

# Diplôme Inter-Universitaire d'Echographie et Techniques Ultrasonores

## Tronc Commun QCM Janvier 2014

**Corrections commentées – UFR de Médecine de Montpellier – Nîmes**

*NB: Il s'agit des QCM de l'examen national. Certains intitulés ont été simplifiés ou clarifiés*

### **1 - A propos 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 partiellement réfléchis par les tissus mous
- D – La répétition des examens d'échographie dans les conditions usuelles à but diagnostique n'est pas préjudiciable à la santé
- E – La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration

## 1 - A propos 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 partiellement réfléchis par les tissus mous**  
*(NB: plus précisément par les interfaces au sein des tissus mous)*
- D – La répétition des examens d'échographie dans les conditions usuelles, à but diagnostique, n'est pas préjudiciable à la santé**
- E – ~~La présence, sur leur trajectoire, d'une structure gazeuse renforce leur pouvoir de pénétration~~

## 2. Les ondes ultrasonores en échographie

- A- Ont, pour les applications courantes, actuellement, une fréquence comprise entre 2 et 20 MHz
- B- Sont des ondes de compression
- C- Sont réfléchies par les interfaces fixes à une fréquence égale à la fréquence émise, en mode fondamental
- D- Sont émises à une fréquence audible
- E- Entraînent un échauffement des milieux traversés

## 2. Les ondes ultrasonores en échographie

**A- Ont, pour les applications courantes, actuellement, une fréquence comprise entre 2 et 20 MHz**

**B- Sont des ondes de compression**

*(plus précisément de compression – décompression)*

**C- Sont réfléchies par les interfaces fixes à une fréquence égale à la fréquence émise, en mode fondamental**

*(une interface ou des diffuseurs mobiles renvoient en effet les ultrasons à une fréquence différente de la fréquence d'émission. La réponse non linéaire des tissus est à l'origine d'une réflexion comportant aussi des harmoniques, notamment le double de la fréquence d'émission. Cette harmonique est prise en compte en « imagerie harmonique, mais pas en « imagerie fondamentale »)*

~~D- Sont émises à une fréquence audible~~

**E- Entraînent un échauffement des milieux traversés**

**3. Lorsqu'on passe d'une fréquence ultrasonore de 3 à 6 MHz, la longueur d'onde ultrasonore dans les tissus mous du patient :**

- A- est inchangée
- B- est doublée
- C- est quadruplée
- D- est divisée par deux
- E- est divisée par quatre

**3. Lorsqu'on passe d'une fréquence ultrasonore de 3 à 6 MHz, la longueur d'onde ultrasonore dans les tissus mous du patient :**

- A- ~~est inchangée~~
- B- ~~est doublée~~
- C- ~~est quadruplée~~
- **D- est divisée par deux**  
*( $\lambda=C/F$ . Donc, si on double  $F$ , on divise  $\lambda$  par 2)*
- E- ~~est divisée par quatre~~

**4. La longueur d'onde d'une onde ultrasonore :**

- A – est caractéristique du milieu traversé
- B – est fonction de la fréquence d'émission de la sonde
- C – dépend de la fréquence de récurrence (ou répétition) des impulsions (PRF)
- D – diminue si la célérité du son augmente
- E – dépend de l'atténuation

#### 4. La longueur d'onde d'une onde ultrasonore :

- **A – est caractéristique d'un milieu traversé**  
*(oui, car chaque milieu se distingue, vis-à-vis des ultrasons, par son impédance acoustique  $Z$ , qui est fonction de la densité  $\rho$  et de la célérité des ultrasons  $C$ . Or la longueur d'onde  $\lambda = C/F$ . La longueur d'onde est donc différente dans les différents tissus)*
- **B – est fonction de la fréquence d'émission de la sonde**
- ~~C – dépend de la fréquence de récurrence (ou répétition) des impulsions (PRF)~~
- ~~D – diminue si la célérité du son augmente~~
- ~~E – dépend de l'atténuation~~

#### 5. Une impédance acoustique se mesure en :

- A- Hertz
- B- Microsecondes
- C- Rayleigh
- D- Newton par mètre carré
- E- Ohm

## 5. Une impédance acoustique se mesure en :

- A- ~~Hertz~~
- B- ~~Microsecondes~~
- **C- Rayleigh**  
(1 Rayleigh ou Rayl =  $1 \text{ N.s.m}^{-3} = 1 \text{ Pa.s.m}^{-1} = 1 \text{ kg.s.m}^{-2}$ )
- D- ~~Newton par mètre carré~~
- E- ~~Ohm~~

## 6. La bande passante d'une sonde désigne :

- A- Le nombre de périodes par impulsion émise
- B- la gamme de fréquences ultrasonores que peut émettre ou capter la sonde
- C- la fréquence de répétition des impulsions (PRF)
- D- Le nombre d'impulsions par image
- E- Le nombre de longueurs d'onde par seconde

6. La bande passante d'une sonde désigne :

- A- ~~Le nombre de périodes par impulsion émise~~
- **B- la gamme de fréquences ultrasonores que peut émettre ou capter la sonde**
- C- ~~la fréquence de répétition des impulsions (PRF)~~
- D- ~~Le nombre d'impulsions par image~~
- E- ~~Le nombre de longueurs d'onde par seconde~~

7. 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

7. 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~~

*( $\lambda = C/F$  donc  $F = C/\lambda$ . Ici,  $F = 1500 \text{ 000 mm}/0,3 \text{ mm} = 5000000 = 5 \text{ MHz}$ )*

- **8. L'impédance acoustique Z :**
- A - Est le paramètre qui conditionne l'échogénicité des structures tissulaires et de leurs contours
- B – Est très proche dans les tissus situés de part et d'autre d'une interface très réfléchissante
- C - L'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente est à l'origine de la formation de l'écho
- D - N'est pas spécifique d'un milieu donné
- E - Diminue avec la fréquence



