

Diplôme Inter-Universitaire
d'Echographie et Techniques
Ultrasonores

Tronc Commun
QCM Janvier 2012

*Corrigé non officiel
Montpellier-Nîmes*

Tronc Commun
QCM Janvier 2012

**1- A propos des ondes mécaniques ou
acoustiques**

- A – La déformation du milieu matériel au passage de l'onde est le reflet d'une propagation d'énergie
- B – La célérité d'une onde mécanique est indépendante des caractéristiques du milieu de propagation
- C – Les ondes transversales sont aussi appelées ondes de cisaillement
- D – Les propriétés des ondes transversales sont utilisées en élastographie
- E – Les ondes transversales se propagent moins bien que les ondes longitudinales

**1- A propos des ondes mécaniques ou
acoustiques**

- A – La déformation du milieu matériel au passage de l'onde est le reflet d'une propagation d'énergie OUI
- B – La célérité d'une onde mécanique est indépendante des caractéristiques du milieu de propagation NON
- C – Les ondes transversales sont aussi appelées ondes de cisaillement OUI
- D – Les propriétés des ondes transversales sont utilisées en élastographie OUI
- E – Les ondes transversales se propagent moins bien que les ondes longitudinales OUI si « moins bien veut dire « plus lentement »

**2- Les ondes ultrasonores utilisées en
échographie**

- A Ont une fréquence de l'ordre de 8 à 20 MHz
- B Sont des ondes sinusoïdales
- C Sont réfléchies par les interfaces à une fréquence égale à la fréquence émise
- D Ont une fréquence qui diminue avec l'augmentation de la profondeur du champ exploré
- E Ont une intensité qui diminue avec l'augmentation de la profondeur

2- Les ondes ultrasonores utilisées en échographie

- A - Ont une fréquence de l'ordre de 8 à 20 MHz : FAUX (plutôt 1 à 50 MHz)
- B - Sont des ondes sinusoïdales : OUI mais Formulation un peu problématique. Quand on parle des impulsions ultrasonores utilisées en échographie, elles représentent une sinusoïde amortie, et comportent un spectre d'autant plus large qu'elles sont brèves alors qu'une sinusoïde pure présente un spectre de fréquence étroit.
- C - Sont réfléchies par les interfaces à une fréquence égale à la fréquence émise : Formulation imprécise. Si la question était « sont réfléchies à une fréquence égale à la fréquence émise par les interfaces immobiles, la réponse pourrait être OUI, car on exclurait de ce fait l'effet Doppler produit par la réflexion ou la diffusion sur des cibles mobiles, et la production d'harmoniques sur des cibles entrant en résonance avec des déformations non linéaires comme les microbulles des produits de contraste.
- D - Ont une fréquence qui diminue avec l'augmentation de la profondeur du champ exploré : NON, encore que la propagation des ultrasons dans les tissus, au comportement peu ou prou non linéaire, aboutit à l'altération du spectre de fréquence avec une apparition d'harmoniques qui augmente avec la profondeur tandis que les fréquences élevées disparaissent du spectre par atténuation.
- E - Ont une intensité qui diminue avec l'augmentation de la profondeur : OUI (on aurait pu dire « qui diminue avec la profondeur », tout simplement)

3- La célérité des ondes ultrasonores

- A Dépend de l'intensité à l'émission
- B Diminue avec l'augmentation de la fréquence
- C Est indépendante de la fréquence
- D Dépend de la nature du milieu de propagation
- E Est plus grande pour les muscles que pour la graisse

3- La célérité des ondes ultrasonores

- A - Dépend de l'intensité à l'émission **NON**
- B - Diminue avec l'augmentation de la fréquence **NON** (« diminue lorsque la fréquence augmente » serait plus clair)
- C - Est indépendante de la fréquence : **OUI**
- D - Dépend de la nature du milieu de propagation : **OUI**
- E - Est plus grande dans les muscles que dans la graisse : **OUI**

4- La longueur d'onde d'un champ ultrasonore :

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

4- La longueur d'onde d'un champ ultrasonore :

- A - augmente avec l'augmentation de la fréquence **NON** (« augmente si la fréquence augmente » serait plus clair)
 - B - augmente avec l'augmentation de la célérité du son **OUI** (« augmente si la célérité du son est plus grande »)
 - C - diminue avec l'augmentation de la fréquence **OUI** (« diminue si la fréquence augmente »)
 - D - diminue avec l'augmentation de la célérité du son **NON** (« diminue si la célérité du son est plus grande »)
 - E - dépend de l'atténuation **NON**
- NB : les items A et C d'une part, B et D d'autre part, s'excluent mutuellement. Ce n'est donc pas une « vraie » QCM !

