

# DIPLÔME INTERUNIVERSITAIRE D'ÉCHOGRAPHIE

## Examen du Tronc Commun sous forme de QCM

10 Janvier 2014– 14 h à 16 h

Les modalités de contrôle se dérouleront cette année **sous forme de QCM avec des fiches de réponses spécifiques**

Les réponses doivent être marquées avec **un stylo bille noir exclusivement** selon le modèle.

En bas de la fiche, mentionner vos :

*Numéro de place :*

*NOM :*

*PRENOMS :*

*DATE DE NAISSANCE :*

*NUMERO D'ETUDIANT* : n° figurant sur votre carte d'étudiant.

**En regard de ce numéro, préciser l'Université d'appartenance.**

En raison du nombre limité de ces fiches **(une fiche par étudiant)** les ratures et les rajouts entraîneront un rejet systématique des fiches.

Le fascicule des questions ou une photocopie de la fiche pourraient être utilisés comme brouillon.

S'il venait à manquer des fiches, une photocopie pourrait exceptionnellement être utilisée en rayant le code barre et le numéro de la fiche.

En informer la scolarité des Saints-Pères.

## **QUESTIONS DU TRONC COMMUN DIU ECHOGRAPHIE 2013-2014**

### **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 indications 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 mode B :**

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

### **3. Lorsqu'on passe d'une fréquence ultrasonore de 3 à 6 MHz, la longueur d'onde au sein du patient :**

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

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

- A – Est caractéristique d'un milieu traversé
- B – Est fonction de la fréquence d'émission de la sonde
- C – Dépend de la fréquence de répétition des impulsions (PRF)
- D – Diminue si la célérité de propagation 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

**6. La bande passante d'une sonde fait référence :**

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

**7. 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

**8. A propos de l'impédance acoustique  $Z$  :**

- A – C'est le paramètre qui conditionne l'échogénicité des structures tissulaires et de leurs contours
- B – Deux tissus dont l'interface est très réfléchissante ont des impédances acoustiques très proches
- C - L'interface entre deux milieux d'impédance acoustique différente est à l'origine de la formation de l'écho
- D – Elle n'est pas spécifique d'un milieu donné
- E – Elle 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

**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

**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 - Correspond sur un échographe à l'index mécanique (IM)
- E - Est un paramètre non modifiable sur un échographe

**12. L'écran de votre échographe en mode B affiche l'indication « 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 image (nombre d'image par seconde)

**13. La cadence image :**

- 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

**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 diminuée pour différencier des structures tissulaires d'échogénicité voisines 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

**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

**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<sup>2</sup>
- 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

**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

**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

**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 microconvexe (5-8 Mhz)
- C – Pour explorer la totalité du parenchyme splénique chez l'adulte, on utilise une sonde barrette haute fréquence (12-18 MHz)
- D – Pour explorer les contours hépatiques sous-cutanés 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)

**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  $I_0 = 10^{-1} \text{ W.cm}^2$  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)

**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

**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

**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

**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

**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, réglé par l'opérateur

**27. L'abaissement de la fréquence à l'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

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

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

- A – Il faut augmenter les PRF en mode Doppler couleur conventionnel
- B – Il faut passer du mode Doppler couleur conventionnel au mode Doppler énergie (ou 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

**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 prises 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

**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

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

- A – Produit des déformations mesurables de la structure traversée
- B – Possède un déplacement perpendiculaire à la direction de propagation
- C – Permet de déterminer le module de cisaillement du milieu
- 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 ait appliqué une correction d'angle)

**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 uniquement
- E – Une démodulation du flux indique toujours une perturbation hémodynamique en amont

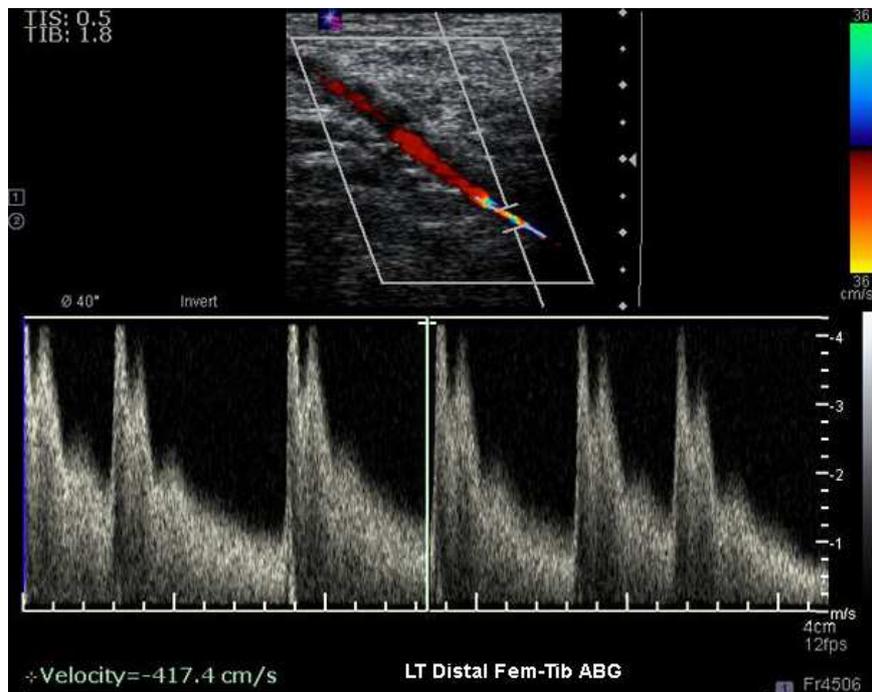
**36. L'effet thermique des ultrasons :**

- 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.

**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

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

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 artéfacts de diffraction en arrière des bords latéraux de la vésicule biliaire
- D – Des artéfacts de réverbération en arrière des extrémités de la vésicule biliaire
- E - Des artéfacts dont l'aspect peut être modifié si on modifie le gain

40. A propos de l'utilisation des produits de contraste ultrasonores :

- 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