont pas irradiants
- 20 E - Ils sont réfléchis par les tissus mous

41

20) Les ultrasons sont largement utilisés en imagerie médicale pour les raisons suivantes :

- 20 A - Ils se propagent uniquement en ligne droite quel que soit le milieu NON (*cf réfraction*)
- 20 B - Ils traversent l'os sans atténuation NON
- 20 C - Leur pouvoir de pénétration dans les tissus mous est comparable à celui des rayons X NON
- 20 D - Ils ne sont pas irradiants OUI
- 20 E - Ils sont réfléchis par les tissus mous NON (*pas par les tissus mais par les interfaces*)

42

21) Les propositions suivantes concernant l'utilisation des ultrasons en diagnostic médical sont vraies :

- 21 A - Il existe une ombre acoustique en arrière d'une structure très réfléchissante
- 21 B - Il existe une ombre acoustique en arrière d'une structure liquidienne
- 21 C - Les interfaces entre les tissus mous et l'os ou les gaz sont un obstacle à la propagation des ultrasons
- 21 D - Il existe un renforcement postérieur des échos en arrière d'une structure très Réfléchissante
- 21 E - Il existe un renforcement postérieur des échos en arrière d'une structure liquidienne

43

21) Les propositions suivantes concernant l'utilisation des ultrasons en diagnostic médical sont vraies :

- 21 A - Il existe une ombre acoustique en arrière d'une structure très réfléchissante OUI
- 21 B - Il existe une ombre acoustique en arrière d'une structure liquidienne NON
- 21 C - Les interfaces entre les tissus mous et l'os ou les gaz sont un obstacle à la propagation des ultrasons OUI
- 21 D - Il existe un renforcement postérieur des échos en arrière d'une structure très Réfléchissante NON
- 21 E - Il existe un renforcement postérieur des échos en arrière d'une structure liquidienne OUI

44

22). A propos de l'image échographique :

- 22 A - Le mode B est la représentation en fonction du temps de l'amplitude des échos
- 22 B - La présence d'air sur le trajet d'une onde ultrasonore entraîne une réflexion quasi-totale de celle-ci
- 22 C - La cadence image (nombre d'images présentées par seconde) peut être augmentée par la diminution du nombre de lignes d'échos
- 22 D - La focalisation électronique du faisceau d'ultrasons permet d'améliorer la résolution latérale en diminuant la largeur du faisceau
- 22 E - Le mode A est la représentation dans le temps de l'amplitude des échos

45

22). A propos de l'image échographique :

- 22 A - Le mode B est la représentation en fonction du temps de l'amplitude des échos NON (*non, c'est le mode A*)
- 22 B - La présence d'air sur le trajet d'une onde ultrasonore entraîne une réflexion quasi-totale de celle-ci OUI
- 22 C - La cadence image (nombre d'images présentées par seconde) peut être augmentée par la diminution du nombre de lignes d'échos OUI
- 22 D - La focalisation électronique du faisceau d'ultrasons permet d'améliorer la résolution latérale en diminuant la largeur du faisceau OUI
- 22 E - Le mode A est la représentation dans le temps de l'amplitude des échos OUI

46

23). Dans la représentation en temps mouvement (TM) des différentes structures mobiles du corps, les propositions suivantes sont exactes :

- 23 A - Une structure immobile est représentée par un trait horizontal continu
- 23 B - Une structure immobile est représentée par un trait vertical continu
- 23 C - Une structure mobile est représentée par un trait ascendant s'il s'éloigne du capteur
- 23 D - Une structure mobile est représentée par un trait ascendant s'il se rapproche du capteur
- 23 E - Sur une image arrêtée il est possible d'effectuer des mesures de distance.

47

23). Dans la représentation en temps mouvement (TM) des différentes structures mobiles du corps, les propositions suivantes sont exactes :

- 23 A - Une structure immobile est représentée par un trait horizontal continu OUI
- 23 B - Une structure immobile est représentée par un trait vertical continu NON
- 23 C - Une structure mobile est représentée par un trait ascendant s'il s'éloigne du capteur NON
- 23 D - Une structure mobile est représentée par un trait ascendant s'il se rapproche du capteur OUI
- 23 E - Sur une image arrêtée il est possible d'effectuer des mesures de distance. OUI

48

24) L'effet d'aliasing :

- 24 A - Limite la mesure des basses vitesses
- 24 B - Limite la mesure des vitesses élevées
- 24 C - N'est observable qu'en Doppler continu
- 24 D - N'est pas observable en Imagerie Doppler
- 24 E - Dépend du gain général

49

24) L'effet d'aliasing :

- 24 A - Limite la mesure des basses vitesses NON
- 24 B - Limite la mesure des vitesses élevées OUI
- 24 C - N'est observable qu'en Doppler continu NON
- 24 D - N'est pas observable en Imagerie Doppler NON
- 24 E - Dépend du gain général NON

50

25) Le mode d'imagerie Doppler couramment appelé Doppler puissance ou Doppler énergie :

- 25 A - Implique une plus forte puissance d'émission
- 25 B - Permet une meilleure sensibilité pour la visualisation des flux faibles
- 25 C - Ne souffre pas de limitation de type aliasing
- 25 D - A une mauvaise résolution spatiale
- 25 E - Dépend peu de l'angle d'incidence avec le flux

51

25) Le mode d'imagerie Doppler couramment appelé Doppler puissance ou Doppler énergie :

- 25 A - Implique une plus forte puissance d'émission NON
- 25 B - Permet une meilleure sensibilité pour la visualisation des flux faibles OUI
- 25 C - Ne souffre pas de limitation de type aliasing OUI
- 25 D - A une mauvaise résolution spatiale NON
- 25 E - Dépend peu de l'angle d'incidence avec le flux OUI

52

26- Une mesure Doppler à 5 MHz faite à la profondeur de 7,5 cm sera limitée par l'aliasing à une vitesse maximale de :

- 26 A - 0,75 cm/s
- 26 B - 7,5 cm/s
- 26 C - 75 cm/s
- 26 D - 7,5 m/s
- 26 E - 75 m/s

53

26- Une mesure Doppler à 5 MHz faite à la profondeur de 7,5 cm sera limitée par l'aliasing à une vitesse maximale de :

- 26 A - 0,75 cm/s
- 26 B - 7,5 cm/s
- 26 C - 75 cm/s OUI (L'aller - retour de l'impulsion à la profondeur de 7,52 cm est de 15 cm. La PRF maximale est donc de $154000 \text{ cm.s}^{-1} / 15,4 \text{ cm} = 10000 \text{ Hz}$. La limite d'ambiguïté ou aliasing est donc $10000 / 2 = 5000 \text{ Hz}$. $V = \Delta F.C/2F \cos \theta$, donc, si on prend la situation optimale d'un angle d'incidence $\theta = 0^\circ$, donc son cosinus = 1, on peut écrire $V = 5000 \times 154000 / 2 \times 5000000 \times 1 = 77 \text{ cm/s}$)
- 26 D - 7,5 m/s
- 26 E - 75 m/s

54

27- L'imagerie non linéaire :

- 27 A - Est de meilleure qualité avec les produits de contraste
- 27 B - Nécessite des pressions acoustiques plus faibles que l'imagerie fondamentale
- 27 C - Est souvent réalisée à partir de séquences d'imagerie utilisant deux impulsions déphasées de 180°
- 27 D - Peut se combiner avec d'autres modes d'imagerie tels l'imagerie « composite»
- 27 E - Ne peut être utilisée qu'avec des sondes de basse fréquence

55

27- L'imagerie non linéaire :

- 27 A - Est de meilleure qualité avec les produits de contraste OUI
- 27 B - Nécessite des pressions acoustiques plus faibles que l'imagerie fondamentale NON
- 27 C - Est souvent réalisée à partir de séquences d'imagerie utilisant deux impulsions déphasées de 180°OUI
- 27 D - Peut se combiner avec d'autres modes d'imagerie tels l'imagerie « composite» OUI
- 27 E - Ne peut être utilisée qu'avec des sondes de basse fréquence OUI (*le rendement des sondes de haute fréquence est très médiocre car trop différente de la fréquence de résonance des microbulles*) NON en dehors de l'utilisation des produits de contraste

56

28- L'imagerie de deuxième harmonique :

- 28 A - Est réservée à l'utilisation de produits de contraste
- 28 B - Est sans intérêt pour l'exploration obstétricale
- 28 C - Nécessite des sondes à large bande passante
- 28 D - Consiste à doubler la fréquence centrale de réception par rapport à la fréquence centrale d'émission.
- 28 E - Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés

57

28- L'imagerie de deuxième harmonique :

- 28 A - Est réservée à l'utilisation de produits de contraste NON
- 28 B - Est sans intérêt pour l'exploration obstétricale NON (*je ne comprends pas le sens profond de cette question !*)
- 28 C - Nécessite des sondes à large bande passante OUI
- 28 D - Consiste à doubler la fréquence centrale de réception par rapport à la fréquence centrale d'émission. OUI
- 28 E - Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés OUI

58

29) A propos des produits de contraste ultrasonores :

- 29 A - Leur durée de vie est de l'ordre d'une dizaine d'heures
- 29 B - Ce sont typiquement des microbulles de gaz encapsulées
- 29 C - Ils ne franchissent pas le lit capillaire pulmonaire
- 29 D - Ils sont particulièrement adaptés aux fréquences élevées
- 29 E - Ils sensibilisent les mesures Doppler

59

29) A propos des produits de contraste ultrasonores :

- 29 A - Leur durée de vie est de l'ordre d'une dizaine d'heures NON
- 29 B - Ce sont typiquement des microbulles de gaz encapsulées OUI
- 29 C - Ils ne franchissent pas le lit capillaire pulmonaire NON (*c'était le cas des premiers produits commercialisés, comme l'échovist, mais les produits actuels passent la barrière capillaire*)
- 29 D - Ils sont particulièrement adaptés aux fréquences élevées NON
- 29 E - Ils sensibilisent les mesures Doppler OUI

60

30- L'imagerie non linéaire de contraste temps réel :

- 30 A - Est possible avec des produits de contraste contenant de l'air
- 30 B - Est possible avec certains produits de contraste dès lors que l'on travaille à bas index mécanique
- 30 C - N'est possible qu'en ayant recours à des index mécaniques élevés
- 30 D - Permet de suivre la cinétique de l'agent de contraste dans une lésion de l'arrivée de l'agent à son élimination complète
- 30 E - N'est possible qu'avec des sondes basses fréquences

61

30- L'imagerie non linéaire de contraste temps réel :

- 30 A - Est possible avec des produits de contraste contenant de l'air OUI (ex : Levovist)
- 30 B - Est possible avec certains produits de contraste dès lors que l'on travaille à bas index mécanique OUI (« bas » mais pas « très bas »)
- 30 C - N'est possible qu'en ayant recours à des index mécaniques élevés NON (*un index élevé est utilisé pour l'imagerie « destructive »*)
- 30 D - Permet de suivre la cinétique de l'agent de contraste dans une lésion de l'arrivée de l'agent à son élimination complète OUI (*mais l'imagerie à haut indice mécanique peut être utilisée pour initialiser les séquences d'acquisition pour la mesure de perfusion*)
- 30 E - N'est possible qu'avec des sondes basses fréquences OUI car la fréquence de résonance des microbulles correspondant aux basses fréquences ultrasonores.