5 – A propos de l'imagerie ultrasonore

- A – L'image « noir et blanc » présente les structures anatomiques selon différents niveaux de gris
- B – La présentation des images en temps réel convient bien aux structures en mouvement
- C – Il est possible de présenter simultanément l'information échographique anatomique et l'information fonctionnelle
- D – L'air n'offre aucun obstacle à la pénétration des ultrasons
- E – L'échographie du cœur nécessite d'utiliser des sondes à balayage sectoriel

5 – A propos de l'imagerie ultrasonore

- A – L'image « noir et blanc » présente les structures anatomiques selon différents niveaux de gris **OUI** (« représente la réflectivité des interfaces... »)
- B – La présentation des images en temps réel convient bien aux structures en mouvement **OUI**
- C – Il est possible de présenter simultanément l'information échographique anatomique et l'information fonctionnelle **OUI** (plus précisément « l'information ultrasonographique morphologique et fonctionnelle »)
- D – L'air n'offre aucun obstacle à la pénétration des ultrasons **NON** (en soit, l'air véhicule très bien les ultrasons, mais les interfaces air / tissu mou constituent en effet un obstacle du fait de leur trop forte réflectivité)
- E – L'échographie du cœur nécessite d'utiliser des sondes à balayage sectoriel **OUI**

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

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

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

- A- 0,5 MHz NON
- B - 4,5 MHz NON
- C - 5 MHz OUI : $\lambda = c/f = 1500 \text{ 000 mm} / 5 \text{ 000 000 Hz} = 1,54/5 = 0,3 \text{ mm}$
- D - 30 MHz NON
- E - 45 MHz NON

7 - Atténuation d'une onde ultrasonore au cours de sa propagation dans les milieux biologiques

- A - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle croissante
- B - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle décroissante
- 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
- D - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est élevée
- E - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est basse.

7 - Atténuation d'une onde ultrasonore au cours de sa propagation dans les milieux biologiques

- A - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle croissante **NON**
- B - La loi mathématique d'atténuation est une exponentielle décroissante **NON** (plus exactement l'intensité ultrasonore, lors de sa propagation dans les tissus, évolue selon une exponentielle décroissante)
- 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 (« croissant progressivement... »)
- D - Pour une profondeur donnée, l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est élevée OUI
- E - Pour une profondeur donnée l'atténuation est d'autant plus importante que la fréquence est basse **NON**

Les items A et B d'une part, D et E d'autre part, s'excluent mutuellement. Ce n'est donc pas une « vraie » QCM !

8 – 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}
- D 10^{-4} I
- E 10^{-5} I

8 – 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**

Intensité de l'onde sonore

Le **logarithme** de base b d'un nombre réel positif est la puissance à laquelle il faut élever la base b pour obtenir ce nombre.

Par exemple, le logarithme de 1000 en base 10 est 3, car $1000 = 10^3$.

Le logarithme de x en base b est noté $\log_b(x)$

$$\log_{10}(10) = 1 \quad \log_{10}(1000) = 3 \quad \log_{10}(0,1) = -1$$

Tout logarithme transforme un produit en somme :

$$\log_{10}(xy) = \log_{10}(x) + \log_{10}(y)$$

et une puissance en produit :

$$\log_{10}(x^p) = p \log_{10}(x)$$

Intensité et Amplitude de l'onde sonore

déciBels dB	Amplitude A/A ₀	Intensité I/I ₀
-100 dB	10 ⁻⁵	10 ⁻¹⁰
-50 dB	0,00316	0,00001
-40 dB	0,010	0,0001
-30 dB	0,032	0,001
-20 dB	0,100	0,010
-10 dB	0,316	0,100
-6 dB	0,501	0,251
-3 dB	0,708	0,501
-2 dB	0,794	0,631
-1 dB	0,891	0,794
0 dB	1	1

Elle est proportionnelle au carré de l'amplitude A :
 $I = A^2$ donc $10 \log_{10}(I) = 10 \log_{10} A^2 = 20 \log_{10} A$

Gain et Gamme Dynamique : exemple

Pour obtenir une image échographique de structures tissulaires situées à une profondeur de **20 cm** avec une sonde **3 MHz**

- La distance parcourue par les ultrasons sera 40 cm (aller – retour)
- Le coefficient moyen d'atténuation dans les tissus biologiques étant $\alpha = -1 \text{ dB / cm / MHz}$
- L'atténuation totale (en intensité) sera $1 \times 40 \times 3 = 120 \text{ dB}$
- En termes d'amplitude, $20 \log_{10} A/A_0 = 120$
- Donc $\log_{10} A/A_0 = 120/20 = 6 = \log_{10} 10^6$
- Donc $A/A_0 = 10^{-6}$
- L'échographe devra donc amplifier un million de fois les échos des structures situées à 20 cm de profondeur pour leur permettre d'apparaître avec la même intensité que les structures de même réflectivité située en surface

Rappel : $I = A^2 = 20 \log_{10} A$

9 - Elastographie

- A- Les ondes de cisaillement nous renseignent sur le caractère cliniquement dur ou mou d'un tissu
- B- Certaines méthodes sont capables de donner une valeur quantitative d'élasticité en kPa
- C- Un tissu cliniquement souple possède un faible module de cisaillement
- D- Un module de cisaillement peut s'exprimer en vitesse d'onde de cisaillement
- E- Un module élastique est un ratio déformation sur contrainte