## 8. L'impédance acoustique $Z$ :

- **A - Est le paramètre qui conditionne l'échogénicité des structures tissulaires et de leurs contours**
- ~~B – Est très proche dans les tissus situés de part et d'autre d'une interface très réfléchissante~~
- **C - L'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente est à l'origine de la formation de l'écho**
- ~~D - N'est pas spécifique d'un milieu donné~~
- ~~E - Diminue avec la fréquence~~

## 9. L'atténuation en dB d'une onde ultrasonore traversant un tissu biologique d'épaisseur $d$ est :

- A- proportionnelle à  $d$
- B- inversement proportionnelle à  $d$
- C- proportionnelle à l'impédance acoustique
- D- proportionnelle au carré de la fréquence
- E- indépendante des milieux traversés

**9. L'atténuation en dB d'une onde ultrasonore traversant un tissu biologique d'épaisseur  $d$  est :**

- **A- proportionnelle à  $d$**
- ~~B- inversement proportionnelle à  $d$~~
- **C- proportionnelle à l'impédance acoustique**
- ~~D- proportionnelle au carré de la fréquence~~  
*(Non : proportionnelle à la fréquence : l'atténuation s'exprime en dB par cm et par MHz)*
- **E- indépendante des milieux traversés**

**10. La fréquence de récurrence ou de répétitions des impulsions ultrasonores (PRF)**

- A – Correspond à l'inverse de la période de répétition des impulsions
- B – Correspond à la moitié de la fréquence d'émission
- C – Est exprimée en kiloHertz
- D – En Doppler, doit être augmentée pour mesurer des flux rapides
- E – Ne concerne que le mode Doppler

## 10. La fréquence de récurrence ou de répétitions des impulsions ultrasonores (PRF)

- **A – Correspond à l'inverse de la période de répétition des impulsions** (*Oui : la période est la durée d'un cycle, donc l'inverse de la fréquence*)
- ~~B – Correspond à la moitié de la fréquence d'émission~~
- **C – Est exprimée en kiloHertz** (*ex: pour une exploration à 7,7 cm de profondeur, donc 15,4 cm ou 0,154 m d'aller-retour, le temps d'aller-retour de l'impulsion sera  $1540/0,154 = 10000$ . La PRF correspondante sera donc 10 KHz*)
- **D – En Doppler, doit être augmentée pour mesurer des flux rapides** (*Oui : la fréquence d'échantillonnage, donc la PRF, en Doppler à émission pulsée, doit être au moins le double de la fréquence Doppler à mesurer, sous peine d'ambiguïté spectrale. Pour des vitesses circulatoires rapides, il faut donc une PRF élevée, ce qui, par contre, limite la profondeur maximale d'exploration sous peine d'ambiguïté spatiale*).
- ~~E – Ne concerne que le mode Doppler~~

## 11. L'intensité acoustique à l'émission en échographie bidimensionnelle :

- A - Est fixe pour une sonde donnée
- B - Peut être modulée aux différentes profondeurs dans la construction d'une image
- C - A un impact sur le niveau d'énergie délivrée aux tissus
- D – Est égale, sur un échographe, à l'indice mécanique (IM)
- E - Est un paramètre non modifiable sur un échographe

## 11. L'intensité acoustique à l'émission en échographie bidimensionnelle :

- A - ~~Est fixe pour une sonde donnée~~
- B - ~~Peut être modulée aux différentes profondeurs dans la construction d'une image~~ *(Mais que veut dire « modulée » ? Si l'on modifie la focalisation électronique, on modifie aussi l'intensité acoustique dans la zone focale)*
- **C - A un impact sur le niveau d'énergie délivrée aux tissus**
- D - ~~Est égale, sur un échographe, à l'index mécanique (IM)~~ *(Non: l'indice mécanique MI prend en compte l'intensité acoustique, mais aussi la fréquence. Il est, en effet, égal à la pression acoustique divisée par la racine carrée de la fréquence)*
- E - ~~Est un paramètre non modifiable sur un échographe~~

## 12. L'écran de votre échographe en mode B affiche l'indication suivante : « 34 Hz », il peut s'agir de :

- A- La fréquence de répétition des impulsions (PRF)
- B- La fréquence d'émission de la sonde
- C- La puissance acoustique par unité de surface
- D- La largeur de la zone focale
- E- La cadence d'imagerie (nombre d'images par seconde)

**12. L'écran de votre échographe en mode B affiche l'indication suivante : « 34 Hz », il peut s'agir de :**

- A- ~~La fréquence de répétition des impulsions (PRF)~~
- B- ~~La fréquence d'émission de la sonde~~
- C- ~~La puissance acoustique par unité de surface~~
- D- ~~La largeur de la zone focale~~
- **E- La cadence d'imagerie (nombre d'images par seconde)** *(Oui. NB : le plus souvent, cette cadence est indiquée en « fps » (frames per second) plutôt qu'en Hz)*

**13. La cadence d'imagerie échographique :**

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

### 13. La cadence d'imagerie échographique :

- A - ~~Augmente lorsque la profondeur d'exploration augmente~~
- **B - Diminue lorsque la profondeur d'exploration augmente**
- **C - Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur modifie un point unique de focale**
- D - ~~Reste sensiblement constante lorsque l'opérateur introduit plusieurs points de focale~~  
*(Non, car l'introduction de plusieurs zones focales implique la construction de l'image en plusieurs étapes, chacune avec une focalisation à une profondeur différente)*
- E - ~~Baisse lorsque l'opérateur réduit la dynamique de réception des échos~~