62

31- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- 31 A - Imposent une restriction forte de l'usage des ultrasons au cours de la grossesse
- 31 B - Nécessitent un affichage de la fréquence ultrasonore utilisée
- 31 C - Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé
- 31 D - Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler couleur pour l'exploration ophtalmique
- 31 E - Nécessitent un affichage de l'index thermique utilisé

63

31- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- 31 A - Imposent une restriction forte de l'usage des ultrasons au cours de la grossesse NON (*en fait la formulation est floue, car « forte » est un terme imprécis. Il existe une restriction à l'usage des ultrasons pendant la grossesse, notamment pour les modes Doppler, mais ces techniques restent utilisables dans ce contexte dès lors qu'elles peuvent apporter un bénéfice diagnostique*)
- 31 B - Nécessitent un affichage de la fréquence ultrasonore utilisée NON
- 31 C - Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé OUI
- 31 D - Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler couleur pour l'exploration ophtalmique OUI (*mais à puissance acoustique réduite*)
- 31 E - Nécessitent un affichage de l'index thermique utilisé OUI

64

32- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- 32 A - Sont la conséquence d'une excitation des ions au passage des ondes mécaniques
- 32 B - Sont la conséquence d'un échauffement des tissus par les ondes mécaniques
- 32 C - Peuvent provoquer l'apparition de cavités dans les tissus exposés
- 32 D - Sont indépendants des fréquences et intensités utilisées
- 32 E - Peuvent entraîner une thrombose ou une thrombolyse selon les conditions d'application

65

32- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- 32 A - Sont la conséquence d'une excitation des ions au passage des ondes mécaniques NON
- 32 B - Sont la conséquence d'un échauffement des tissus par les ondes mécaniques OUI (*mais pas uniquement*)
- 32 C - Peuvent provoquer l'apparition de cavités dans les tissus exposés OUI
- 32 D - Sont indépendants des fréquences et intensités utilisées NON
- 32 E - Peuvent entraîner une thrombose ou une thrombolyse selon les conditions d'application ??? *Pour la thrombose, cela doit être possible pour des intensités majeures provoquant un effet thermique important, mais cela ne paraît pas possible dans les conditions usuelles d'insonation. Par contre, la facilitation de la thrombolyse (et non la thrombolyse elle-même) a été démontrée comme étant possible dans les conditions courantes de monitoring Doppler transcrânien.*

66

33- L'élastographie ultrasonore :

- 33 A - Permet d'imager les propriétés acoustiques des tissus
- 33 B - Permet d'imager les propriétés élastiques des tissus
- 33 C - Repose sur une compression importante des tissus
- 33 D - Ne peut être réalisée en temps réel au cours de l'exploration échographique
- 33 E - Nécessite des sondes particulières

67

33- L'élastographie ultrasonore :

- 33 A - Permet d'imager les propriétés acoustiques des tissus NON (*en fait, l'échographie en elle-même « image » les propriétés acoustiques des tissus*)
- 33 B - Permet d'imager les propriétés élastiques des tissus OUI
- 33 C - Repose sur une compression importante des tissus OUI (*encore faudrait-il savoir ce que l'on entend par « importante »*)
- 33 D - Ne peut être réalisée en temps réel au cours de l'exploration échographique NON
- 33 E - Nécessite des sondes particulières NON (*pas obligatoirement*)

68

34- L'imagerie composite ultrasonore :

- 34 A - Est une imagerie qui est obtenue avec plusieurs sondes travaillant en simultané
- 34 B - Est une imagerie obtenue à partir de deux vues orthogonales de la cible
- 34 C - Est une imagerie obtenue à partir de plusieurs vues obliques de la même cible
- 34 D - Est une imagerie qui peut être obtenue à partir de plusieurs fréquences ultrasonores
- 34 E - Ne peut être combinée à l'imagerie non linéaire

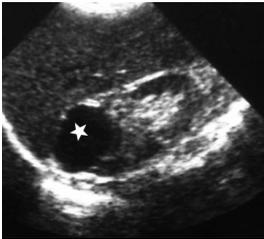
69

34- L'imagerie composite ultrasonore :

- 34 A - Est une imagerie qui est obtenue avec plusieurs sondes travaillant en simultané NON
- 34 B - Est une imagerie obtenue à partir de deux vues orthogonales de la cible NON
- 34 C - Est une imagerie obtenue à partir de plusieurs vues obliques de la même cible OUI
- 34 D - Est une imagerie qui peut être obtenue à partir de plusieurs fréquences ultrasonores OUI (*ou pourquoi pas ?*)
- 34 E - Ne peut être combinée à l'imagerie non linéaire NON (*je ne vois pas pourquoi*)

70

35) QCM avec image n°1



71

Ci-dessus une coupe longitudinale du rein droit, qui objective une lésion au niveau de son pôle supérieur (étoile). Les éléments sémiologiques en faveur d'un kyste sont:

- 35 A - Un contenu vide d'écho, ou anéchogène
- 35 B - Un contenu noir en raison d'une atténuation du faisceau ultrasonore au sein du liquide du kyste beaucoup plus intense qu'au sein du parenchyme avoisinant
- 35 C - La présence d'un phénomène d'ombre postérieur
- 35 D - La présence d'un renforcement acoustique postérieur
- 35 E - Les limites régulières de la lésion

72

35) QCM avec image n°1

Ci-dessus une coupe longitudinale du rein droit, qui objective une lésion au niveau de son pôle supérieur (étoile). Les éléments sémiologiques en faveur d'un kyste sont :

- 35 A - Un contenu vide d'écho, ou anéchogène OUI
- 35 B - Un contenu noir en raison d'une atténuation du faisceau ultrasonore au sein du liquide du kyste beaucoup plus intense qu'au sein du parenchyme avoisinant NON
- 35 C - La présence d'un phénomène d'ombre postérieur NON
- 35 D - La présence d'un renforcement acoustique postérieur OUI
- 35 E - Les limites régulières de la lésion OUI

73

36) QCM avec image n°2



Vous avez ci-dessus une coupe récurrente sous-costale d'un foie chez un sujet victime d'un polytraumatisme. Vous observez la présence d'échos au-delà du diaphragme (*) ; ces échos sont dus à :

74

- 36 A - Une masse médiastinale
- 36 B - Un hémithorax
- 36 C - Un renforcement acoustique en arrière du foie
- 36 D - Un artefact en miroir
- 36 E - Un artefact dus aux lobes latéraux

75

36) QCM avec image n°2

Vous avez ci-dessus une coupe récurrente sous-costale d'un foie chez un sujet victime d'un polytraumatisme. Vous observez la présence d'échos au-delà du diaphragme (*) ; ces échos sont dus à :

- 36 A - Une masse médiastinale NON
- 36 B - Un hémithorax NON
- 36 C - Un renforcement acoustique en arrière du foie NON
- 36 D - Un artefact en miroir OUI
- 36 E - Un artefact dus aux lobes latéraux NON

76

37) QCM avec image n°3



Vous avez ci-dessus une coupe longitudinale d'une vésicule comportant deux calculs, en arrière desquels vous observez des bandes vides d'échos (flèches).

77

Ces bandes vides d'échos :

- 37 A - Sont secondaires à la diffraction du faisceau ultrasonore au sein de chaque calcul
- 37 B - Correspondent à un phénomène d'ombre acoustique postérieur, par réflexion totale à la surface de chaque calcul
- 37 C - Auraient pu être générées par des bulles en cas d'aérobilie
- 37 D - Ne sont rencontrées qu'avec les sondes basses fréquences
- 37 E - Sont plus apparentes en imagerie non linéaire (ou imagerie d'harmoniques) par rapport à l'imagerie fondamentale

78

37) QCM avec image n°3

Vous avez ci-dessus une coupe longitudinale d'une vésicule comportant deux calculs, en arrière desquels vous observez des bandes vides d'échos (flèches).

Ces bandes vides d'échos :

37 A - Sont secondaires à la diffraction du faisceau ultrasonore au sein de chaque calcul NON

37 B - Correspondent à un phénomène d'ombre acoustique postérieur, par réflexion totale à la surface de chaque calcul OUI

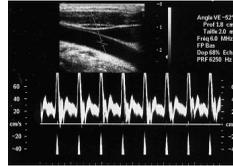
37 C - Auraient pu être générées par des bulles en cas d'aérobilie OUI (mais pas dans les mêmes proportions)

37 D - Ne sont rencontrées qu'avec les sondes basses fréquences NON

37 E - Sont plus apparentes en imagerie non linéaire (ou imagerie d'harmoniques) par rapport à l'imagerie fondamentale ???

79

38) QCM avec image n°4



Ci-dessus un tracé Doppler obtenu en mode Duplex (imagerie bidimensionnelle et acquisition Doppler spectral simultanées) au niveau d'une artère carotide primitive normale. Vous observez sur le tracé Doppler un phénomène d'aliasing.

80

Quel est le premier moyen de corriger ce phénomène ?

38 A - descendre la ligne de base

38 B - élargir la fenêtre spatiale du Doppler spectral au sein du vaisseau

38 C - augmenter la PRF

38 D - quitter le mode Duplex

38 E - augmenter la fréquence d'émission de la sonde

81

38) QCM avec image n°4

Ci-dessus un tracé Doppler obtenu en mode Duplex (imagerie bidimensionnelle et acquisition Doppler spectral simultanées) au niveau d'une artère carotide primitive normale. Vous observez sur le tracé Doppler un phénomène d'aliasing.

Quel est le premier moyen de corriger ce phénomène ?

38 A - descendre la ligne de base OUI

38 B - élargir la fenêtre spatiale du Doppler spectral au sein du vaisseau NON

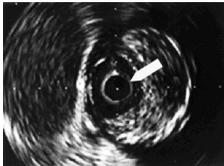
38 C - augmenter la PRF OUI

38 D - quitter le mode Duplex OUI

38 E - augmenter la fréquence d'émission de la sonde NON

82

39) QCM avec image n°5



Cette coupe échographique a été obtenue au niveau d'une artère coronaire ; vous reconnaissez la sonde d'échographie intravasculaire au centre du vaisseau (flèche).

A propos de cette acquisition :

83

39 A - elle permet d'obtenir des images transversales sur toute la circonférence de l'artère

39 B - elle a été réalisée avec une sonde de type microconvexe

39 C - elle a été réalisée avec une sonde de type mécanique rotatif

39 D - la fréquence d'émission est de l'ordre de 2 MHz

39 E - elle permet aussi de visualiser correctement la totalité du coeur sous jacent

84

39) QCM avec image n°5

Cette coupe échographique a été obtenue au niveau d'une artère coronaire ; vous reconnaissez la sonde d'échographie intravasculaire au centre du vaisseau (flèche).

A propos de cette acquisition :

39 A - elle permet d'obtenir des images transversales sur toute la circonférence de l'artère OUI

39 B - elle a été réalisée avec une sonde de type microconvexe NON

39 C - elle a été réalisée avec une sonde de type mécanique rotatif OUI

39 D - la fréquence d'émission est de l'ordre de 2 MHz NON

39 E - elle permet aussi de visualiser correctement la totalité du coeur sous jacent NON

85

40) QCM avec image n°6



86

Vous avez ci-dessus une coupe transversale du foie (RF) et de la vésicule biliaire (vb). Les images sombres soulignées par les flèches sont en rapport avec :

40 A- un artefact de réverbération

40 B- une calcification des parois de la vésicule

40 C- un artefact de diffraction

40 D- un effet d'atténuation du parenchyme hépatique

40 E- un artefact de célérité

87

40) QCM avec image n°6

Vous avez ci-dessus une coupe transversale du foie (RF) et de la vésicule biliaire (vb). Les images sombres soulignées par les flèches sont en rapport avec :

40 A- un artefact de réverbération NON

40 B- une calcification des parois de la vésicule NON

40 C- un artefact de diffraction OUI

40 D- un effet d'atténuation du parenchyme hépatique NON

40 E- un artefact de célérité NON

88

41- A propos de la production des ondes ultrasonores:

A- L'effet piézoélectrique traduit la conversion d'une énergie mécanique en une énergie électrique

B - L'amplitude de vibration d'un élément piézoélectrique est maximum pour sa fréquence de résonance

C - L'épaisseur d'un élément piézoélectrique est indépendante de la fréquence de travail de la sonde

D - Les céramiques ferro-électriques du type titanate de plomb et zirconium (PZT) sont couramment utilisées pour leur meilleur rendement énergétique

E - Un cristal piézoélectrique ne peut être à la fois émetteur et récepteur d'ondes ultrasonores

89

41- A propos de la production des ondes ultrasonores:

A- L'effet piézoélectrique traduit la conversion d'une énergie mécanique en une énergie électrique OUI

B - L'amplitude de vibration d'un élément piézoélectrique est maximum pour sa fréquence de résonance OUI

C - L'épaisseur d'un élément piézoélectrique est indépendante de la fréquence de travail de la sonde NON

D - Les céramiques ferro-électriques du type titanate de plomb et zirconium (PZT) sont couramment utilisées pour leur meilleur rendement énergétique OUI (mais cette technologique évolue très vite (composites, CMUT...))