9 - Elastographie

- A - Les ondes de cisaillement nous renseignent sur le caractère cliniquement dur ou mou d'un tissu *OUI*
- B - certaines méthodes sont capables de donner une valeur quantitative d'élasticité en kPa *OUI*
- C - Un tissu cliniquement souple possède un faible module de cisaillement *OUI*
- D - Un module de cisaillement peut s'exprimer en vitesse d'onde de cisaillement *NON (ce n'est alors plus un « module » ; en revanche, la vitesse de cisaillement (en m.s⁻¹) renseigne en effet sur le module d'élasticité (en Pa) »)*
- E - Un module élastique est un ratio déformation sur contrainte *OUI*

Elastographie

$$E = 3 \rho V^2$$

Avec : E = élasticité (Module de Young, kPa),

ρ = densité du tissu,

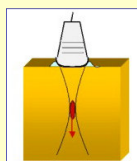
V = vitesse de propagation de l'onde de cisaillement

Contrainte σ : $\Delta L/L$ avec L = longueur

$$E = \frac{\mathcal{E}}{\sigma} \quad \text{avec } \mathcal{E} = \Delta L/L = \text{déformation}$$

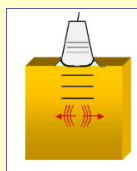
et σ = contrainte (en kPa)

« Palpation Virtuelle » (élastographie)



1 - Onde de compression (longitudinale)

$$\text{vitesse de propagation } c_c = \sqrt{\frac{2m + I}{\rho_0}} = 1500 \text{ m/s}$$



2 - Onde de cisaillement (transversale)

$$\text{vitesse de propagation } c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho_0}} = 5 \text{ m/s}$$

L'onde de cisaillement se propage à vitesse lente (en comparaison de la propagation des ultrasons) et anisotrope

26

10- 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

10- 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 $Z = \rho/c$
- 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 OUI

11 – A propos de l'impédance acoustique Z

- A- Est le paramètre qui conditionne l'échogénéicité des structures tissulaires
- B- L'interface de deux milieux d'impédances très proches est très réfléchissante
- C- L'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différents est à l'origine de la formation de l'écho
- D- Elle n'est pas spécifique pour un milieu donné
- E- Elle diminue avec la fréquence

11 – A propos de l'impédance acoustique Z

- A - Est le paramètre qui conditionne l'échogénéicité des structures tissulaires OUI (en fait l'échogénéicité des interfaces)
- B - L'interface de deux milieux d'impédances très proches est très réfléchissante NON
- C - L'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente est à l'origine de la formation de l'écho OUI
- D - Elle n'est pas spécifique pour un milieu donné NON
- E - Elle diminue avec la fréquence NON

12– 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- Varie avec la profondeur
- D- Traduit le rapport du plus fort au plus faible écho représenté dans l'échelle de gris
- E- Dépend de la fréquence d'émission de la sonde

12– La gamme dynamique

- A - Traduit le niveau d'amplification du signal reçu par la sonde **NON**
- B - Traduit l'ampleur de l'échelle de gris qui a été choisie **OUI** (si l'on parle de la dynamique de visualisation, différente de – et inférieure à – la dynamique d'acquisition).
- C - Varie avec la profondeur **NON**
- D - Traduit le rapport du plus fort au plus faible écho représenté dans l'échelle de gris **OUI** (cf. supra)
- E - Dépend de la fréquence d'émission de la sonde **NON**

13 - Le réglage de la dynamique d'une image échographique est

- A - Un paramètre non accessible pour l'opérateur
- B - Affiché en W/cm²
- C - Affiché en dB
- D - Doit être de l'ordre de 20-30dB pour l'analyse des faibles contrastes (structures tissulaires par exemple)
- E - Doit être de l'ordre de 50-60dB pour l'analyse des forts contrastes (structures vasculaires par ex)

13 - Le réglage de la dynamique d'une image échographique est

- A - Un paramètre non accessible pour l'opérateur **NON**
- B - Affiché en W/cm² **NON** (en dB)
- C - Affiché en dB **OUI**
- D Doit être de l'ordre de 20-30dB pour l'analyse des faibles contrastes (structures tissulaires par exemple) **NON** (une dynamique restreinte ne permet de distinguer que les structures présentant d'importantes différences d'échogénicité. Une dynamique plus large est nécessaire pour distinguer des nuances d'échogénicité au sein des structures tissulaires)
- E Doit être de l'ordre de 50-60dB pour l'analyse des forts contrastes (structures vasculaires par ex) **NON** : d'une part les structures vasculaires ne sont pas « à fort contraste » en ce sens que ce qui intéresse l'observateur est non pas tant la visualisation du contraste relativement élevé sang circulant / paroi vasculaire que les faibles nuances d'échogénicité qui caractérisent les lésions qui sont recherchées, que ce soit un thrombus, parfois hypoéchogène, ou la présence de lésions hypoéchogènes au sein d'une plaque. Par contre, 60 dB est une assez bonne gamme dynamique pour l'exploration vasculaire. Le piège est donc dans le libellé de la question.