### 14. La gamme dynamique en mode B :

- A - Traduit le niveau d'amplification du signal reçu par la sonde
- B- Traduit le rapport du plus fort au plus petit niveau d'échogénicité que l'échographe peut détecter
- C- Doit être étendue pour différencier des structures tissulaires d'échogénicité voisine au sein d'un parenchyme
- D- Doit être de l'ordre de 50-60 dB pour l'analyse des structures vasculaires
- E- Dépend de la fréquence d'émission de la sonde

#### 14. La gamme dynamique en mode B :

- A - ~~Traduit le niveau d'amplification du signal reçu par la sonde~~
- **B- Traduit le rapport du plus fort au plus petit niveau d'échogénicité que l'échographe peut détecter** (*Oui : c'est la définition même de la gamme dynamique*)
- **C- Doit être étendue pour différencier des structures tissulaires d'échogénicité voisine au sein d'un parenchyme**
- **D- Doit être de l'ordre de 50-60 dB pour l'analyse des structures vasculaires** (*Oui, au moins ! Si l'on considère la dynamique totale de l'échographe, de l'ordre, actuellement, de 120 dB, il ne faut pas oublier qu'environ 60 dB sont perdus par l'atténuation. Les 50 à 60 dB évoqués concernent donc probablement la dynamique « utile », c'est-à-dire hors atténuation, et l'échographie vasculaire a besoin d'une large gamme dynamique pour pouvoir différencier, par exemple, un thrombus d'une stase échogène, ou différentes composantes au sein d'une plaque hypoéchogène.*)
- E- Dépend de la fréquence d'émission de la sonde

#### 15. L'atténuation de l'intensité ultrasonore s'exprime sur une échelle logarithmique en :

- A- Newton par centimètre carré
- B- Watt par centimètre carré
- C- Pascal
- D- Neper
- E- Décibels

**15. L'atténuation de l'intensité ultrasonore s'exprime sur une échelle logarithmique en :**

- A- ~~Newton par centimètre carré~~
- B- ~~Watt par centimètre carré~~
- C- ~~Pascal~~
- D- ~~Neper~~
- **E- Décibels (dB)**

**16. Le réglage de la dynamique du signal échographique en mode B est :**

- A – un paramètre non accessible à l'opérateur
- B – affiché en  $W/cm^2$
- C – affiché en dB
- D – le rapport du plus fort au plus faible écho détectable
- E – doit être fait en tenant compte de l'organe observé et de la pathologie recherchée



## 16. Le réglage de la dynamique du signal échographique en mode B est : :

- A – ~~un paramètre non accessible à l'opérateur~~
- B – ~~affiché en  $W/cm^2$~~
- **C – affiché en dB**
- **D – le rapport du plus fort au plus faible écho détectable** (*Oui et non : la dynamique est le rapport du plus fort au plus faible écho détectable, mais son réglage n'est pas le rapport, mais le réglage du rapport !*)
- **E – doit être fait en tenant compte de l'organe observé et de la pathologie recherchée**

## 17. Le gain en échographie bidimensionnelle :

- A – Doit être d'autant plus fort que la puissance des impulsions ultrasonores reçues est faible
- B – Doit être réglé pour compenser l'atténuation en profondeur
- C - Doit être réglé globalement ou modulé par niveaux de profondeur
- D - Permet d'éliminer les principaux artefacts
- E – N'est pas nécessaire en imagerie non-linéaire

## 17. Le gain en échographie bidimensionnelle :

- **A – Doit être d'autant plus fort que la puissance des impulsions ultrasonores reçues est faible**
- **B – Doit être réglé pour compenser l'atténuation en profondeur** (*Oui : c'est le rôle de la TGC*)
- **C - Doit être réglé globalement ou modulé par niveaux de profondeur** (*Oui : c'est le rôle de la TGC*)
- **D - ~~Permet d'éliminer les principaux artefacts~~** (*Non : un artefact est plus ou moins visible mais reste présent quel que soit le gain*)
- **E – ~~N'est pas nécessaire en imagerie non-linéaire~~**

## 18. Les artefacts de réverbération « en queue de comète » sont observés, par exemple :

- A - En présence d'un plomb de chasse dans le plan de coupe
- B - En présence d'une bulle de gaz dans le plan de coupe
- C - En présence d'une micro-lithiase rénale dans le plan de coupe
- D - En présence d'une volumineuse lithiase vésiculaire dans le plan de coupe
- E - En arrière d'une structure liquidienne dans le plan de coupe

**18. Les artefacts de réverbération « en queue de comète » sont observés, par exemple :**

- A - **En présence d'un plomb de chasse dans le plan de coupe**
- B - **En présence d'une bulle de gaz dans le plan de coupe**
- C - **En présence d'une micro-lithiase rénale dans le plan de coupe**
- D - ~~En présence d'une volumineuse lithiase vésiculaire dans le plan de coupe~~ (*Non : c'est alors une ombre acoustique*)
- E - ~~En arrière d'une structure liquidienne dans le plan de coupe~~ (*Non : c'est alors un renforcement postérieur*)

**19. A propos du choix des sondes échographiques pour une exploration adaptée :**

- A – pour explorer une thyroïde, on utilise une sonde linéaire de haute fréquence (10-15 MHz)
- B – pour explorer une carotide dans son trajet rétro-mandibulaire, on peut utiliser une sonde micro-convexe (5-8 Mhz)
- C – pour explorer la totalité du parenchyme splénique chez l'adulte, on utilise une sonde barrette de haute fréquence (12-18 MHz)
- D – pour explorer les contours hépatiques chez l'adulte, on utilise une sonde linéaire de haute fréquence (10-15 MHz)
- E – pour explorer les artères des membres inférieurs chez un adulte de corpulence standard on utilise une sonde convexe de basse fréquence (2-6 MHz)