E - Un cristal piézoélectrique ne peut être à la fois émetteur et récepteur d'ondes ultrasonores NON

90

42- A propos de l'intérêt des ultrasons en imagerie médicale

- A - Leur pouvoir de pénétration dans les tissus est comparable à celui des rayons X
- B - Ils traversent aisément l'os
- C - Ils sont réfléchis par les tissus mous
- D - La répétition des examens d'échographie dans les conditions normales n'est pas préjudiciable à la santé
- E - La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration

91

42- A propos de l'intérêt des ultrasons en imagerie médicale

- A - Leur pouvoir de pénétration dans les tissus est comparable à celui des rayons X NON
- B - Ils traversent aisément l'os NON
- C - Ils sont réfléchis par les tissus mous NON
- D - La répétition des examens d'échographie dans les conditions normales n'est pas préjudiciable à la santé OUI
- E - La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration NON

92

43- La célérité des ondes ultrasonores

- A - Augmente avec la fréquence
- B - Diminue avec la fréquence
- C - Dépend de la longueur d'onde de l'impulsion
- D - Est très dépendante de la nature du milieu de propagation
- E - Est plus grande pour les muscles que pour l'air

93

43- La célérité des ondes ultrasonores

- A - Augmente avec la fréquence NON
- B - Diminue avec la fréquence NON
- C - Dépend de la longueur d'onde de l'impulsion NON
- D - Est très dépendante de la nature du milieu de propagation OUI
- E - Est plus grande pour les muscles que pour l'air OUI

94

44- L'impédance acoustique

- A - Augmente avec la fréquence
- B - N'est pas une caractéristique liée à la fréquence
- C - Est caractéristique d'un milieu
- D - Augmente avec la masse volumique, toutes choses égales par ailleurs
- E - Diminue avec la célérité du son, toutes choses égales par ailleurs

95

44- L'impédance acoustique

- A - Augmente avec la fréquence NON
- B - N'est pas une caractéristique liée à la fréquence OUI
- C - Est caractéristique d'un milieu OUI
- D - Augmente avec la masse volumique, toutes choses égales par ailleurs OUI $Z = \rho C$
- E - Diminue avec la célérité du son, toutes choses égales par ailleurs NON

96

45- Sources spéculaires ou diffusantes

- A - Une interface étendue entre deux milieux est une source spéculaire d'écho
- B - Une source spéculaire donne un faisceau réfléchi peu directif
- C - Un milieu composé d'inhomogénéités petites devant la longueur d'onde est diffusant
- D - Un milieu diffusant a un aspect échographique dépendant peu de l'incidence
- E - La diffusion est responsable de l'écho-texture des tissus

97

45- Sources spéculaires ou diffusantes

- A - Une interface étendue entre deux milieux est une source spéculaire d'écho
- B - Une source spéculaire donne un faisceau réfléchi peu directif
- C - Un milieu composé d'inhomogénéités petites devant la longueur d'onde est diffusant
- D - Un milieu diffusant a un aspect échographique dépendant peu de l'incidence
- E - La diffusion est responsable de l'écho-texture des tissus

98

46- Un rapport d'énergie de 50 dB entre deux échos correspond à un ratio de

- A - 1 pour 100
- B - 1 pour 1 000
- C - 1 pour 10 000
- D - 1 pour 100 000 OUI
- E - 1 pour 1 000 000

99

46- Un rapport d'énergie de 50 dB entre deux échos correspond à un ratio de

- A - 1 pour 100
- B - 1 pour 1 000
- C - 1 pour 10 000
- D - 1 pour 100 000 OUI
- E - 1 pour 1 000 000

100

47 - La fréquence de répétition impulsions (PRF)

- A - Correspond à l'inverse du temps de répétition
- B - Correspond à la moitié de la fréquence d'émission
- C - Est indiquée en Hertz (ou multiples)
- D - En doppler, elle doit être augmentée pour quantifier les flux rapides
- E - Est une notion seulement valide en Doppler

101

47 - La fréquence de répétition impulsions (PRF)

- A - Correspond à l'inverse du temps de répétition OUI, si on entend par « temps » la période
- B - Correspond à la moitié de la fréquence d'émission NON
- C - Est indiquée en Hertz (ou multiples) OUI
- D - En Doppler, elle doit être augmentée pour quantifier les flux rapides OUI
- E - Est une notion seulement valide en Doppler NON

102

48- La cadence d'images

- A - Augmente lorsque la profondeur d'exploration augmente
- B - Baisse lorsque la profondeur d'exploration augmente
- C - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur modifie le point unique de focale
- D - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale
- E - Baisse lorsque l'opérateur comprime la dynamique de réception des échos

103

48- La cadence d'images

- A - Augmente lorsque la profondeur d'exploration augmente NON
- B - Baisse lorsque la profondeur d'exploration augmente OUI
- C - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur modifie le point unique de focale OUI
- D - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale NON
- E - Baisse lorsque l'opérateur comprime la dynamique de réception des échos NON

104

49- La profondeur d'exploration

- A - Elle dépend de la fréquence de répétition des impulsions.
- B - Elle est améliorée par l'utilisation de fréquences d'émission élevées
- C - Elle diminue avec l'augmentation du nombre de zones focales
- D - En doppler, l'utilisation de champs profonds limite l'accès à des PRF élevées
- E - Les barrettes linéaires sont utilisées pour l'exploration de champs superficiels

105

49- La profondeur d'exploration

- A - Elle dépend de la fréquence de répétition des impulsions OUI
- B - Elle est améliorée par l'utilisation de fréquences d'émission élevées NON
- C - Elle diminue avec l'augmentation du nombre de zones focales NON
- D - En Doppler, l'utilisation de champs profonds limite l'accès à des PRF élevées OUI
- E - Les barrettes linéaires sont utilisées pour l'exploration de champs superficiels NON (pas uniquement... Tout dépend de ce que l'on entend par « superficiel »)

106

50- La résolution spatiale axiale :

- A - Dépend de la focalisation à l'émission du faisceau
- B - Dépend de la focalisation à la réception du faisceau
- C - Dépend de la puissance de l'impulsion ultrasonore
- D - S'améliore avec l'augmentation de la fréquence d'émission
- E - S'améliore avec l'augmentation de la durée de l'impulsion ultrasonore

107

50- La résolution spatiale axiale :

- A - Dépend de la focalisation à l'émission du faisceau NON
- B - Dépend de la focalisation à la réception du faisceau NON
- C - Dépend de la puissance de l'impulsion ultrasonore NON
- D - S'améliore avec l'augmentation de la fréquence d'émission OUI
- E - S'améliore avec l'augmentation de la durée de l'impulsion ultrasonore NON

108

51- La résolution en épaisseur

- A - C'est la distance minimum qui permet de séparer 2 échos voisins dans l'axe du faisceau
- B - Doit être modifiée par l'opérateur en cours d'examen
- C - Varie avec la profondeur
- D - Est d'autant meilleure que la fréquence du faisceau d'ultrasons est élevée
- E - Dépend de la focalisation de la sonde

109

51- La résolution en épaisseur

- A - C'est la distance minimum qui permet de séparer 2 échos voisins dans l'axe du faisceau NON
- B - Doit être modifiée par l'opérateur en cours d'examen NON
- C - Varie avec la profondeur OUI
- D - Est d'autant meilleure que la fréquence du faisceau d'ultrasons est élevée OUI
- E - Dépend de la focalisation de la sonde OUI

110

52- Pour obtenir une focalisation du faisceau

- A - on peut émettre à partir d'un transducteur concave vers l'avant
- B - on peut utiliser des retards à l'excitation plus grands pour les éléments latéraux de l'ouverture
- C - on peut utiliser des retards à l'excitation plus grands pour les éléments centraux de l'ouverture
- D - on peut utiliser une lentille acoustique passive
- E - en focalisation à l'émission, chaque tir ne comporte qu'une longueur focale

111

52- Pour obtenir une focalisation du faisceau

- A - on peut émettre à partir d'un transducteur concave vers l'avant OUI
- B - on peut utiliser des retards à l'excitation plus grands pour les éléments latéraux de l'ouverture NON
- C - on peut utiliser des retards à l'excitation plus grands pour les éléments centraux de l'ouverture OUI
- D - on peut utiliser une lentille acoustique passive OUI
- E - en focalisation à l'émission, chaque tir ne comporte qu'une longueur focale OUI

112

53- La résolution latérale

- A - Elle rend compte de l'importance de la divergence du faisceau d'ultrasons dans le champ lointain
- B - Elle dépend de la profondeur
- C - La position des zones focales correspond aux zones où la résolution latérale est la moins bonne
- D - On doit positionner la zone focale en regard de la zone d'intérêt
- E - Positionner plusieurs zones focales diminue la cadence d'images

113

53- La résolution latérale

- A - Elle rend compte de l'importance de la divergence du faisceau d'ultrasons dans le champ lointain OUI (entre autres)
- B - Elle dépend de la profondeur OUI
- C - La position des zones focales correspond aux zones où la résolution latérale est la moins bonne NON
- D - On doit positionner la zone focale en regard de la zone d'intérêt OUI
- E - Positionner plusieurs zones focales diminue la cadence d'images OUI

114

54- Le gain en échographie bidimensionnelle :

- A - Est proportionnel à la puissance de l'impulsion ultrasonore
- B - Compense l'atténuation en profondeur
- C - Peut être global ou modulé par niveau de profondeur
- D - Permet d'éliminer les principaux artefacts
- E - Sa compensation n'est pas nécessaire en imagerie non-linéaire

115

54- Le gain en échographie bidimensionnelle :

- A - Est proportionnel à la puissance de l'impulsion ultrasonore NON
- B - Compense l'atténuation en profondeur OUI
- C - Peut être global ou modulé par niveau de profondeur OUI
- D - Permet d'éliminer les principaux artefacts NON
- E - Sa compensation n'est pas nécessaire en imagerie non-linéaire NON

116

55- Sémiologie ultrasonore et artefacts

- A - Dans l'exploration d'une structure homogène, l'intensité du signal diminue avec la profondeur
- B - Dans l'exploration d'une structure homogène, l'amplification du signal doit être plus importante pour les échos superficiels que pour les échos profonds
- C - Les échos de répétitions sont dus à une succession d'allers et retours du signal sur une structure très réfléchissante
- D - Les lobes latéraux d'une sonde peuvent être à l'origine d'échos parasites projetés dans la vésicule
- E - le « cône d'ombre postérieur » correspond à un artefact de réflexion

117

55- Sémiologie ultrasonore et artefacts

- A - Dans l'exploration d'une structure homogène, l'intensité du signal diminue avec la profondeur OUI
- B - Dans l'exploration d'une structure homogène, l'amplification du signal doit être plus importante pour les échos superficiels que pour les échos profonds NON
- C - Les échos de répétitions sont dus à une succession d'allers et retours du signal sur une structure très réfléchissante OUI
- D - Les lobes latéraux d'une sonde peuvent être à l'origine d'échos parasites projetés dans la vésicule OUI
- E - le « cône d'ombre postérieur » correspond à un artefact de réflexion NON

118

56- Un kyste simple typique se caractérise par :

- A - Un contenu hypoéchogène homogène avec renforcement postérieur
- B - Un contenu hypoéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs
- C - Un contenu hyperéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs
- D - Un contenu anéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs
- E - Un contenu anéchogène homogène avec renforcement postérieur

119

56- Un kyste simple typique se caractérise par :

- A - Un contenu hypoéchogène homogène avec renforcement postérieur NON
- B - Un contenu hypoéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs NON
- C - Un contenu hyperéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs NON
- D - Un contenu anéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs NON
- E - Un contenu anéchogène homogène avec renforcement postérieur OUI