14 – Un rapport en amplitude de 120 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

14 – Un rapport en amplitude de 120 dB entre deux échos correspond à un ratio de

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

$$10 \log_{10}(I_1/I_2) = 10 \log_{10}(A_1/A_2)^2 = 20 \log_{10}(A_1/A_2)$$

$$A_1=1000\ 000 ; A_2= 1 ;$$

$$A_1/A_2=10^6 ; 20 \log_{10}(A_1/A_2)=120\ dB$$

Intensité de l'onde sonore

Ex: $I_0 = 1$ et $I = 100$, $I/I_0 = 0,01 = 10^{-2}$ donc -20 dB



β (en Bels) = $\log(I/I_0)$

En décibels (dB) : $\beta = 10 \log(I/I_0)$

où I est l'intensité mesurée et I_0 est une valeur de référence.
 $I_0 = 10^{-12}$ W/m², le seuil d'audibilité correspond à $\beta = 0$ dB
 La « **dynamique** » (rapport de la plus haute à la plus faible intensité décelable) de l'oreille humaine normale est donc de 120 dB.

déciBels	Amplitude	Intensité
dB	A/A0	I/I0
-120 dB	10^{-6}	10^{-12}
-100 dB	10^{-5}	10^{-10}
-50 dB	0,00316	0,00001
-40 dB	0,010	0,0001
-30 dB	0,032	0,001
-20 dB	0,100	0,010
-10 dB	0,316	0,100
-6 dB	0,501	0,251
-3 dB	0,708	0,501
-2 dB	0,794	0,631
-1 dB	0,891	0,794
0 dB	1	1

Intensité et Amplitude de l'onde sonore

β (en Bels) = $\log(I/I_0)$

En décibels (dB) :
 $\beta = 10 \log(I/I_0)$

L'intensité I est proportionnelle au carré de l'amplitude A :
 $I = A^2$ donc $10 \log_{10}(I) = 10 \log_{10} A^2 = 20 \log_{10} A$

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

- A- Le phénomène de diffusion est majeur pour les ondes ultrasonores de basse fréquence
- 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 tissulaires
- E- La réflexion est optimale lorsque le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à l'interface entre les deux milieux

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

- A- Le phénomène de diffusion est majeur pour les ondes ultrasonores de basse fréquence *NON*
- 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*
- D- Le phénomène de diffusion domine dans les structures tissulaires *OUI*
- E- La réflexion est optimale lorsque le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à l'interface entre les deux milieux *OUI*

16 - 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 directif
- C- Un milieu composé d'interfaces de petite taille 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 d'un renforcement de l'atténuation

16 - 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 directif *OUI*
- C - Un milieu composé d'interfaces de petite taille 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 d'un renforcement de l'atténuation *OUI* si on compare à un milieu liquidien, dans lequel il n'y a pas d'interfaces

17 – Les sondes ultrasonores

- A- Sont le plus souvent des barrettes de transducteurs
- B- Convertissent l'énergie électrique émise en onde ultrasonore
- C- Transforment l'énergie acoustique des échos en petits signaux électriques
- D- Sont recouvertes d'une membrane qui sert d'adaptation d'impédance entre cristal et peau
- E- Sont le plus souvent à balayage mécanique

17 – Les sondes ultrasonores

- A - Sont le plus souvent des barrettes de transducteurs *OUI* (si l'on entend par barrette un alignement de transducteurs, donc si l'on ne restreint pas ce terme au balayage linéaire et qu'on l'étend aux sondes convexes et sectorielles électroniques ou phased array)
- B - Convertissent l'énergie électrique émise en onde ultrasonore *OUI* (mais le terme « émise » peut prêter à confusion : il s'agit de l'énergie électrique émise par le générateur d'impulsions)
- C - Transforment l'énergie acoustique des échos en petits signaux électriques *OUI*
- D - Sont recouvertes d'une membrane qui sert d'adaptation d'impédance entre cristal et peau *OUI*
- E - Sont le plus souvent à balayage mécanique *NON*

18 – A propos des sondes ultrasonores

:

- A- Par convention, elles ont une marque qui permet de repérer le côté droit du patient en coupe axiale
- B- Par convention, la même marque permet de repérer les pieds du patient en coupe longitudinale
- C- Un balayage de type « phased array » équivaut à un balayage du plan sans translation latérale du faisceau
- D- Une sonde mécanique tournante de type intravasculaire donne une image circulaire
- E- Les sondes 3D correspondent toujours à des matrices de transducteurs

18 – A propos des sondes ultrasonores :

- A - Par convention, elles ont une marque qui permet de repérer le côté droit du patient en coupe axiale *NON* (on entend généralement par « axiale » une coupe dans le grand axe du corps, donc longitudinale, mais le jargon dans ce domaine peut être déconcertant – la marque signale le côté droit du patient en coupe transversale, et la tête en coupe axiale ou longitudinale. S'il s'agissait d'une « coupe axiale transverse », donc, plus simplement, transversale, la réponse serait *OUI*)
- B - Par convention, la même marque permet de repérer les pieds du patient en coupe longitudinale *NON* (la tête du patient – extrémité rostrale et non caudale)
- C - Un balayage de type « phased array » équivaut à un balayage du plan sans translation latérale du faisceau *OUI* (le faisceau est incliné, mais reste émis par le même groupe de transducteurs, contrairement aux sondes linéaire ou le faisceau subit une translation par décalage du groupe de transducteurs activés).
- D - Une sonde mécanique tournante de type intravasculaire donne une image circulaire *OUI*
- E - Les sondes 3D correspondent toujours à des matrices de transducteurs *NON* (certaines sont des barrettes mues par un moteur)