**19. A propos du choix des sondes échographiques pour une exploration adaptée :**

- A – **pour explorer une thyroïde, on utilise une sonde linéaire de haute fréquence (10-15 MHz)**
- B – **pour explorer une carotide dans son trajet rétro-mandibulaire, on peut utiliser une sonde micro-convexe (5-8 Mhz)**
- C – ~~pour explorer la totalité du parenchyme splénique chez l'adulte, on utilise une sonde barrette de haute fréquence (12-18 MHz) (Non : une sonde convexe de 3 à 5 MHz)~~
- D – ~~pour explorer les contours hépatiques chez l'adulte, on utilise une sonde linéaire de haute fréquence (10-15 MHz) (Non : une sonde convexe de 3 à 5 MHz, sauf en peropératoire)~~
- E – ~~pour explorer les artères des membres inférieurs chez un adulte de corpulence standard on utilise une sonde convexe de basse fréquence (2-6 MHz) (Non : une sonde linéaire de 7,5 à 10 MHz)~~

**20. Pour l'obtention d'une image échographique optimisée, il convient :**

- A – De faire appel au réglage de la profondeur d'exploration
- B – D'ajuster le gain en profondeur (TGC)
- C – De régler le gain général
- D – D'adapter la gamme dynamique pour permettre d'observer les nuances de niveaux de gris des structures moyennes d'impédance acoustique très proche
- E – De veiller à ce que l'indice mécanique reste compatible avec l'application clinique

**20. Pour l'obtention d'une image échographique optimisée, il convient :**

- **A – De faire appel au réglage de la profondeur d'exploration**
- **B – D'ajuster le gain en profondeur (TGC)**
- **C – De régler le gain général**
- **D – D'adapter la gamme dynamique pour permettre d'observer les nuances de niveaux de gris des structures moyennes d'impédance acoustique très proche**
- **E – De veiller à ce que l'indice mécanique reste compatible avec l'application clinique**

**21. Lors de la traversée d'un milieu atténuant, l'intensité acoustique passe de la valeur**

$$I_0 = 10^{-1} \text{ W.cm}^2 \text{ à } I_1 = 10^{-4} \text{ W.cm}^2.$$

**L'atténuation exprimée en décibels vaut :**

- **A – (-3 dB)**
- **B – (-6 dB)**
- **C – (-30 dB)**
- **D – (-50 dB)**
- **E – (-60 dB)**

**21. Lors de la traversée d'un milieu atténuant, l'intensité acoustique passe de la valeur  $I_0 = 10^{-1} \text{ W.cm}^{-2}$  à  $I_1 = 10^{-4} \text{ W.cm}^{-2}$ .**

**L'atténuation exprimée en décibels vaut :**

- A – (~~-3 dB~~)
- B – (~~-6 dB~~)
- C – **(-30 dB)** *(Le changement est de  $10^{-1}$  à  $10^{-4}$ , donc de  $10^{-3}$ . Le  $\log(10)$  de  $10^{-3}$  est -3. Puisque le résultat est exprimé en déciBels, l'atténuation est de -30 dB)*
- D – (~~-50 dB~~)
- E – (~~-60 dB~~)

**22. La résolution axiale :**

- A – Dépend de la focalisation à l'émission du faisceau ultrasonore
- B – Dépend de la focalisation à la réception du faisceau ultrasonore
- C – Dépend de la puissance de l'impulsion ultrasonore
- D – Est meilleure avec une fréquence d'émission plus élevée
- E – Est meilleure avec une plus grande durée de l'impulsion ultrasonore

## 22. La résolution axiale :

- A – ~~Dépend de la focalisation à l'émission du faisceau ultrasonore~~ (*Non : elle dépend de la durée de l'impulsion, qui n'est pas, contrairement à sa largeur, affectée par la focalisation*)
- B – ~~Dépend de la focalisation à la réception du faisceau ultrasonore~~ (*idem*)
- C – ~~Dépend de la puissance de l'impulsion ultrasonore~~ (*Non, mais elle peut être affectée par le gain et la gamme dynamique*)
- **D – Est meilleure avec une fréquence d'émission plus élevée**
- E – ~~Est meilleure avec une plus grande durée de l'impulsion ultrasonore~~ (*Non : la résolution axiale est d'autant meilleure que l'impulsion ultrasonore est courte*)

## 23. A propos de 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

### 23. A propos de la résolution latérale :

- **A – Elle rend compte de l'importance de la divergence du faisceau d'ultrasons dans le champ lointain** (*Oui : plus exactement, elle se dégrade dans le champ lointain du fait de la divergence du faisceau*)
- **B – Elle dépend de la profondeur**
- ~~C – La position des zones focales correspond aux zones où la résolution latérale est la moins bonne~~ (*Non : le but de la focalisation est précisément de l'améliorer !*)
- **D – On doit positionner la zone focale en regard de la zone d'intérêt**
- **E – Positionner plusieurs zones focales diminue la cadence d'images**

### 24. L'absorption de l'onde ultrasonore :

- A- Est un phénomène indépendant de la fréquence
- B- Est d'autant plus importante que la viscosité du milieu est élevée
- C- Peut être compensée par une adaptation du gain
- D- Dépend entre autres choses du taux de réflectivité des tissus
- E - Est plus importante dans la graisse que dans les autres tissus mous