120

57- Pour explorer une artère carotide primitive, la sonde la plus appropriée est :

- A - une sonde convexe 2-5 MHz
- B - une sonde microconvexe 5-9 MHz
- C - une sonde phased array 2-4 MHz
- D - une sonde linéaire 5-10 MHz
- E - une sonde linéaire 2-5 MHz

121

57- Pour explorer une artère carotide primitive, la sonde la plus appropriée est :

- A - une sonde convexe 2-5 MHz NON
- B - une sonde microconvexe 5-9 MHz NON
- C - une sonde phased array 2-4 MHz NON
- D - une sonde linéaire 5-10 MHz OUI
- E - une sonde linéaire 2-5 MHz NON

122

58- Pour explorer une lésion hépatique du segment VII, située à 18 centimètres de profondeur, la sonde la plus appropriée est :

- A : une sonde convexe 4-7 MHz
- B : une sonde microconvexe 5-9 MHz
- C : une sonde phased array 2-4 MHz
- D : une sonde linéaire 5-10 MHz
- E : une sonde linéaire 2-5 MHz

123

58- Pour explorer une lésion hépatique du segment VII, située à 18 centimètres de profondeur, la sonde la plus appropriée est :

- A : une sonde convexe 4-7 MHz OUI
- B : une sonde microconvexe 5-9 MHz NON
- C : une sonde phased array 2-4 MHz NON
- D : une sonde linéaire 5-10 MHz NON
- E : une sonde linéaire 2-5 MHz NON

124

59- Parmi les artefacts ci-dessous, quels sont ceux qui suppriment des informations dans l'image :

- A - Les artefacts de répétition
- B - Le cône d'ombre acoustique
- C - Le renforcement acoustique
- D - L'artefact en miroir
- E - L'artefact de diffraction

125

59- Parmi les artefacts ci-dessous, quels sont ceux qui suppriment des informations dans l'image :

- A - Les artefacts de répétition OUI
- B - Le cône d'ombre acoustique OUI
- C - Le renforcement acoustique NON
- D - L'artefact en miroir NON
- E - L'artefact de diffraction NON

126

60- L'artefact de réverbération :

- A - Se rencontre en arrière des calcifications
- B - Peut témoigner de la présence d'air
- C - Peut générer un artefact en miroir
- D - Détérioré l'analyse de la paroi antérieure de la vessie
- E - Est lié à une différence de célérité des ultrasons entre deux milieux

127

60- L'artefact de réverbération :

- A - Se rencontre en arrière des calcifications OUI
- B - Peut témoigner de la présence d'air OUI
- C - Peut générer un artefact en miroir OUI (si on considère le phénomène de réverbération au sens large)
- D - Détérioré l'analyse de la paroi antérieure de la vessie POSSIBLEMENT
- E - Est lié à une différence de célérité des ultrasons entre deux milieux OUI, d'une certaine façon, puisque la célérité est l'un des déterminants de l'impédance acoustique $Z = \rho C$

128

61- Quels sont les réglages échographiques qui modifient le contraste sur l'image :

- A - La gamme dynamique
- B - Le gain en fonction de la profondeur
- C - Le nombre de zones focales à l'émission
- D - La position de la zone focale
- E - La fréquence d'émission de la sonde

129

61- Quels sont les réglages échographiques qui modifient le contraste sur l'image :

- A - La gamme dynamique OUI
- B - Le gain en fonction de la profondeur NON
- C - Le nombre de zones focales à l'émission NON
- D - La position de la zone focale NON
- E - La fréquence d'émission de la sonde NON

130

62- Effet Doppler

- A - La fréquence doppler est égale à la somme des fréquences des ondes incidente et réfléchie.
- B - La fréquence doppler est égale à la différence des fréquences des ondes incidente et réfléchie.
- C - La fréquence doppler est inversement proportionnelle au cosinus de l'angle doppler formé par le faisceau d'ultrasons et l'axe du vecteur vitesse à mesurer
- D - La fréquence doppler augmente si le mobile se rapproche du capteur
- E - La fréquence doppler est inversement proportionnelle à la célérité de l'onde dans le milieu

131

62- Effet Doppler

- A - La fréquence doppler est égale à la somme des fréquences des ondes incidente et réfléchie NON
- B - La fréquence doppler est égale à la différence des fréquences des ondes incidente et réfléchie OUI
- C - La fréquence doppler est inversement proportionnelle au cosinus de l'angle doppler formé par le faisceau d'ultrasons et l'axe du vecteur vitesse à mesurer NON : directement proportionnelle
- D - La fréquence doppler augmente si le mobile se rapproche du capteur OUI
- E - La fréquence doppler est inversement proportionnelle à la célérité de l'onde dans le milieu NON

132

63- Doppler pulsé et Doppler continu

A - En Doppler à émission pulsée la profondeur maximum d'exploration est inversement proportionnelle à la fréquence de répétition (PRF)

B - En Doppler à émission pulsée seules les vitesses contenues dans le volume d'échantillon sont prises en compte

C - En Doppler à émission pulsée la localisation en profondeur des vitesses à mesurer est possible

D - En Doppler à émission continue, seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un seuil

E - En Doppler à émission continue il n'y a pas de localisation spatiale précise des vitesses mesurées

135

63- Doppler pulsé et Doppler continu

A - En Doppler à émission pulsée la profondeur maximum d'exploration est inversement proportionnelle à la fréquence de répétition (PRF) OUI

B - En doppler à émission pulsée, seules les vitesses contenues dans le volume d'échantillon sont prises en compte OUI

C - En doppler à émission pulsée, la localisation en profondeur des vitesses à mesurer est possible OUI

D - En doppler à émission continue, seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un seuil NON

E - En doppler à émission continue il n'y a pas de localisation spatiale précise des vitesses mesurées OUI

134

64- Une mesure de vitesse : On effectue la mesure d'un flux de rétrécissement aortique dans l'axe de la sonde qui émet à 3 MHz, on observe un effet Doppler de 12 KHz, la vitesse sanguine vaut :

A - 0,15 m/s

B - 1,5 m/s

C - 3 m/s

D - 4,5 m/s

E - 15 m/s

135

64- Une mesure de vitesse : On effectue la mesure d'un flux de rétrécissement aortique dans l'axe de la sonde qui émet à 3 MHz, on observe un effet Doppler de 12 KHz, la vitesse sanguine vaut :

A - 0,15 m/s

B - 1,5 m/s

C - 3 m/s OUI : $V = (\Delta F C) / (2F \cos \theta)$

$V = 12\,000 \times 1540 / 2 \times 3\,000\,000 \times 1$ (car $\theta = 0^\circ$),
donc $V = 2 \times 1,540 = 3,08$ m/s

D - 4,5 m/s

E - 15 m/s

136

65- L'effet d'aliasing

A - N'existe qu'en imagerie doppler couleur

B - Concerne exclusivement le Doppler continu

C - Limite la perception des hautes vitesses

D - Dépend du réglage de la fréquence de répétition

E - N'existe pas en doppler énergie (ou puissance)

137

65- L'effet d'aliasing

A - N'existe qu'en imagerie doppler couleur NON

B - Concerne exclusivement le Doppler continu NON

C - Limite la perception des hautes vitesses OUI

D - Dépend du réglage de la fréquence de répétition OUI

E - N'existe pas en doppler énergie (ou puissance) OUI

138

66- Le phénomène d'aliasing en doppler couleur se traduit par

- A - Un éclaircissement localisé de l'encodage couleur
- B - Un aspect hétérogène de l'encodage couleur
- C - Une inversion paradoxale de l'encodage couleur
- D - Un encodage couleur débordant les limites du vaisseau
- E - Une absence localisée d'encodage couleur

139

66- Le phénomène d'aliasing en Doppler couleur se traduit par

- A - Un éclaircissement localisé de l'encodage couleur NON
- B - Un aspect hétérogène de l'encodage couleur ??? (que veut dire « hétérogène » ? Les vibrations péri-sténotiques donnent un aspect hétérogène (mosaïque de couleurs) qui ne relève pas nécessairement de l'aliasing, qu'il faudrait mieux appeler « ambiguïté spectrale »)
- C - Une inversion paradoxale de l'encodage couleur OUI
- D - Un encodage couleur débordant les limites du vaisseau NON
- E - Une absence localisée d'encodage couleur NON

140

67-Le phénomène d'aliasing en doppler pulsé peut-être provoqué par :

- A - Un réglage inadéquat du gain
- B - Un réglage inadéquat de la ligne de base
- C - Un réglage inadéquat de la focale
- D - Un réglage inadéquat de la PRF
- E - Un réglage inadéquat de la porte Doppler

141

67-Le phénomène d'aliasing en Doppler pulsé peut-être provoqué par :

- A - Un réglage inadéquat du gain NON
- B - Un réglage inadéquat de la ligne de base OUI
- C - Un réglage inadéquat de la focale NON
- D - Un réglage inadéquat de la PRF OUI
- E - Un réglage inadéquat de la porte Doppler NON

142

68- Le mode appelé Doppler puissance ou Doppler énergie

- A - Code la vitesse des écoulements sanguins
- B - Est plus sensible aux artefacts de mouvement que le Doppler couleur classique
- C - Est plus sensible aux basses vitesses que le Doppler couleur classique
- D - Fait intervenir l'intégrale sur la fréquence de l'énergie du spectre du signal Doppler
- E - Permet d'avoir une carte des zones circulantes avec un bon rapport signal sur bruit.

143

68- Le mode appelé Doppler puissance ou Doppler énergie

- A - Code la vitesse des écoulements sanguins NON
- B - Est plus sensible aux artefacts de mouvement que le Doppler couleur classique OUI (faible résolution temporelle)
- C - Est plus sensible aux basses vitesses que le Doppler couleur classique OUI
- D - Fait intervenir l'intégrale sur la fréquence de l'énergie du spectre du signal Doppler OUI (l'intégrale sur l'ensemble du spectre)
- E - Permet d'avoir une carte des zones circulantes avec un bon rapport signal sur bruit OUI

144

69- A propos des produits de contraste ultrasonores

- A - Leur durée de vie est de l'ordre d'une dizaine de minutes
- B - Ce sont typiquement des microbulles de gaz
- C - Ils ont une spécificité d'organe pour le foie
- D - Ils sont réservés aux explorations hépatiques
- E - Ils sensibilisent les mesures Doppler

145

69- A propos des produits de contraste ultrasonores

- A - Leur durée de vie est de l'ordre d'une dizaine de minutes OUI en cas d'injection lente ou fractionnée
- B - Ce sont typiquement des microbulles de gaz OUI
- C - Ils ont une spécificité d'organe pour le foie NON
- D - Ils sont réservés aux explorations hépatiques NON
- E - Ils sensibilisent les mesures Doppler OUI

146

70- L'imagerie non linéaire :

- A - Permet de mieux exploiter les propriétés spécifiques des produits de contraste
- B - Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés
- C - Peut être réalisée à partir de séquences d'imagerie utilisant deux impulsions en inversion
- D - Peut être réalisée en doublant la fréquence centrale d'émission par rapport à la fréquence centrale de réception.
- E - Ne peut être utilisée qu'avec des sondes de basse fréquence

147

70- L'imagerie non linéaire :

- A - Permet de mieux exploiter les propriétés spécifiques des produits de contraste OUI
- B - Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés OUI
- C - Peut être réalisée à partir de séquences d'imagerie utilisant deux impulsions en inversion OUI
- D - Peut être réalisée en doublant la fréquence centrale d'émission par rapport à la fréquence centrale de réception NON
- E - Ne peut être utilisée qu'avec des sondes de basse fréquence NON (non, la plupart des sondes en dispose désormais. Par contre, les séquences d'insonation spécifiques des produits de contraste sont adaptées aux basses fréquences ultrasonores qui correspondent à la fréquence de résonance des microbulles.