19- Le coefficient de réflexion entre deux milieux différents

- A - dépend uniquement de leurs célérités
- B - dépend uniquement de leurs atténuations
- C - dépend uniquement de leurs impédances acoustiques
- D - dépend uniquement de leurs masses volumiques
- E - dépend uniquement de leurs impédances électriques

19- Le coefficient de réflexion entre deux milieux différents

- A - dépend uniquement de leurs célérités *NON* (l'impédance est fonction de la célérité mais aussi de la densité ou masse volumique. « Leur célérité » n'est pas une formulation très claire : « la célérité des ultrasons dans ces milieux »)
- B - dépend uniquement de leurs atténuations *NON*
- C - dépend uniquement de leurs impédances acoustiques *OUI*
- D - dépend uniquement de leurs masses volumiques *NON* (cf. supra item A)
- E - dépend uniquement de leurs impédances électriques *NON* (impédance acoustique, non électrique)

20 – La fréquence de répétition impulsions (PRF) en échographie mode B

- A- Conditionne la résolution axiale de l'image
- B- Est un paramètre constant
- C- Peut être modifiée par l'opérateur pour améliorer le contraste de l'image
- D- Se chiffre en kHz
- E- Dépend la profondeur d'image

20 – La fréquence de répétition impulsions (PRF) en échographie mode B

- A - Conditionne la résolution axiale de l'image **NON**
- B - Est un paramètre constant **NON**
- C - Peut être modifiée par l'opérateur pour améliorer le contraste de l'image **NON**
- D - Se chiffre en kHz **OUI**
- E - Dépend la profondeur d'image **OUI**

21 – 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

21 – La cadence des 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 la position du point unique de la focale en réception **OUI**
- D - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale **NON**
- E - Varie avec la PRF **OUI**

NB : Les items A et B s'excluent mutuellement : ce n'est donc pas une vraie QCM

22 - A propos de la résolution axiale

- A- Elle est d'autant meilleure que la largeur temporelle des impulsions est courte
- B- Elle est d'autant meilleure que la largeur temporelle des impulsions est grande
- C- Elle est définie par la distance minimum d'identification de deux échos dans l'axe du faisceau
- D- Elle est d'autant meilleure que la fréquence de l'onde ultrasonore est petite
- E- Une impulsion de courte durée correspond à une sonde à large bande passante

22 - A propos de la résolution axiale

- A - Elle est d'autant meilleure que la largeur temporelle des impulsions est courte **OUI**, mais le terme de « largeur temporelle » pourrait être remplacé par « durée » pour plus de clarté.
- B - Elle est d'autant meilleure que la largeur temporelle des impulsions est grande **NON**
- C - Elle est définie par la distance minimum d'identification de deux échos dans l'axe du faisceau **OUI**
- D - Elle est d'autant meilleure que la fréquence de l'onde ultrasonore est petite **NON** (attention au piège : une fréquence « petite » n'est pas une « petite longueur d'onde » mais une fréquence basse)
- E - Une impulsion de courte durée correspond à une sonde à large bande passante **OUI** (mais « correspond » n'est pas le terme le plus évident – « implique » semblerait préférable. Plus l'impulsion ultrasonore est brève, plus son spectre de fréquence est large)

NB : Les items A et B s'excluent mutuellement : ce n'est donc pas une vraie QCM

23 – A propos de la résolution latérale

- A- Elle est constante dans le plan de coupe pour une sonde donnée
- B- Elle varie avec la position et le nombre de zones focales
- C- Elle est améliorée au niveau de la zone focale en émission
- D- Elle s'améliore avec l'augmentation de la PRF
- E- Elle est meilleure si on augmente le nombre de lignes ultrasonores échantillonnées

23 – A propos de la résolution latérale

- A - Elle est constante dans le plan de coupe pour une sonde donnée *NON* (par exemple, elle décroît avec la profondeur avec une sonde convexe ou sectorielle du fait de la divergence des lignes)
- B - Elle varie avec la position et le nombre de zones focales *OUI*
- C - Elle est améliorée au niveau de la zone focale en émission *OUI*
- D - Elle s'améliore avec l'augmentation de la PRF *NON*
- E - Elle est meilleure si on augmente le nombre de lignes ultrasonores échantillonnées *OUI*, mais « échantillonnées » n'est pas le terme le plus clair : « le nombre de lignes constituant l'image », ou « construites », serait plus évident)

24 – A propos de la résolution en épaisseur

- A- Elle est fixe pour une sonde donnée
- B- Elle est homogène sur l'ensemble de la profondeur d'image
- C- Elle a une forme de fuseau avec un minimum au niveau de la zone focale
- D- Sur une barrette, elle dépend de la lentille acoustique de la sonde
- E- Elle s'améliore avec l'augmentation de la PRF

24 – A propos de la résolution en épaisseur

- A - Elle est fixe pour une sonde donnée *OUI* (sauf pour les sondes matricielles dites « 1.5 » - Il faut entendre ici « fixe » comme non modulable, ce qui ne signifie pas qu'elle soit identique ou homogène dans l'ensemble du champ exploré)
- B - Elle est homogène sur l'ensemble de la profondeur d'image *NON*
- C - Elle a une forme de fuseau avec un minimum au niveau de la zone focale *OUI* (pour les sondes « classiques tout au moins)
- D - Sur une barrette, elle dépend de la lentille acoustique de la sonde *OUI* (cf. supra pour les sondes matricielles)
- E - Elle s'améliore avec l'augmentation de la PRF *NON*