## 24. L'absorption de l'onde ultrasonore :

- A- ~~Est un phénomène indépendant de la fréquence~~ (Non : l'atténuation s'exprime du reste en dB par cm et par MHz)
- **B- Est d'autant plus importante que la viscosité du milieu est élevée**
- **C- Peut être compensée par une adaptation du gain** (Oui. Plus exactement, l'effet de l'absorption des ultrasons sur l'image échographique peut être compensée par l'adaptation du gain)
- D- ~~Dépend entre autres choses du taux de réflectivité des tissus~~ (Non, car il s'agit ici de l'absorption et non, plus généralement, de l'atténuation. Cette dernière est le résultat de tout ce qui peut réduire l'énergie acoustique disponible, donc de l'absorption, mais aussi de la réflexion, de la diffraction etc.)
- **E - Est plus importante dans la graisse que dans les autres tissus mous**

## 25. L'artéfact de diffraction :

- A- Se rencontre en arrière des calcifications
- B- Apparaît à l'interface de deux tissus d'impédance acoustique différente
- C- Apparaît au franchissement de l'interface de deux tissus dans lesquels la célérité des ultrasons est différente
- D- Peut générer un artéfact en miroir
- E- Peut générer un dédoublement de l'image des structures

## 25. L'artéfact de réfraction :

- A- ~~Se rencontre en arrière des calcifications~~ *(Non : c'est l'ombre acoustique)*
- B- ~~Apparaît à l'interface de deux tissus d'impédance acoustique différente~~ *(Non : c'est la réflexion, qui n'est pas un artéfact)*
- **C- Apparaît au franchissement de l'interface de deux tissus dans lesquels la célérité des ultrasons est différente**
- D- Peut générer un artéfact en miroir *(Non : elle peut faire apparaître l'image d'une structure à une position erronée, mais elle peut aussi produire sont dédoublement, mais il ne s'agit pas d'un phénomène de miroir, lequel est dû à la réflexion mais non à la réfraction)*
- **E- Peut générer un dédoublement de l'image des structures**

NB: la question originale portait le titre « diffraction », ce qui était probablement une erreur.

## 26. La courbe TGC (Time Gain Compensation):

- A - Permet de régler la puissance acoustique émise
- B- Compense les différences d'atténuation du signal aux différentes profondeurs
- C- dépend de la PRF
- D- Tient compte de la focalisation
- E- Doit être sur la majorité des appareils actuels, réglée par l'opérateur

## 26. La courbe TGC (Time Gain Compensation):

- A - ~~Permet de régler la puissance acoustique émise~~ *(Non : elle ne règle que le gain)*
- **B- Compense les différences d'atténuation du signal aux différentes profondeurs**
- C- ~~Dépend de la PRF~~ *(Non : la PRF détermine la profondeur d'exploration)*
- D- ~~Tient compte de la focalisation~~
- **E- Doit être sur la majorité des appareils actuels, réglée par l'opérateur** *(Quelques appareils récents proposent un réglage automatique, mais il reste débrayable)*

## 27. L'abaissement de la fréquence d'émission entraîne :

- A – Une amélioration de la résolution axiale
- B – Une détérioration de la résolution latérale
- C – Une augmentation des fréquences Doppler
- D – Une diminution de la limite d'ambiguïté en fréquence ou « aliasing » en Doppler à émission pulsé
- E – Une augmentation de la profondeur maximale de pénétration des ultrasons

## 27. L'abaissement de la fréquence d'émission entraîne :

- A – ~~Une amélioration de la résolution axiale (Non, au contraire)~~
- B – ~~Une détérioration de la résolution latérale (Non, mais, indirectement oui, car une plus basse fréquence implique une moindre focalisation)~~
- C – ~~Une augmentation des fréquences Doppler (Non, au contraire, puisque  $\Delta F = V \cdot 2F \cdot \cos \theta / C$ . Si on augmente  $F$ , on augmente  $\Delta F$  dans la même proportion)~~
- D – ~~Une diminution de la limite d'ambiguïté en fréquence ou « aliasing » en Doppler à émission pulsé (on devrait dire un « abaissement » de la limite d'ambiguïté. Cette limite est fonction de la PRF, mais une fréquence d'émission plus basse a pour conséquence une fréquence Doppler  $\Delta F$  plus basse, donc pouvant passer au dessous de cette limite)~~
- **E – Une augmentation de la profondeur maximale de pénétration des ultrasons**

## 28. Le phénomène d'ambiguïté en fréquence (ou ambiguïté spectrale ou « aliasing ») :

- A - N'existe qu'en imagerie Doppler couleur
- B - Concerne exclusivement le mode Doppler à émission continue
- C - Limite la mesure des hautes vitesses circulatoires
- D - Dépend du réglage de la fréquence de répétition des impulsions
- E - N'existe pas en Doppler énergie (ou de puissance)

## 28. Le phénomène d'ambiguïté en fréquence (ou ambiguïté spectrale ou « aliasing ») :

- A - ~~N'existe qu'en imagerie Doppler couleur (non : le Doppler couleur est en fait une Doppler à émission pulsée multi-portes)~~
- B - Concerne exclusivement le mode Doppler à émission continue ~~(Non: il est en au contraire indemne)~~
- **C - Limite la mesure des hautes vitesses circulatoires**
- **D - Dépend du réglage de la fréquence de répétition**
- **E - N'existe pas en Doppler énergie (ou de puissance)**

## 29. Pour s'affranchir du phénomène d'ambiguïté en fréquence ou ambiguïté spectrale ou « aliasing » :

- A – il faut augmenter la PRF en mode Doppler couleur conventionnel
- B – il faut passer du mode Doppler couleur conventionnel au mode Doppler énergie (ou de puissance)
- C – on peut, en mode Doppler à émission pulsée avec analyse spectrale, décaler la ligne de base si le flux sanguin est unidirectionnel
- D – on peut diminuer la fréquence d'émission en mode Doppler
- E – il faut diminuer la fréquence d'émission en mode B