148

71- L'imagerie non linéaire avec produits de contraste en temps réel :

- A - Est possible avec des produits de contraste contenant de l'air
- B - Nécessite, avec certains produits de contraste, de travailler à bas index mécanique
- C - N'est possible qu'en ayant recours à des index mécaniques élevés
- D - Permet de suivre la cinétique de l'agent de contraste dans une lésion depuis son arrivée jusqu'à son élimination complète
- E - N'est pas utilisable en clinique à cause du risque biologique

149

71- L'imagerie non linéaire avec produits de contraste en temps réel :

- A - Est possible avec des produits de contraste contenant de l'air OUI
- B - Nécessite, avec certains produits de contraste, de travailler à bas index mécanique OUI (avec tous, de préférence)
- C - N'est possible qu'en ayant recours à des index mécaniques élevés NON
- D - Permet de suivre la cinétique de l'agent de contraste dans une lésion depuis son arrivée jusqu'à son élimination complète OUI
- E - N'est pas utilisable en clinique à cause du risque biologique NON

150

72- L'imagerie composite ultrasonore :

- A - Est une imagerie qui est obtenue avec plusieurs sondes travaillant en simultané
- B - Est une imagerie obtenue à partir de deux vues orthogonales de la cible
- C - Est une imagerie obtenue à partir de plusieurs vues obliques de la même cible
- D - Est une imagerie qui peut être obtenue à partir de plusieurs fréquences ultrasonores
- E - Est responsable d'une diminution de l'effet de « speckle »

151

72- L'imagerie composite ultrasonore :

- A - Est une imagerie qui est obtenue avec plusieurs sondes travaillant en simultané NON
- B - Est une imagerie obtenue à partir de deux vues orthogonales de la cible NON
- C - Est une imagerie obtenue à partir de plusieurs vues obliques de la même cible OUI
- D - Est une imagerie qui peut être obtenue à partir de plusieurs fréquences ultrasonores OUI, en principe, mais ce n'est pas le but premier
- E - Est responsable d'une diminution de l'effet de « speckle » NON

152

73- L'effet thermique des ultrasons

- A - N'a jamais été formellement démontré
- B - Est lié au caractère divergent du faisceau ultrasonore
- C - Est lié à l'absorption de l'énergie par les tissus
- D - Donne lieu à des limitations lors de l'homologation des appareils de diagnostic
- E - Peut donner lieu à des applications thérapeutiques.

153

73- L'effet thermique des ultrasons

- A - N'a jamais été formellement démontré NON
- B - Est lié au caractère divergent du faisceau ultrasonore NON
- C - Est lié à l'absorption de l'énergie par les tissus OUI
- D - Donne lieu à des limitations lors de l'homologation des appareils de diagnostic OUI
- E - Peut donner lieu à des applications thérapeutiques. OUI

154

74- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- A - Sont très largement renforcés par l'utilisation des agents de contraste ultrasonores
- B - Nécessitent un affichage de la fréquence ultrasonore utilisée
- C - Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé
- D - Nécessitent un affichage de l'index thermique utilisé
- E - Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler couleur pour l'exploration ophtalmique

155

74- Les effets biologiques potentiels observés en échographie-Doppler :

- A - Sont très largement renforcés par l'utilisation des agents de contraste ultrasonores OUI
- B - Nécessitent un affichage de la fréquence ultrasonore utilisée OUI (car l'absorption est proportionnelle à la fréquence)
- C - Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé OUI
- D - Nécessitent un affichage de l'index thermique utilisé OUI
- E - Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler couleur pour l'exploration ophtalmique NON (l'usage « intensif », c'est-à-dire, en pratique, excessif, est déconseillé sur l'œil, mais c'est le Doppler pulsé qui est le plus dangereux)

156

75- L'imagerie tridimensionnelle ultrasonore

- A - Ne permet d'obtenir qu'une vision surfacique des organes
- B - Peut être obtenue à partir de plusieurs vues d'un territoire, acquises en balayage mixte, électronique et mécanique
- C - Est une imagerie réservée à l'imagerie obstétricale
- D - Permet des reformatages dans n'importe quel plan de l'espace
- E - Peut être combinée avec un mode Doppler

157

75- L'imagerie tridimensionnelle ultrasonore

- A - Ne permet d'obtenir qu'une vision surfacique des organes NON
- B - Peut être obtenue à partir de plusieurs vues d'un territoire, acquises en balayage mixte, électronique et mécanique OUI
- C - Est une imagerie réservée à l'imagerie obstétricale NON
- D - Permet des reformatages dans n'importe quel plan de l'espace OUI (reconstruction plutôt que « reformatage »)
- E - Peut être combinée avec un mode Doppler OUI

158

76- Une image abdominale



159

Vous avez ci-dessous une coupe transversale du flanc gauche de l'abdomen chez un patient avec de l'ascite :

- A. La structure hyperéchogène marquée par la flèche correspond à une structure aérique
- B. La structure hyperéchogène marquée par la flèche correspond à structure calcique
- C. Le renforcement postérieur observé traduit sa structure liquidienne
- D. Le renforcement postérieur observé est lié à un phénomène d'atténuation
- E. Le renforcement postérieur observé est lié à un phénomène de réverbération

160

76- Une image abdominale



161

Vous avez ci-dessous une coupe transversale du flanc gauche de l'abdomen chez un patient avec de l'ascite :

- A. La structure hyperéchogène marquée par la flèche correspond à une structure aérique OUI
- B. La structure hyperéchogène marquée par la flèche correspond à structure calcique NON
- C. Le renforcement postérieur observé traduit sa structure liquidienne NON (ce n'est pas un renforcement mais une réverbération)
- D. Le renforcement postérieur observé est lié à un phénomène d'atténuation NON
- E. Le renforcement postérieur observé est lié à un phénomène de réverbération NON (oui pour la réverbération, non pour le renforcement)

162

77- Une image vésicale



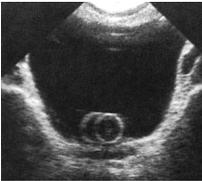
Coupe transversale de la vessie avec une sonde en place (flèche). Le dédoublement du ballonnet de la sonde :

163

- A Correspond à un artefact de focalisation
- B Correspond à un artefact de réfraction
- C Correspond à un artefact de réverbération
- D Correspond à un artefact de lobe latéral

164

77- Une image vésicale



Coupe transversale de la vessie avec une sonde en place (flèche). Le dédoublement du ballonnet de la sonde :

165

- A Correspond à un artefact de focalisation
- B Correspond à un artefact de réfraction OUI**
- C Correspond à un artefact de réverbération
- D Correspond à un artefact de lobe latéral

166

78- Une image hépatique



Cette coupe transversale du foie passant par le hile montre une lésion située en avant du tronc porte (flèches) dont les caractéristiques sont les suivantes :

167

- A - Masse hyperéchogène bien limitée
- B - Masse d'échostructure mixte bien limitée
- C - Masse d'échostructure isoéchogène
- D - Infiltration en plage hyperéchogène
- E - Infiltration en plage isoéchogène

168

78- Une image hépatique



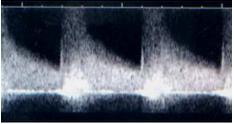
Cette coupe transversale du foie passant par le hile montre une lésion située en avant du tronc porte (flèches) dont les caractéristiques sont les suivantes :

- A - Masse hyperéchogène bien limitée NON (pas de refoulement)
- B - Masse d'échostructure mixte bien limitée NON (si l'on exclut l'image vasculaire latérale, l'image est homogène)
- C - Masse d'échostructure isoéchogène NON
- D - Infiltration en plage hyperéchogène OUI
- E - Infiltration en plage isoéchogène NON

169

170

79- Un spectre artériel :

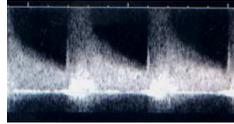


Ce spectre artériel :

- A est normal
- B présente des caractéristiques de vol vasculaire
- C présente des caractéristiques de sténose
- D se caractérise par une altération du profil de l'écoulement
- E se caractérise par une augmentation des index de résistance

171

79- Un spectre artériel :

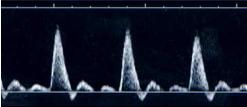


Ce spectre artériel :

- A est normal NON
- B présente des caractéristiques de vol vasculaire NON
- C présente des caractéristiques de sténose OUI
- D se caractérise par une altération du profil de l'écoulement OUI
- E se caractérise par une augmentation des index de résistance NON

172

80- Un autre spectre artériel :

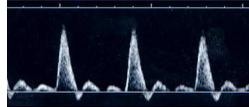


Ce spectre :

- A se caractérise par une altération du profil de l'écoulement
- B se caractérise par des résistances basses
- C se caractérise par des résistances élevées
- D est normal dans un système consommant peu d'oxygène
- E pourrait être observé dans une artère à destinée cérébrale

173

80- Un autre spectre artériel :



Ce spectre :

- A se caractérise par une altération du profil de l'écoulement NON
- B se caractérise par des résistances basses NON
- C se caractérise par des résistances élevées OUI
- D est normal dans un système consommant peu d'oxygène OUI
- E pourrait être observé dans une artère à destinée cérébrale NON (pas sur une artère cérébrale normale)

174

81- A propos des ondes mécaniques ou acoustiques

- A - La déformation d'un milieu matériel au passage d'une onde mécanique donne lieu à une propagation d'énergie
- B - La vitesse de propagation d'une onde mécanique dans un milieu quelconque est indépendante de ce milieu
- C - La vitesse de propagation d'une onde mécanique est appelé célérité plutôt que vitesse parce qu'il n'y a pas écoulement de matière
- D - Les échos engendrés par un obstacle ont une fréquence double de l'onde incidente
- E - A la surface d'un milieu liquide la distance séparant deux rides correspond la période de l'onde

176

81- A propos des ondes mécaniques ou acoustiques

A La déformation d'un milieu matériel au passage d'une onde mécanique donne lieu à une propagation d'énergie OUI

B La vitesse de propagation d'une onde mécanique dans un milieu quelconque est indépendante de ce milieu NON

C La vitesse de propagation d'une onde mécanique est appelé célérité plutôt que vitesse parce qu'il n'y a pas écoulement de matière OUI

D Les échos engendrés par un obstacle ont une fréquence double de l'onde incidente NON mais...

E A la surface d'un milieu liquide la distance séparant deux rides correspond la période de l'onde NON

176

82- Les ondes ultrasonores utilisées en échographie

- A - Ont une fréquence de l'ordre de 2 à 15 MHz
- B - Sont des ondes de compression
- C - Sont réfléchies par les interfaces à une fréquence égale à la fréquence émise
- D - Sont réémises à une fréquence audible
- E - Se propagent sans perte d'énergie

177

2- Les ondes ultrasonores utilisées en échographie

A - Ont une fréquence de l'ordre de 2 à 15 MHz OUI (pour les applications les plus courantes)

B - Sont des ondes de compression OUI (peut-être pas uniquement)

C - Sont réfléchies par les interfaces à une fréquence égale à la fréquence émise OUI en général

D - Sont réémises à une fréquence audible NON (c'est la fréquence Doppler qui se situe dans le spectre audible)

E - Se propagent sans perte d'énergie NON (Atténuation fonction de la distance et de la fréquence)

178

83- La célérité des ondes ultrasonores

- A - Dépend de la longueur d'onde des échos
- B - Diminue avec la fréquence
- C - Est indépendante de la fréquence
- D - Est très peu dépendante de la nature du milieu de propagation
- E - Est plus grande pour les muscles que pour l'air

179

83- La célérité des ondes ultrasonores

A - Dépend de la longueur d'onde des échos NON (mais la longueur d'onde dépend de la fréquence et de la célérité)

B - Diminue avec la fréquence NON (la longueur d'onde : Oui)

C - Est indépendante de la fréquence OUI

D - Est très peu dépendante de la nature du milieu de propagation NON : très fortement dépendante

E - Est plus grande pour les muscles que pour l'air OUI

180

84- Combien de cycles vibratoires réalisent chaque seconde les molécules d'un milieu soumis à onde acoustique de 5 MHz ?

- A - 5 000
- B - 200 000
- C - 2 000 000
- D - 5 000 000
- E - 5 000 000 000

181

84- Combien de cycles vibratoires réalisent chaque seconde les molécules d'un milieu soumis à onde acoustique de 5 MHz ?