25 – 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- intervient dans le calcul de l'index mécanique
- E- l'index mécanique doit être pris en considération pour l'utilisation des agents de contraste

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

- A - Est fixe pour une sonde donnée *NON*
- B - Peut être modulée selon la profondeur *OUI*, mais ce n'est pas systématique
- C - A un impact sur le niveau d'énergie délivrée aux tissus *OUI*
- D - intervient dans le calcul de l'index mécanique *OUI*
- E - l'index mécanique doit être pris en considération pour l'utilisation des agents de contraste *OUI*

26 – Modes ultrasonores

- A- Le mode B correspond à une imagerie en temps réel
- B- Le mode A correspond à une imagerie unidimensionnelle en temps réel
- C- Le mode TM permet d'étudier les structures en mouvements
- D- Le mode A permet d'effectuer des mesures précises qui dépendent de la célérité des US
- E- Le mode TM permet de faire des mesures de célérité des US

26 – Modes ultrasonores

- A - Le mode B correspond à une imagerie en temps réel **NON** (pas nécessairement. B signifie « Brilliance ». Par contre, l'imagerie échotomographique en temps réel repose sur le mode B)
- B - Le mode A correspond à une imagerie unidimensionnelle en temps réel **NON**. *On peut concevoir un mode A bidimensionnel – cela a existé – mais ce n'est pas très « commode » car on ne peut représenter l'image qu'en vue cavalière. Cette formulation de question est discutable. De façon usuelle, le mode A est utilisé en imagerie unidimensionnelle en temps réel, mais cela ne correspond pas à sa définition stricto sensu.*
- C - Le mode TM permet d'étudier les structures en mouvements **OUI**
- D - Le mode A permet d'effectuer des mesures précises qui dépendent de la célérité des US **OUI**
- E - Le mode TM permet de faire des mesures de célérité des US **NON**

27 – Sémiologie ultrasonore

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

27 – Sémiologie ultrasonore

- A - Une structure anéchogène sans renforcement postérieur est liquidienne **NON**
- B - Une structure échogène avec renforcement postérieur a de fortes chances d'être liquidienne **NON**
- C - Une structure hyperéchogène correspond toujours à de la graisse **NON**
- D - La graisse est toujours hyperéchogène **NON** : la notion d'hyperéchogénicité est relative, et l'échogénicité de la graisse dépend de sa situation, de son contexte, et de sa structure.
- E - Le « cône d'ombre postérieur » peut être lié à une atténuation augmentée **OUI**

28 – 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

28 – Les artefacts de réflexion

- A - Se rencontrent en arrière des calcifications **NON** (*encore que des réflexions multiples puissent se produire dans un amas de petites calcifications et donner des artefacts de bruit*)
- B - Génèrent des cônes d'ombre acoustique **OUI** (*mais le terme de cône est impropre, ne concernant que le balayage sectoriel ou convexe – « ombre acoustique » suffit*)
- C - Génèrent des images de renforcement **NON**
- D - Se rencontrent en arrière de bulles de gaz **OUI** (*notamment*)
- E - Dépendent de la taille des réflecteurs **OUI**, *en ce sens qu'il n'y a réflexion au sens propre que sur des interfaces constituant des miroirs spéculaires. Dans le cas de cibles de dimension très petite en regard de la longueur d'onde, il s'agit de diffusion et non plus de réflexion.*

29 – Pour explorer correctement un foie chez un adulte, il vaut mieux utiliser

- A- Une sonde convexe de 10 MHz
- B- Une sonde convexe de 3-5 MHz
- C- Une sonde phased array de 3 MHz si le patient est très volumineux
- D- Une sonde linéaire de 10 MHz
- E- Une sonde linéaire de 5 MHz

29 – Pour explorer correctement un foie chez un adulte, il vaut mieux utiliser

- A - Une sonde convexe de 10 MHz *NON*
- B - Une sonde convexe de 3-5 MHz *OUI*
- C - Une sonde phased array de 3 MHz si le patient est très volumineux *OUI (mais ce n'est pas miraculeux, et ce n'est pas le mode de balayage qui constitue alors un avantage mais simplement le fait que les sondes sectorielles dites « phased array » sont généralement de plus basse fréquence)*
- D - Une sonde linéaire de 10 MHz *NON*
- E - Une sonde linéaire de 5 MHz *NON*

30 – A propos de l'image échographique

- A- Le mode B est la représentation en fonction du temps des échos du mode A par des points dont la brillance est proportionnelle à leur amplitude
- B- Une structure vide d'écho est dite anéchogène
- C- Une structure vide d'écho est caractérisée pas une ombre acoustique postérieure
- D- La présence d'air sur le trajet de l'onde ultrasonore se traduit par un renforcement postérieur des échos lié à l'atténuation
- E- Les gaz intestinaux peuvent masquer une lithiase vésiculaire