**29. Pour s'affranchir du phénomène d'ambiguïté en fréquence ou ambiguïté spectrale ou « aliasing » :**

- **A – il faut augmenter la PRF en mode Doppler couleur conventionnel**
- ~~B – il faut passer du mode Doppler couleur conventionnel au mode Doppler énergie (ou puissance) (Non, car, alors, on ne disposerait plus d'aucune estimation de vitesse circulatoire)~~
- **C – on peut, en mode Doppler à émission pulsée avec analyse spectrale, décaler la ligne de base si le flux sanguin est unidirectionnel**
- **D – on peut diminuer la fréquence d'émission en mode Doppler** (oui, car  $\Delta F = V \cdot 2F \cdot \cos \theta / C.$ , donc la diminution de la fréquence d'émission diminue la fréquence Doppler qui peut alors se trouver en dessous du seuil d'ambiguïté)
- ~~E – il faut diminuer la fréquence d'émission en mode B~~

**30. 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 ombre acoustique
- D - Un contenu anéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs
- E - Un contenu anéchogène homogène avec renforcement postérieur

### 30. 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 ombre acoustique~~
- D - ~~Un contenu anéchogène homogène avec échos de répétition postérieurs~~
- **E - Un contenu anéchogène homogène avec renforcement postérieur**

### 31. En mode Doppler à émission pulsée :

- A – Le réglage de la PRF conditionne la profondeur d'exploration
- B – Seuls les flux contenus dans le volume d'échantillonnage sont pris en compte
- C – L'évaluation des vitesses est possible par l'analyse spectrale
- D – Le phénomène d'ambiguïté spectrale ou « aliasing » n'existe pas
- E – L'affichage peut être combiné avec celui du mode Doppler couleur conventionnel

### **31. En mode Doppler à émission pulsée :**

- **A – Le réglage de la PRF conditionne la profondeur d'exploration** (*oui, comme en échographie*)
- **B – Seuls les flux contenus dans le volume d'échantillonnage sont pris en compte**
- **C – L'évaluation des vitesses est possible par l'analyse spectrale**
- ~~D – Le phénomène d'ambiguïté spectrale ou « aliasing » n'existe pas~~ (*Non : ce phénomène est lié à l'émission discontinue, donc à l'échantillonnage du signal*)
- **E – L'affichage peut être combiné avec celui du mode Doppler couleur conventionnel**

### **32. En Doppler vasculaire :**

- A - On peut estimer les vitesses circulatoires des globules rouges en mode Doppler couleur et les mesurer en mode Doppler à émission pulsée
- B – Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler couleur conventionnel est complet quelles que soient les vitesses circulatoires
- C - Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler couleur conventionnel est indépendant de l'angle d'insonation
- D - Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler énergie est indépendant de la vitesse circulatoire
- E - Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler énergie est indépendant de l'angle d'insonation



### 32. En Doppler vasculaire :

- A - **On peut estimer les vitesses circulatoires des globules rouges en mode Doppler couleur et les mesurer en mode Doppler à émission pulsée** (*Oui: noter les termes utilisés. Estimer n'est pas mesurer*)
- B - ~~Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler couleur conventionnel est complet quelles que soient les vitesses circulatoires~~
- C - ~~Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler couleur conventionnel est indépendant de l'angle d'insonation~~ (*Non, ce n'est le cas qu'en Doppler énergie ou en mode B-Flow, ce dernier n'étant pas un mode Doppler*)
- D - **Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler énergie est indépendant de la vitesse circulatoire**
- E - Le remplissage de la lumière vasculaire par la couleur en mode Doppler énergie est indépendant de l'angle d'insonation  
(*Oui, ou presque : la couleur est la même quel que soit l'angle, mais, en théorie, un angle strictement perpendiculaire ne donnerait aucun signal, mais ceci ne se produit pas en pratique car le faisceau d'ultrasons, produit par un groupe d'éléments transducteurs, aborde en fait le vaisseau sous différents angles*)

### 33. L'onde de cisaillement, dont la propagation est quantifiée en élastographie :

- A – produit des déformations mesurables de la structure traversée
- B – permet d'observer la déformabilité d'un solide isotrope dans une seule direction de l'espace
- C – permet de déterminer le module de cisaillement qui est une force exercée par unité de surface
- D – exerce sur les tissus un impact qui se mesure en kPa/s
- E – se déplace à une vitesse qui est proportionnelle à la densité des milieux traversés

### **33. L'onde de cisaillement dont la propagation est quantifiée en élastographie :**

- **A – produit des déformations mesurables de la structure traversée**
- **B – permet d'observer la déformabilité d'un solide isotrope dans une seule direction de l'espace** (*oui : la direction de propagation de l'onde de cisaillement, perpendiculaire à l'onde de compression*)
- **C – permet de déterminer le module de cisaillement qui est une force exercée par unité de surface**
- ~~D – exerce sur les tissus un impact qui se mesure en kPa/s~~
- **E – se déplace à une vitesse qui est proportionnelle à la densité des milieux traversés**

### **34. L'analyse spectrale d'un signal Doppler :**

- A – consiste en l'analyse des fréquences composant le signal
- B – donne une représentation indirecte de la répartition des vitesses circulatoires (ou profil d'écoulement) dans un vaisseau
- C – donne des résultats indépendants de l'angle d'insonation
- D – représente sur l'échelle de gris l'énergie du signal Doppler
- E – permet de mesurer la vitesse d'écoulement sanguin à condition que l'opérateur ait déterminé l'angle d'incidence (ou applique une correction d'angle)

### **34. L'analyse spectrale d'un signal Doppler :**

- **A – consiste en l'analyse des fréquences composant le signal**
- **B – donne une représentation indirecte de la répartition des vitesses circulatoires (ou profil d'écoulement) dans un vaisseau**
- ~~C – donne des résultats indépendants de l'angle d'insonation~~
- **D – représente sur l'échelle de gris l'énergie du signal Doppler**
- **E – permet de mesurer la vitesse d'écoulement sanguin à condition que l'opérateur ait déterminé l'angle d'incidence (ou applique une correction d'angle)**