- A - 5 000 NON
- B - 200 000 NON
- C - 2 000 000 NON
- D - 5 000 000 OUI**
- E - 5 000 000 000 NON

182

85- Une onde ultrasonore

- A - Est d'une nature différente d'une onde associée à un son audible
- B - Ne peut pas se propager dans le vide
- C - Ne peut pas se propager dans l'air
- D - Implique une fluctuation locale de pression
- E - Est une perturbation de position des molécules du milieu dépendant de l'espace et du temps

183

85- Une onde ultrasonore

- A - Est d'une nature différente d'une onde associée à un son audible NON (sons et ultrasons sont de même nature et répondent aux mêmes lois)
- B - Ne peut pas se propager dans le vide OUI, en effet, puisqu'il s'agit de vibrations, variations de pression**
- C - Ne peut pas se propager dans l'air FAUX : les ultrasons se propagent dans l'air, dans l'eau, dans les solides...
- D - Implique une fluctuation locale de pression OUI (locale mais propagée)**
- E - Est une perturbation de position des molécules du milieu dépendant de l'espace et du temps OUI (puisque'elle se propage)**

184

86- A propos de l'intérêt des ultrasons en imagerie médicale

- A - Ils sont très utilisés car permettent d'explorer tout type d'organe
- B - Ils permettent de détecter une perfusion sanguine
- C - Ils sont totalement réfléchis par les tissus mous
- D - La répétition des examens d'échographie cervicale peut entraîner une insuffisance thyroïdienne
- E - La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration

185

86- A propos de l'intérêt des ultrasons en imagerie médicale

- A - Ils sont très utilisés car permettent d'explorer tout type d'organe NON : très utilisés, en effet, mais pas tout type d'organe (ex : poumons)
- B - Ils permettent de détecter une perfusion sanguine OUI**
- C - Ils sont totalement réfléchis par les tissus mous NON (réfléchis non pas par les tissus mais par les interfaces, et diffusés dans la plupart des tissus mous)
- D - La répétition des examens d'échographie cervicale peut entraîner une insuffisance thyroïdienne ??? NON Pourquoi ?**
- E - La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration NON : elle provoque une réflexion massive, de sorte qu'il ne reste plus assez d'énergie acoustique pour explorer les tissus plus profonds.

186

87- Dans un liquide de célérité $c = 1500$ m/s, à quelle fréquence correspond une longueur d'onde de $0,3$ mm ?

- A - $0,5$ MHz
- B - $4,5$ MHz
- C - 5 MHz
- D - 30 MHz
- E - 45 MHz

187

87- Dans un liquide de célérité $c = 1500$ m/s, à quelle fréquence correspond une longueur d'onde de $0,3$ mm ?

- A - $0,5$ MHz NON
- B - $4,5$ MHz NON
- C - 5 MHz OUI : $\lambda = c/F$ donc $0,0003$ (m) = 1500 (m/s)/F donc $0,0003 F = 1500$ donc $F = 1500/0,0003 = 5\,000\,000 = 5$ MHz
- D - 30 MHz NON
- E - 45 MHz NON

188

88 - Elastographie

- A - Les ondes de cisaillement nous renseignent sur le caractère cliniquement dur ou mou d'un tissu
- B - Les ondes de cisaillement sont plus rapides que les ondes de compression
- C - Un tissu cliniquement souple possède un faible module de cisaillement
- D - Un module élastique peut s'exprimer en kPa
- E - Un module élastique est un ratio déformation sur contrainte

189

88 - Elastographie

- A - Les ondes de cisaillement nous renseignent sur le caractère cliniquement dur ou mou d'un tissu OUI
- B - Les ondes de cisaillement sont plus rapides que les ondes de compression
NON, au contraire (qq m/s)
- C - Un tissu cliniquement souple possède un faible module de cisaillement OUI
- D - Un module élastique peut s'exprimer en kPa - OUI : E (kPa) = $3 \rho V^2$, avec ρ = densité du tissu et V = vitesse de l'onde de cisaillement (m/s)
- E - Un module élastique est un ratio déformation sur contrainte OUI
 $E = \epsilon/\sigma$ avec $\epsilon = \Delta L/L$ = déformation et σ = contrainte (en kPa)

190

89- A propos de l'impédance acoustique Z d'un milieu, on note ρ la masse volumique, c la célérité du son, P la pression ambiante :

- A - Z répond à la définition $Z = \rho \cdot c$
- B - Z répond à la définition $Z = \rho / c$
- C - Z répond à la définition $Z = P \cdot c$
- D - Z répond à la définition $Z = \rho \cdot c^2$
- E - Z vaut environ $1,5$ MRayleigh pour l'eau

191

89- A propos de l'impédance acoustique Z d'un milieu, on note ρ la masse volumique, c la célérité du son, P la pression ambiante :

- A - Z répond à la définition $Z = \rho \cdot c$ OUI
- B - Z répond à la définition $Z = \rho / c$ NON
- C - Z répond à la définition $Z = P \cdot c$ OUI
- D - Z répond à la définition $Z = \rho \cdot c^2$ NON
- E - Z vaut environ $1,5$ MRayleigh pour l'eau OUI

192

90- L'impédance acoustique

- A - Conditionne le coefficient de transmission entre deux milieux
- B - Diminue lorsque la célérité du son décroît, toutes choses égales par ailleurs
- C - La connaissance de l'impédance acoustique de deux milieux permet de connaître le coefficient de réflexion d'un dioptre plan entre ces deux milieux
- D - L'interface de deux milieux d'impédances très proches est très réfléchissante
- E - Est le paramètre qui conditionne l'échogénéicité des structures tissulaires

193

90- L'impédance acoustique

- A - Conditionne le coefficient de transmission entre deux milieux OUI
- B - Diminue lorsque la célérité du son décroît, toutes choses égales par ailleurs OUI car $Z = \rho \cdot C$
- C - La connaissance de l'impédance acoustique de deux milieux permet de connaître le coefficient de réflexion d'un dioptre plan entre ces deux milieux OUI
- D - L'interface de deux milieux d'impédances très proches est très réfléchissante NON
- E - Est le paramètre qui conditionne l'échogénéicité des structures tissulaires ??? OUI mais formulation un peu obscure car l'impédance conditionne la réflectivité mais aussi la diffusion, et c'est cette dernière qui est à l'origine de l'image des tissus (bruit d'interférences de diffusion)

194

91- Réflexion, réfraction, divergence, diffusion de l'onde ultrasonore

- A - L'échogénéicité du sang circulant artériel ne dépend pas de l'angle d'incidence du capteur par rapport à l'axe du vaisseau
- B - La divergence naturelle d'un faisceau d'ultrasons entraîne une diminution de l'intensité locale du faisceau
- C - Le coefficient de réflexion en intensité R est proportionnel au carré de la différence des impédances acoustiques
- D - Le phénomène de diffusion domine dans les structures purement liquidiennes
- E - La réflexion est optimale lorsque le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à l'interface entre les deux milieux

195

91- Réflexion, réfraction, divergence, diffusion de l'onde ultrasonore

- A - L'échogénéicité du sang circulant artériel ne dépend pas de l'angle d'incidence du capteur par rapport à l'axe du vaisseau OUI (car diffusion, mais le terme d'échogénéicité est discutable)
- B - La divergence naturelle d'un faisceau d'ultrasons entraîne une diminution de l'intensité locale du faisceau OUI
- C - Le coefficient de réflexion en intensité R est proportionnel au carré de la différence des impédances acoustiques OUI : $R = I_r/I_i = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$
- D - Le phénomène de diffusion domine dans les structures purement liquidiennes NON : si elles sont purement liquidiennes, elles ne donnent lieu ni à réflexion, ni à diffusion
- E - La réflexion est optimale lorsque le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à l'interface entre les deux milieux OUI

196

92 - Sources spéculaires ou diffusantes

- A - Une interface étendue entre deux milieux est une source spéculaire d'écho
- B - Une source spéculaire donne un faisceau réfléchi peu directif
- C - Un milieu composé d'inhomogénéités petites devant la longueur d'onde est diffusant
- D - Un milieu diffusant a un aspect échographique dépendant peu de l'incidence
- E - La diffusion est responsable de l'écho-texture des tissus

197

92 - Sources spéculaires ou diffusantes

- A - Une interface étendue entre deux milieux est une source spéculaire d'écho OUI
- B - Une source spéculaire donne un faisceau réfléchi peu directif NON, au contraire
- C - Un milieu composé d'inhomogénéités petites devant la longueur d'onde est diffusant OUI
- D - Un milieu diffusant a un aspect échographique dépendant peu de l'incidence OUI
- E - La diffusion est responsable de l'écho-texture des tissus OUI

198

93 – Les sondes ultrasonores

- A - Convertissent l'énergie électrique émise en onde ultrasonore
- B - Transforment l'énergie acoustique des échos en petits signaux électriques
- C - Sont le plus souvent des barrettes de transducteurs
- D - Permettent la focalisation du faisceau
- E - Doivent être changées une fois par an

199

93 – Les sondes ultrasonores

- A - Convertissent l'énergie électrique émise en onde ultrasonore OUI (émise ?)
- B - Transforment l'énergie acoustique des échos en petits signaux électriques OUI
- C - Sont le plus souvent des barrettes de transducteurs OUI si l'on entend par barrettes un alignement (sur une ligne droite ou courbe)
- D - Permettent la focalisation du faisceau OUI (focalisation acoustique ou électronique)
- E - Doivent être changées une fois par an NON (heureusement)

200

94 – Les sondes ultrasonores (suite)

- A - Comportent un matériau piézoélectrique
- B - Peuvent dans certains cas assurer un balayage linéaire du faisceau
- C - Un balayage de type « phased array » donne une image rectangulaire
- D - Une sonde mécanique tournante de type intravasculaire donne une image circulaire
- E - Les sondes 3D dites « volumiques » peuvent être une barrette 2D montée sur un mécanisme de rotation du plan de coupe

201

94 – Les sondes ultrasonores (suite)

- A - Comportent un matériau piézoélectrique OUI (mais certaines fonctionnent désormais sur la base de transducteurs capacitifs : CMUT)
- B - Peuvent dans certains cas assurer un balayage linéaire du faisceau OUI
- C - Un balayage de type « phased array » donne une image rectangulaire NON Le balayage est dit « sectoriel »
- D - Une sonde mécanique tournante de type intravasculaire donne une image circulaire OUI (mais toutes les sondes intravasculaires ne sont pas tournantes)
- E - Les sondes 3D dites « volumiques » peuvent être une barrette 2D montée sur un mécanisme de rotation du plan de coupe OUI (rotation ou translation)

202

95 – Hygiène

- A - Il est dangereux pour les sondes de les essuyer après chaque examen avec un produit désinfectant déposé sur une lingette ou un papier.
- B - Le gel ultrasonore appliqué sur la sonde est à base d'eau
- C - Le gel est un milieu bactéricide
- D - Il existe des gels déjà stérilisés pour le contact avec les plaies et cicatrices non fermées et le guidage de gestes interventionnels
- E - L'utilisation d'un manchon plastique jetable est indispensable pour un examen endovaginal

203

95 – Hygiène

- A - Il est dangereux pour les sondes de les essuyer après chaque examen avec un produit désinfectant déposé sur une lingette ou un papier. NON : c'est la procédure recommandée, à condition, bien sûr, que le produit désinfectant soit agréé par le constructeur et reconnu efficace par les hygiénistes
- B - Le gel ultrasonore appliqué sur la sonde est à base d'eau OUI
- C - Le gel est un milieu bactéricide NON
- D - Il existe des gels déjà stérilisés pour le contact avec les plaies et cicatrices non fermées et le guidage de gestes interventionnels OUI
- E - L'utilisation d'un manchon plastique jetable est indispensable pour un examen endovaginal OUI (mais cela ne dispense pas du nettoyage de la sonde entre chaque examen)

204

96 – Une grandeur s'exprime en m/s, il peut s'agir de:

- A - L'impédance acoustique
- B - La vitesse du sang en mode Doppler
- C - La célérité de l'onde ultrasonore
- D - La fréquence
- E - La vitesse du mouvement des particules du milieu de propagation

205

96 – Une grandeur s'exprime en m/s, il peut s'agir de:

- A - L'impédance acoustique NON (elle s'exprime en Rayleigh)
- B - La vitesse du sang en mode Doppler OUI
- C - La célérité de l'onde ultrasonore OUI
- D - La fréquence NON (elle s'exprime en Hz)
- E - La vitesse du mouvement des particules du milieu de propagation OUI (comme toute vitesse)

206

97 – Atténuation d'une onde ultrasonore : Après avoir traversé une couche de tissu, un faisceau d'intensité I a subi une atténuation de -50 dB ; son intensité vaut maintenant :

- A - 0,05. I
- B - 0,005. I
- C - 10^{-3} I
- D - 10^{-4} I
- E - 10^{-5} I

207

97 – Atténuation d'une onde ultrasonore : Après avoir traversé une couche de tissu, un faisceau d'intensité I a subi une atténuation de -50 dB. Son intensité vaut maintenant :

- A - 0,05. I NON
- B - 0,005. I NON
- C - 10^{-3} I NON
- D - 10^{-4} I NON
- E - 10^{-5} I OUI

208

98 – Un rapport d'énergie de 30 dB entre deux échos correspond à un ratio de

- A - 1 pour 100
- B - 1 pour 1 000
- C - 1 pour 10 000
- D - 1 pour 100 000
- E - 1 pour 1 000 000

209

98 – Un rapport d'énergie de 30 dB entre deux échos correspond à un ratio de

- A - 1 pour 100
- B - 1 pour 1 000 OUI: $30 \text{ dB} = 10 \log_{10}(I/I_0)$ avec $I/I_0 = 10^{-3}$
- C - 1 pour 10 000
- D - 1 pour 100 000
- E - 1 pour 1 000 000

210

99 – La fréquence de répétition des impulsions (PRF) en échographie

- A - Conditionne la profondeur maximum d'exploration
- B - Dépend de la résolution axiale souhaitée
- C - Est fixe pour une sonde donnée
- D - Se chiffre en kHz
- E - Influe sur la cadence des images

211

99 – La fréquence de répétition impulsions (PRF) en échographie

- A - Conditionne la profondeur maximum d'exploration OUI
- B - Dépend de la résolution axiale souhaitée NON
- C - Est fixe pour une sonde donnée NON
- D - Se chiffre en kHz OUI
- E - Influe sur la cadence des images OUI

212

100 – La cadence des images

- A - Augmente lorsque la profondeur d'exploration augmente
- B - Baisse lorsque la profondeur d'exploration augmente
- C - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur modifie la position du point unique de la focale en réception
- D - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale
- E - Varie avec la PRF

213

100 – La cadence des images

- A - Augmente lorsque la profondeur d'exploration augmente NON : elle décroît
- B - Baisse lorsque la profondeur d'exploration augmente OUI
- C - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur modifie la position du point unique de la focale en réception OUI
- D - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale NON : elle décroît
- E - Varie avec la PRF : OUI

214

101 – La profondeur d'exploration

- A - Est améliorée par l'utilisation de fréquences d'émission basses
- B - Dépend de la fréquence de répétition des impulsions.
- C - Diminue avec l'augmentation du nombre de zones focales
- D - Peut être augmentée par certaines formes de la sonde
- E - Varie avec la nature des tissus traversés toutes choses égales par ailleurs

215

101 – La profondeur d'exploration

- A - Est améliorée par l'utilisation de fréquences d'émission basses OUI
- B - Dépend de la fréquence de répétition des impulsions OUI.
- C - Diminue avec l'augmentation du nombre de zones focales NON
- D - Peut être augmentée par certaines formes de la sonde NON (?) la forme de la sonde n'affecte pas la pénétration des ultrasons
- E - Varie avec la nature des tissus traversés toutes choses égales par ailleurs OUI

216

102 – Les résolutions spatiales

- A - La résolution latérale est constante dans le plan de coupe pour une sonde donnée
- B - La résolution latérale varie avec la position et le nombre de zones focales
- C - Est améliorée au niveau de la zone focale en émission
- D - L'épaisseur du plan de coupe sur une barrette dépend de la lentille acoustique de la sonde
- E - La résolution axiale est meilleure quand la durée du pulse d'émission diminue

217

102 – Les résolutions spatiales

- A - La résolution latérale est constante dans le plan de coupe pour une sonde donnée NON
- B - La résolution latérale varie avec la position et le nombre de zones focales OUI
- C - Est améliorée au niveau de la zone focale en émission OUI
- D - L'épaisseur du plan de coupe sur une barrette dépend de la lentille acoustique de la sonde OUI (mais peut être mieux contrôlée par focalisation électronique sur les sondes matricielles)
- E - La résolution axiale est meilleure quand la durée du pulse d'émission diminue OUI

218

103 – La focalisation du faisceau

- A - Améliore la résolution latérale
- B - Concentre l'énergie ultrasonore dans l'espace
- C - Peut être modulée à l'émission comme à la réception
- D - Est réalisée par l'augmentation des retards à l'excitation des éléments latéraux de l'ouverture
- E - Est améliorée par la lentille acoustique en face avant d'une barrette

219

103 – La focalisation du faisceau

- A - Améliore la résolution latérale OUI
- B - Concentre l'énergie ultrasonore dans l'espace OUI
- C - Peut être modulée à l'émission comme à la réception OUI (focalisation électronique pour la résolution latérale et, éventuellement, en épaisseur)
- D - Est réalisée par l'augmentation des retards à l'excitation des éléments latéraux de l'ouverture NON : cela ferait diverger le faisceau. Les éléments latéraux doivent être excités en avance sur les éléments centraux.
- E - Est améliorée par la lentille acoustique en face avant d'une barrette OUI, pour la focalisation en épaisseur seulement

220

104 – La gamme dynamique

- A - Traduit le niveau d'amplification du signal reçu par la sonde
- B - Traduit l'ampleur de l'échelle de gris qui a été choisie
- C - Traduit le rapport entre le signal écho le plus fort et le plus faible présenté sans saturation sur l'écran
- D - Doit être de l'ordre de 50-60dB pour l'analyse des forts contrastes (structures vasculaires par ex.)
- E - Dépend de la fréquence d'émission de la sonde

221

104 – La gamme dynamique

- A - Traduit le niveau d'amplification du signal reçu par la sonde NON (ne pas la confondre avec le Gain)
- B - Traduit l'ampleur de l'échelle de gris qui a été choisie OUI (et non car le choix de l'échelle de gris concerne la dynamique de visualisation et non d'acquisition ou de traitement)
- C - Traduit le rapport entre le signal écho le plus fort et le plus faible présenté sans saturation sur l'écran OUI (si l'on ne considère que la dynamique de visualisation, cf. supra)
- D - Doit être de l'ordre de 50-60dB pour l'analyse des forts contrastes (structures vasculaires par ex.) NON : une dynamique restreinte permet de bien mettre en évidence le « contraste » entre la lumière vasculaire et la paroi, les cavités cardiaques et le myocarde, l'urine ou la bile et la paroi vésicale ou vésiculaire... Cependant, une dynamique beaucoup plus large est nécessaire pour l'exploration vasculaire car le but n'est pas de démontrer le contraste en paroi et lumière, mais de détecter et caractériser les lésions pariétales (plaques) ou endo-luminales (thrombus) peu échogènes.
- E - Dépend de la fréquence d'émission de la sonde NON (et l'échogénéicité – au sens réflectivité – n'en dépend pas non plus.

222

105 – L'intensité acoustique à l'émission en échographie bidimensionnelle

- A - Est fixe pour une sonde donnée
- B - Peut être modulée selon la profondeur
- C - A un impact sur le niveau d'énergie délivrée aux tissus
- D - Peut être reflétée par l'index mécanique
- E - L'index mécanique doit être pris en considération pour l'utilisation des agents de contraste

223

105 – L'intensité acoustique à l'émission en échographie bidimensionnelle

- A - Est fixe pour une sonde donnée NON
- B - Peut être modulée selon la profondeur NON
- C - A un impact sur le niveau d'énergie délivrée aux tissus OUI
- D - Peut être reflétée par l'index mécanique OUI
- E - L'index mécanique doit être pris en considération pour l'utilisation des agents de contraste OUI

224

106 – L'ordre de grandeur du temps nécessaire pour construire une ligne échographique avec une profondeur de pénétration de 7 cm :

- A - 0,1 ns
- B - 100 ns
- C - 100 μ s
- D - 100 ms
- E - 100 s

225

106 – L'ordre de grandeur du temps nécessaire pour construire une ligne échographique avec une profondeur de pénétration de 7 cm :

- A - 0,1 ns NON
- B - 100 ns NON
- C - 100 μ s OUI : C = 1540 m/s. Pour parcourir 0,07 m x 2 (aller – retour), l'impulsion ultrasonore mettra $1/(1540 \times 0,14) =$ environ 91×10^{-6} s (91 μ s)
- D - 100 ms NON
- E - 100 s NON

226

107 – Sémiologie ultrasonore

- A - Une structure anéchogène avec renforcement postérieur est liquidienne
- B - Une structure échogène avec renforcement postérieur est purement liquidienne
- C - Une structure hyperéchogène correspond à de la graisse
- D - Le « cône d'ombre postérieur » peut être lié à une réflexion augmentée
- E - Le « cône d'ombre postérieur » peut être lié à une atténuation augmentée

227

107 – Sémiologie ultrasonore

- A - Une structure anéchogène avec renforcement postérieur est liquidienne OUI
- B - Une structure échogène avec renforcement postérieur est purement liquidienne NON
- C - Une structure hyperéchogène correspond à de la graisse NON (pas nécessairement)
- D - Le « cône d'ombre postérieur » peut être lié à une réflexion augmentée OUI (ombre acoustique en arrière d'une interface très réfléchissante – mais le terme de « cône » d'ombre est impropre)
- E - Le « cône d'ombre postérieur » peut être lié à une atténuation augmentée OUI (en théorie, mais son apparence est différente)

228

108 – Sémiologie ultrasonore

- A - Le côté grisé des parenchymes échogènes a pour origine la diffusion des ultrasons
- B - Les artefacts de type lobes latéraux se détectent mieux s'ils sont créés par une structure très échogène
- C - On peut avoir un dédoublement d'image lors d'un artefact de diffraction au travers des muscles grands droits
- D - Un filtrage des échos fixes avec un seuil trop faible peut faire faussement croire à une absence de perfusion en imagerie Doppler
- E - Le renforcement postérieur peut être lié à la célérité augmentée d'une échostructure

229

108 – Sémiologie ultrasonore

- A - Le côté grisé des parenchymes échogènes a pour origine la diffusion des ultrasons OUI : c'est le bruit d'interférence dû à des diffuseurs multiples
- B - Les artefacts de type lobes latéraux se détectent mieux s'ils sont créés par une structure très échogène OUI (les structures peu échogènes apparaissent pas ou peu parmi ces artefacts car l'intensité acoustique dans les lobes latéraux est moindre que dans le lobe principal)
- C - On peut avoir un dédoublement d'image lors d'un artefact de diffraction au travers des muscles grands droits OUI
- D - Un filtrage des échos fixes avec un seuil trop faible peut faire faussement croire à une absence de perfusion en imagerie Doppler NON
- E - Le renforcement postérieur peut être lié à la célérité augmentée d'une échostructure NON (la formulation de cet item est un peu obscure, car ce n'est pas l'échostructure qui détermine la célérité des ultrasons mais le ou les milieu(x) traversé(s). Les différences de célérité peuvent donner des artefacts géométriques (distorsion) mais n'affectent pas l'intensité acoustique.