30 – A propos de l'image échographique

- A - Le mode B est la représentation en fonction du temps des échos du mode A par des points dont la brillance est proportionnelle à leur amplitude *OUI*
- B - Une structure vide d'écho est dite anéchogène *OUI*
- C - Une structure vide d'écho est caractérisée pas une ombre acoustique postérieure *NON*
- D - La présence d'air sur le trajet de l'onde ultrasonore se traduit par un renforcement postérieur des échos lié à l'atténuation *NON*
- E - Les gaz intestinaux peuvent masquer une lithiase vésiculaire *OUI (s'ils viennent s'interposer – tout dépend de la voie d'abord)*

31 – L'effet Doppler

- A- La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde
- B- Diminue 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 des cibles
- E- Produit une fréquence positive lorsque le flux s'éloigne de la sonde

31 – L'effet Doppler

- A - La fréquence Doppler est dépendante de la fréquence d'émission de la sonde *OUI*
- B - Diminue avec la diminution de l'angle d'incidence du faisceau par rapport au flux sanguin *NON*
- C - Augmente avec la profondeur d'exploration *NON*
- D - Est proportionnel à la vitesse de déplacement des cibles *OUI*
- E - Produit une fréquence positive lorsque le flux s'éloigne de la sonde *NON (fréquence « positive » = jargon. Fréquence reçue supérieure à la fréquence émise)*

32 – 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- La mesure de la vitesse des particules est inversement proportionnelle au cosinus de l'angle formé par l'axe du faisceau Doppler et l'axe des vitesses à mesurer
- E- Est d'autant plus fiable que le cosinus de l'angle Doppler augmente.

32 – La conversion fréquence-vitesse d'écoulement

- A - Est faite automatiquement dans les machines échographiques *OUI*
- B - Nécessite un ajustement de l'angle de tir *OUI et NON* – La conversion est faite automatiquement par l'appareil, mais la plupart des appareils « refuse » d'effectuer cette conversion si l'angle est trop grand (ex : >80°). Par ailleurs, faute de cette mesure précise de l'angle d'incidence, la conversion est fautive.
- C - Nécessite une mesure de l'angle d'incidence *OUI*
- D - La mesure de la vitesse des particules est inversement proportionnelle au cosinus de l'angle formé par l'axe du faisceau Doppler et l'axe des vitesses à mesurer *OUI*, mais ce n'est pas la « mesure » qui est proportionnelle mais son résultat, en l'occurrence la fréquence Doppler
- E - Est d'autant plus fiable que le cosinus de l'angle Doppler augmente. *NON* (angle d'incidence plutôt que « angle Doppler »)

33 – A propos de l'émission Doppler en mode continu

- A- Elle nécessite la présence de deux cristaux, l'un émetteur, l'autre récepteur
- B- Il n'y a pas de localisation spatiale possible des vitesses mesurées
- C- Il permet de s'affranchir de l'effet d'aliasing
- D- Il présente une meilleure sensibilité dans la détection des faibles flux
- E- Seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un certain seuil

33 – A propos de l'émission Doppler en mode continu

- A - Elle nécessite la présence de deux cristaux, l'un émetteur, l'autre récepteur *OUI*
- B - Il n'y a pas de localisation spatiale possible des vitesses mesurées *OUI*
- C - Il permet de s'affranchir de l'effet d'aliasing *OUI* (aliasing : ambiguïté spectrale)
- D - Il présente une meilleure sensibilité dans la détection des faibles flux *NON* (en fait, cela dépend de ce que l'on entend par « faible » : lents ? profonds ? de faible débit ?... Néanmoins son rapport signal/bruit est meilleur que celui du Doppler pulsé)
- E - Seules sont mesurables les vitesses élevées, supérieures à un certain seuil *NON*

34 - A propos de l'émission Doppler en mode pulsé

- A- Un seul capteur sert à la fois d'émetteur et de récepteur
- B- Il est nécessaire d'attendre le retour de chaque impulsion émise avant d'émettre la suivante
- C- Toutes les vitesses peuvent être mesurées
- D- Les vitesses maximales sont obtenues dans l'axe du vaisseau
- E- Le seuil maximum de vitesse mesurable est inversement proportionnel à la profondeur de la cible

34 - A propos de l'émission Doppler en mode pulsé

- A - Un seul capteur sert à la fois d'émetteur et de récepteur *OUI*
- B - Il est nécessaire d'attendre le retour de chaque impulsion émise avant d'émettre la suivante *OUI*
- C - Toutes les vitesses peuvent être mesurées *NON*
- D - Les vitesses maximales sont obtenues dans l'axe du vaisseau *OUI* ? (si cela veut dire lorsque l'angle d'incidence est nul ou très faible, ou s'il s'agit du centre de l'écoulement dans le cas d'un flux de profil parabolique)
- E - Le seuil maximum de vitesse mesurable est inversement proportionnel à la profondeur de la cible *OUI*, mais la formulation est un peu déroutante. Que veut dire « seuil maximal » ? En clair, la vitesse maximale mesurable est d'autant plus basse que la profondeur d'exploration en grande.