*NB: le terme « correction d'angle » est inapproprié bien que largement usité. Ce que doit faire l'opérateur est « mesurer » l'angle pour permettre à l'appareil d'effectuer la conversion fréquence Doppler – vitesse circulatoire. Il ne « corrige » pas l'angle d'incidence : s'il est mauvais, il reste mais le calcul est, en outre erroné !*

### **35. Sur le tracé d'analyse spectrale d'un signal Doppler vasculaire périphérique :**

- A – une occlusion vasculaire d'aval est suspectée par un flux de vitesse systolique réduite et de vitesse diastolique nulle dit « de butée »
- B – une sténose modérée (<50% en réduction de diamètre) peut ne pas avoir de retentissement hémodynamique d'aval
- C – une sténose vasculaire serrée se traduit par une accélération circulatoire au centre du vaisseau et un flux turbulent immédiatement en aval
- D – la quantification d'une sténose vasculaire repose uniquement sur des mesures morphologiques
- E – une démodulation du flux indique toujours une perturbation hémodynamique en amont

## 35. Sur le tracé d'analyse spectrale d'un signal

### Doppler vasculaire périphérique :

- **A – une occlusion vasculaire d'aval est suspectée par un flux de vitesse systolique réduite et de vitesse diastolique nulle dit « de butée »**
- **B – une sténose modérée (<50% en réduction de diamètre) peut ne pas avoir de retentissement hémodynamique d'aval**
- **C – une sténose vasculaire serrée se traduit par une accélération circulatoire au centre du vaisseau et un flux turbulent immédiatement en aval** (*oui, la turbulence ne se produit pas dans la sténose mais en aval, lorsque le diamètre de la lumière augmente*)
- ~~D – la quantification d'une sténose vasculaire repose uniquement sur des mesures morphologiques~~ (*Non : elle repose sur la mesure des vitesses et rapports de vitesses*)
- **E – une démodulation du flux indique toujours une perturbation hémodynamique en amont**

## 36. 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 des puissances acoustiques émises pour la mise sur le marché des appareils de diagnostic
- E – Peut donner lieu à des applications thérapeutiques.

### **36. 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 des puissances acoustiques émises pour la mise sur le marché des appareils de diagnostic**
- **E – Peut donner lieu à des applications thérapeutiques.**

### **37. Les produits de contraste ultrasonores (PCUS) :**

- A - Rehaussent le signal en mode Doppler couleur et en mode Doppler à émission pulsée avec analyse spectrale
- B - Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire
- C - Rehaussent l'échogénicité des tissus en fonction de leur taux de perfusion
- D - Peuvent être néphrotoxiques à forte dose
- E - Génèrent des artefacts en mode Doppler

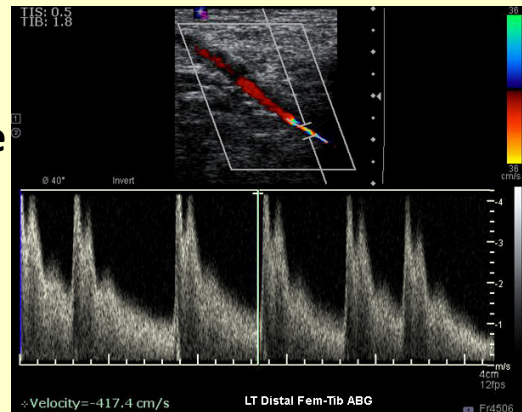
## 37. Les produits de contraste ultrasonores (PCUS) :

- **A - Rehaussent le signal en mode Doppler couleur et en mode Doppler à émission pulsée avec analyse spectrale**
- **B - Nécessitent en mode B l'utilisation d'une méthode d'imagerie non-linéaire** (*plus exactement bénéficient, car il est toujours possible de rester en mode fondamental, bien que ce ne soit ni optimal, ni recommandé*)
- **C - Rehaussent l'échogénicité des tissus en fonction de leur taux de perfusion**
- **D - Peuvent être néphrotoxiques à forte dose** (*non, car les produits actuels sont soit un sucre banal (galactose) soit un gaz éliminé par voie respiratoire, et non rénale*)
- **E - Génèrent des artefacts en mode Doppler**

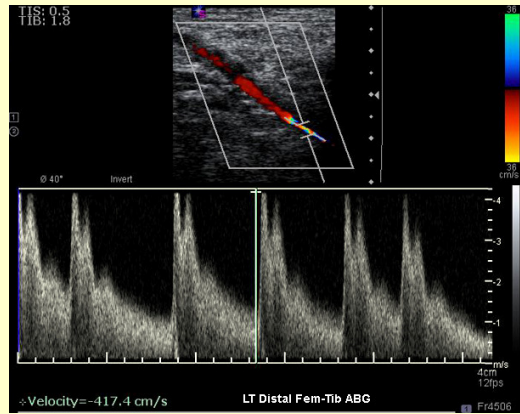
38. Voici une image d'écho-Doppler couleur et d'analyse spectrale du signal Doppler d'une artère tibiale postérieure. On admet que les paramètres d'acquisition sont adaptés à cette exploration.