230

109 – Les artefacts de réflexion

- A - Se rencontrent en arrière des calcifications
- B - Génèrent des cônes d'ombre acoustique
- C - Génèrent des images de renforcement
- D - Se rencontrent en arrière de bulles de gaz
- E - Dépendent de la taille des réflecteurs

231

109 – Les artefacts de réflexion

- A - Se rencontrent en arrière des calcifications OUI
- B - Génèrent des cônes d'ombre acoustique OUI (c'est une de leurs traductions possibles mais pas la seule. Une réflexion massive donne une ombre acoustique. Ex. interface tissu-mou / os. Des réflexions multiples au sein d'un amas de micro-calcifications donnent une « queue de comète »)
- C - Génèrent des images de renforcement NON (c'est le propre des formations liquidiennes, et la cause en est une moindre atténuation que dans les autres tissus, non une modification de la réflexion)
- D - Se rencontrent en arrière de bulles de gaz OUI
- E - Dépendent de la taille des réflecteurs OUI (dans leur mode d'expression)

232

100 – Pour explorer la glande thyroïde, il vaut mieux utiliser

- A - Une sonde convexe de 10 MHz
- B - Une sonde phased array de 10 MHz
- C - Une sonde convexe de 2-4 MHz
- D - Une sonde linéaire de 10 MHz
- E - Une sonde linéaire de 5 MHz

233

110 – Pour explorer la glande thyroïde, il vaut mieux utiliser

- A - Une sonde convexe de 10 MHz NON
- B - Une sonde phased array de 10 MHz NON
- C - Une sonde convexe de 2-4 MHz NON
- D - Une sonde linéaire de 10 MHz OUI
- E - Une sonde linéaire de 5 MHz NON

234

111 – Quels sont les réglages échographiques qui modifient le contraste sur l'image :

- A - La gamme dynamique
- B - Le gain en fonction de la profondeur
- C - Le nombre de zones focales à l'émission
- D - La position de la zone focale
- E - La fréquence d'émission de la sonde

235

111 – Quels sont les réglages échographiques qui modifient le contraste sur l'image :

- A - La gamme dynamique OUI
- B - Le gain en fonction de la profondeur NON
- C - Le nombre de zones focales à l'émission NON
- D - La position de la zone focale NON
- E - La fréquence d'émission de la sonde NON

236

112 – L'effet Doppler

- A - La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde
- B - Augmente avec la diminution de l'angle d'incidence du faisceau par rapport au flux sanguin
- C - Augmente avec la profondeur d'exploration
- D - Est proportionnel à la vitesse de déplacement
- E - Produit une fréquence négative lorsque le flux s'éloigne de la sonde

237

112 – L'effet Doppler

- A - La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde OUI
 $\Delta F = (2 F V \cos \theta) / C$
- B - Augmente avec la diminution de l'angle d'incidence du faisceau par rapport au flux sanguin OUI (ΔF augmente si θ diminue car $\cos \theta$ augmente)
- C - Augmente avec la profondeur d'exploration NON
- D - Est proportionnel à la vitesse de déplacement OUI
- E - Produit une fréquence négative lorsque le flux s'éloigne de la sonde OUI (mais le terme de fréquence « négative » est impropre. Il signifie simplement que la fréquence reçue est inférieure à la fréquence émise)

238

113 – La conversion fréquence-vitesse d'écoulement

- A - Est faite automatiquement dans les machines échographiques
- B - Nécessite un ajustement de l'angle de tir
- C - Nécessite une mesure de l'angle d'incidence
- D - Est d'autant plus fiable que le cosinus de l'angle Doppler augmente.
- E - Repose sur la formule suivante : $f_D = (2 f_0 V \cos \theta) / C$

239

113 – La conversion fréquence-vitesse d'écoulement

- A - Est faite automatiquement dans les machines échographiques OUI (et non : elle est faite à condition que l'opérateur indique à l'appareil l'angle d'incidence – la détermination automatique de cet angle est encore une exception et souvent prise en défaut – et à condition que cet angle soit inférieur à 60 ou 65°)
- B - Nécessite un ajustement de l'angle de tir OUI pour trouver un angle inférieur ou égal à 60°
- C - Nécessite une mesure de l'angle d'incidence OUI (cf. supra)
- D - Est d'autant plus fiable que le cosinus de l'angle Doppler augmente OUI (c'est à dire que l'angle d'incidence diminue).
- E - Repose sur la formule suivante : $f_D = (2 f_0 V \cos \theta) / C$ OUI

240

114 – Doppler pulsé et Doppler continu

- A - En Doppler à émission continue, la notion de PRF n'a pas de sens
- B - En Doppler à émission pulsée, lorsqu'on augmente l'échelle des vitesses Doppler, on augmente en fait la PRF du mode.
- C - En Doppler à émission pulsée, les vitesses maximales mesurables diminuent avec l'augmentation de la profondeur du site de mesure
- D - En Doppler à émission continue, seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un certain seuil
- E - En Doppler à émission continue il n'y a pas de localisation en profondeur des vitesses mesurées

241

114 – Doppler pulsé et doppler continu

- A - En Doppler à émission continue, la notion de PRF n'a pas de sens OUI
- B - En Doppler à émission pulsée, lorsqu'on augmente l'échelle des vitesses Doppler, on augmente en fait la PRF du mode. OUI
- C - En Doppler à émission pulsée, les vitesses maximales mesurables diminuent avec l'augmentation de la profondeur du site de mesure OUI
- D - En Doppler à émission continue, seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un certain seuil ??? Formulation discutable, car les fréquences basses sont en effet filtrées – mais en Doppler pulsé comme en Doppler continu – et ne sont mesurables que les fréquences Doppler supérieures au seuil de filtrage. La réponse serait donc OUI, mais on ne peut pas parler de vitesses « élevées ».
- E - En Doppler à émission continue, il n'y a pas de localisation en profondeur des vitesses mesurées OUI

242

115 – L'effet d'aliasing

- A - Est observé en Doppler couleur fréquentiel comme en Doppler énergie
- B - N'existe pas en Doppler en Doppler continu
- C - Diminue avec l'augmentation de la PRF
- D - Est responsable d'une diminution de la sensibilité aux flux lents
- E - Se traduit par un codage négatif de fréquences positives

243

115 – L'effet d'aliasing

- A - Est observé en Doppler couleur fréquentiel comme en Doppler énergie NON, car le Doppler Energie n'évalue pas la vitesse. Le terme « Doppler fréquentiel » relève du jargon. Il s'agit du codage par la couleur de la fréquence Doppler (donc de la vitesse circulatoire) évaluée en mode Doppler tandis que le Doppler Energie ne code que l'énergie du signal Doppler, comme son nom l'indique.
- B - N'existe pas en Doppler continu OUI
- C - Diminue avec l'augmentation de la PRF OUI
- D - Est responsable d'une diminution de la sensibilité aux flux lents NON (ne pas confondre avec la fréquence d'émission ni avec le filtrage)
- E - Se traduit par un codage négatif de fréquences positives OUI (on peut dire les choses comme ça, mais « codage négatif » est aussi du jargon. Il s'agit de la représentation en dessous de la ligne de base (en Doppler pulsé) ou en bleu (en Doppler couleur) de flux se rapprochant de la sonde.

244

116 – Les produits de contraste ultrasonores

- A - Doublet la réflectivité du sang
- B - Se mettent à osciller à la fréquence de résonance des bulles
- C - Génèrent des harmoniques lorsque les bulles oscillent
- D - Ont une bio-distribution bi-compartmentale
- E - Sont injectés à des doses de l'ordre de 0,2 ml/kg

245

116 – Les produits de contraste ultrasonores

- A - Doublet la réflectivité du sang NON, beaucoup plus que doubler, et il ne s'agit pas de réflectivité mais de diffusion.
- B - Se mettent à osciller à la fréquence de résonance des bulles ; OUI, mais les produits de contraste n'oscillent pas ; ce sont les bulles qui présentent des déformations oscillatoires à leur fréquence de résonance
- C - Génèrent des harmoniques lorsque les bulles oscillent OUI, car ces oscillations ne sont pas symétriques (compression – relaxation)
- D - Ont une bio-distribution bi-compartmentale NON : les produits de contraste actuels ne se distribuent que dans le secteur circulant
- E - Sont injectés à des doses de l'ordre de 0,2 ml/kg NON, car pour un adulte de 70 kg, cela ferait 14 ml alors que les doses représentent 5 ml

246

117 – Les produits de contraste ultrasonores

- A - Rehaussent le signal Doppler en couleur et spectral
- B - Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire
- C - Rehaussent l'échogénéicité des tissus en fonction de leur niveau de perfusion
- D - Peuvent être néphrotoxiques à forte dose
- E - Génèrent des artefacts en Doppler

247

117 – Les produits de contraste ultrasonores

- A - Rehaussent le signal Doppler en couleur et spectral OUI
- B - Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire OUI et NON : c'est souhaitable pour la qualité et la sélectivité des images, mais le renforcement est visible en mode conventionnel (dans lequel, néanmoins, il importe de réduire la puissance d'émission)
- C - Rehaussent l'échogénéicité des tissus en fonction de leur niveau de perfusion OUI
- D - Peuvent être néphrotoxiques à forte dose NON
- E - Génèrent des artefacts en Doppler OUI

248

118 – L'effet thermique des ultrasons

- A - Est utilisé en thérapie
- B - Résulte de la conversion de l'énergie acoustique en chaleur
- C - Est le plus souvent très inférieur à un échauffement de 2 degrés en diagnostic
- D - Est quantifié par un indice qui correspond à la puissance émise / durée d'émission
- E - Est lié à l'absorption de l'énergie par les tissus

249

118 – L'effet thermique des ultrasons

- A - Est utilisé en thérapie OUI
- B - Résulte de la conversion de l'énergie acoustique en chaleur OUI
- C - Est le plus souvent très inférieur à un échauffement de 2 degrés en diagnostic OUI
- D - Est quantifié par un indice qui correspond à la puissance émise / durée d'émission : OUI en ce sens que $T.I. = W_O / W_{deg}$ et la puissance W , exprimée en Watts, est égale à l'énergie (J) par unité de temps (s)
- E - Est lié à l'absorption de l'énergie par les tissus OUI

250

119 – Les effets biologiques des ultrasons

- A - N'existent pas
- B - Des ultrasons de forte intensité peuvent entraîner de la cavitation
- C - Sont amplifiés par la présence d'agents de contraste
- D - Les appareils peuvent afficher l'index mécanique du mode
- E - Les intensités émises ne sont pas limitées par des normes

251

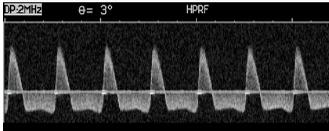
119 – Les effets biologiques des ultrasons

- A - N'existent pas NON
- B - Des ultrasons de forte intensité peuvent entraîner de la cavitation OUI
- C - Sont amplifiés par la présence d'agents de contraste OUI, indirectement
- D - Les appareils peuvent afficher l'index mécanique du mode OUI
- E - Les intensités émises ne sont pas limitées par des normes NON

252

120 – A propos du spectre ci-dessous :

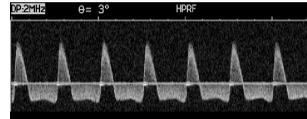
- A - L'axe horizontal est le temps
- B - L'axe vertical est la vitesse d'écoulement ou la fréquence Doppler
- C - Le contour du spectre correspond à la vitesse moyenne de l'écoulement
- D - Le spectre représenté correspond à une acquisition de bonne qualité
- E - Ce spectre correspond à un flux artériel de basse résistance



25

120 – A propos du spectre ci-dessous :

- A - L'axe horizontal est le temps **OUI**
- B - L'axe vertical est la vitesse d'écoulement ou la fréquence Doppler **OUI**
- C - Le contour du spectre correspond à la vitesse moyenne de l'écoulement **NON**
- D - Le spectre représenté correspond à une acquisition de bonne qualité **OUI**
- E - Ce spectre correspond à un flux artériel de basse résistance **NON**, c'est plus complexe que cela. Ce spectre *pourrait* en premier lieu correspondre au flux enregistré au niveau du chenal donnant accès à un faux anévrisme. La résistance d'aval est alors infinie (pas de flux de sortie). La cavité se remplit en systole et se vide en diastole.



254