35 – A propos du doppler pulsé :

- A- Il faut régler le volume d'échantillonnage
- B- Lorsqu'on augmente l'échelle des vitesses, on augmente la PRF.
- C- L'analyse de la répartition des vitesses à l'intérieur des vaisseaux nécessite l'emploi d'un analyseur de spectre
- D- Les vitesses maximales mesurables augmentent avec l'augmentation de la profondeur du site de mesure
- E- L'augmentation de la profondeur d'exploration limite l'accès à des PRF élevées

35 – A propos du Doppler pulsé :

- A - Il faut régler le volume d'échantillonnage *OUI*
- B - Lorsqu'on augmente l'échelle des vitesses, on augmente la PRF. *OUI*
- C - L'analyse de la répartition des vitesses à l'intérieur des vaisseaux nécessite l'emploi d'un analyseur de spectre *OUI en pratique, mais cela est possible aussi par d'autres techniques, fondées sur le Doppler couleur ou le Doppler pulsé multi-portes, avec différentes modalités de visualisation comme la vectographie.*
- D - Les vitesses maximales mesurables augmentent avec l'augmentation de la profondeur du site de mesure *NON*
- E - L'augmentation de la profondeur d'exploration limite l'accès à des PRF élevées *OUI*

36 – L'effet d'aliasing

- A- Est observé en Doppler couleur fréquentiel comme en Doppler énergie
- B- N'existe pas 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

36 – L'effet d'aliasing

- A - Est observé en Doppler couleur fréquentiel comme en Doppler énergie *NON*
- B - N'existe pas en Doppler ~~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*
- E - Se traduit par un codage négatif de fréquences positives *OUI*

37 – Les produits de contraste ultrasonores

- A- Rehaussent le signal Doppler en couleur et en spectral
- B- Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire
- C- Génèrent des harmoniques lorsque les bulles oscillent
- D- Diffusent dans l'interstitium
- E- Peuvent être néphrotoxiques à forte dose

37 – Les produits de contraste ultrasonores

- A - Rehaussent le signal Doppler en couleur et en spectral *OUI (entendre : « en mode couleur et en mode Doppler à émission continue avec analyse spectrale »)*
- B - Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire *OUI pour simplifier mais NON en théorie : On peut fort bien utiliser les produits de contraste sans imagerie harmonique, car les microbulles donnent, bien souvent, un signal qui devient échographiquement visible, mais les programmes et séquences adaptés donnent de bien meilleurs résultats*
- C - Génèrent des harmoniques lorsque les bulles oscillent *OUI*
- D - Diffusent dans l'interstitium *NON*
- E - Peuvent être néphrotoxiques à forte dose *NON*

38 - L'imagerie non linéaire :

- A- Est réservée à l'utilisation de produits de contraste
- B- Permet d'améliorer le contraste en mode B
- C- Nécessite des sondes à large bande passante
- D- Le mode dit de 2^{ème} harmonique consiste à doubler la fréquence centrale de réception par rapport à la fréquence centrale d'émission.
- E- Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés

38 - L'imagerie non linéaire :

- A - Est réservée à l'utilisation de produits de contraste **NON**
- B - Permet d'améliorer le contraste en mode B **OUI** (du moins le contraste apparent, principalement par amélioration de la résolution latérale et en épaisseur, donc en réduisant les artefacts de lobes latéraux)
- C - Nécessite des sondes à large bande passante **OUI**
- D - Le mode dit de 2^{ème} harmonique consiste à doubler la fréquence centrale de réception par rapport à la fréquence centrale d'émission. **OUI**
- E - Repose sur les propriétés non-linéaires des tissus traversés **OUI** (comme son nom l'indique)

39 – Les effets biologiques des ultrasons

- A- Imposent une diminution de la puissance à l'émission en imagerie obstétricale
- B- Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler pulsé en ophtalmologie
- C- Sont amplifiés par la présence d'agents de contraste
- D- Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé
- E- Les intensités émises sont limitées par des normes

39 – Les effets biologiques des ultrasons

- A - Imposent une diminution de la puissance à l'émission en imagerie obstétricale **OUI**
- B - Ne contre-indiquent pas l'usage intensif du Doppler pulsé en ophtalmologie **NON** (l'usage intensif de cette modalité doit être limité dans cette application)
- C - Sont amplifiés par la présence d'agents de contraste **OUI**
- D - Nécessitent un affichage de l'index mécanique utilisé **OUI**
- E - Les intensités émises sont limitées par des normes **OUI**

40 – A propos de l'image ci-dessous : coupe transversale de la vessie chez un patient porteur d'une sonde vésicale :



- A Il s'agit d'une sonde à double ballonnet
- B Il s'agit d'un artefact de réflexion
- C Il s'agit d'un artefact de lobe latéral
- D Il s'agit d'un artefact de réfraction
- E Il s'agit d'un artefact de célérité

40 – A propos de l'image ci-dessous : coupe transversale de la vessie chez un patient porteur d'une sonde vésicale :



- A - Il s'agit d'une sonde à double ballonnet **NON**
- B - Il s'agit d'un artefact de réflexion **NON**
- C - Il s'agit d'un artefact de lobe latéral **NON**
- D - Il s'agit d'un artefact de réfraction **OUI**
- E - Il s'agit d'un artefact de célérité **NON**