L'analyse de l'image montre que :

- A – il existe un phénomène d'aliasing au mode Doppler couleur au niveau du volume de mesure (fenêtre d'échantillonnage) du Doppler à émission pulsée
- B – il existe une accélération circulatoire au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage)
- C – le spectre est démodulé
- D – il existe un flux turbulent au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage)
- E - il existe probablement une sténose au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage) car l'échelle de vitesse est valide

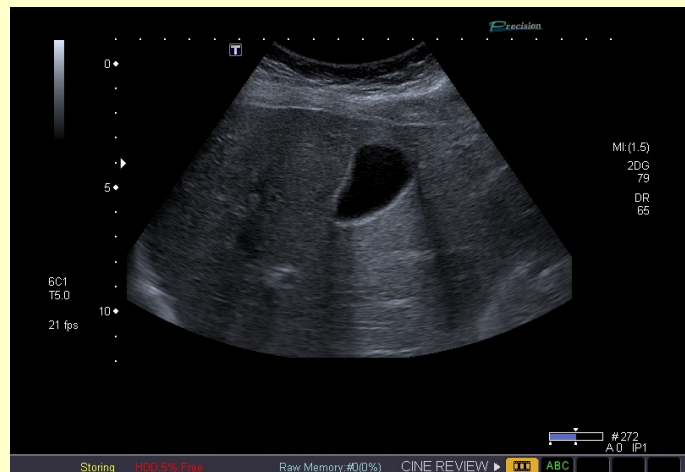


38. Voici une image d'écho-Doppler couleur et d'analyse spectrale du signal Doppler d'une artère tibiale postérieure. On admet que les paramètres d'acquisition sont adaptés à cette exploration. L'analyse de l'image montre que :



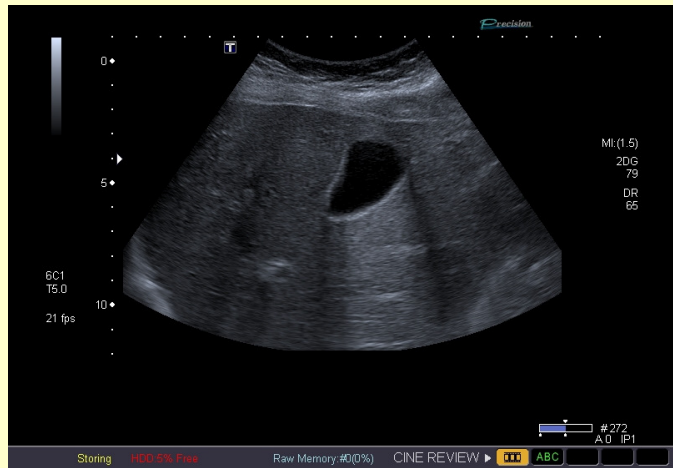
- **A – il existe un phénomène d'aliasing au mode Doppler couleur au niveau du volume de mesure (fenêtre d'échantillonnage) du Doppler à émission pulsée**
- **B – il existe une accélération circulatoire au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage)**
- **C – le spectre est démodulé** (non : la démodulation, ou amortissement, fait disparaître les accidents post-systoliques, qui restent bien visibles ici, et, surtout, diminue la pente ascendante du pic systolique, qui reste bien verticale sur ce tracé)
- **D – il existe un flux turbulent au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage)** (Non : aucune basse fréquence de forte énergie de part et d'autre de la ligne de base)
- **E - il existe probablement une sténose au niveau du volume de mesure du Doppler à émission pulsée (fenêtre d'échantillonnage) car l'échelle de vitesse est valide** (Oui, elle est valide car l'angle a été correctement mesuré et il est inférieur à  $60^\circ$ )

39. Voici une coupe échographique de foie sur laquelle on peut voir la vésicule biliaire. Sur cette image, on retrouve :



- A – un renforcement postérieur en arrière de la vésicule biliaire
- B - un cône d'ombre postérieur en arrière de la vésicule biliaire
- C – des artefacts de diffraction en arrière des bords de la vésicule biliaire
- D – des artefacts de réverbération en arrière des extrémités de la vésicule biliaire
- E - des artefacts dont l'aspect peut être modifié si on modifie le gain

39. Voici une coupe échographique de foie sur laquelle on peut voir la vésicule biliaire. Sur cette image, on retrouve :



- **A – un renforcement postérieur en arrière de la vésicule biliaire**
- **B - un cône d'ombre postérieur en arrière de la vésicule biliaire (non, c'est un renforcement)**
- **C – des artéfacts de diffraction en arrière des bords de la vésicule biliaire**
- **D – des artéfacts de réverbération en arrière des extrémités de la vésicule biliaire (non, ce sont des artéfacts de diffraction)**
- **E - des artéfacts dont l'aspect peut être modifié si on modifie le gain (Oui et non, car l'aspect peut être modifié, mais les artéfacts restent présents et restent des artéfacts)**

## 40. A propos de l'utilisation des produits de contraste ultrasonores (PCUS):

- A – l'échographie de contraste offre une meilleure résolution temporelle que le TDM et l'IRM
- B – les PCUS ont une distribution exclusivement vasculaire
- C – l'indice mécanique doit être réduit pour prolonger leur effet
- D – l'hypersignal d'une lésion hépatique au temps tardif est très évocateur de sa nature métastatique
- E – la nécrose corticale rénale se traduit par un défaut perfusionnel sous-capsulaire



## **40. A propos de l'utilisation des produits de contraste ultrasonores (PCUS) :**

- **A – l'échographie de contraste offre une meilleure résolution temporelle que le TDM et l'IRM**
- **B – les PCUS ont une distribution exclusivement vasculaire**
- **C – l'indice mécanique doit être réduit pour prolonger leur effet**
- **D – l'hypersignal d'une lésion hépatique au temps tardif est très évocateur de sa nature métastatique** (*non : cela est plutôt caractéristique d'un hémangiome, avec une prise de contraste tardive mais durable. Une métastase hypervascularisée présentera une prise de contraste rapide mais éphémère*)
- **E – la nécrose corticale rénale se traduit par un défaut perfusionnel sous-capsulaire**