

**CANADIAN
COLLEGE OF
PHYSICISTS IN
MEDICINE**



**LE COLLÈGE
CANADIEN
DES PHYSICIENS
EN MÉDECINE**

Examen de candidature au CCPM

Édition 13.0

**QUESTIONS DE PHYSIQUE MÉDICALE
POUR
L'EXAMEN D'ADHÉSION DES MEMBRES**

**Édition 13.0
Collège canadien des physiciens en médecine**

**CANADIAN
COLLEGE OF
PHYSICISTS IN
MEDICINE**



**LE COLLÈGE
CANADIEN
DES PHYSICIENS
EN MÉDECINE**

Examen de candidature au CCPM

Édition 13.0

Medical Physics Questions For
Membership Examination
(Edition 13.0)

Questions de physique médicale
pour l'examen d'adhésion des membres
(Édition 13.0)

Copyright © 2024 by the
Canadian College of Physicians
In Medicine

Copyright © 2024 par
Le Collège canadien des
physiciens en médecine



Les carnets d'examen du Collège canadien des physiciens en médecine sont autorisés par une licence [Creative Commons Attribution-non commerciale-Partage à l'identique 2.5 Canada](http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/ca/) (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/ca/>).

Available from the:

Canadian College of
Physicists in Medicine

Distribué par :

Le Collège canadien des
physiciens en médecine

Mike Sattarivand, PhD, FCCPM, DABR, PEng, CRPA(R)
CCPM Registrar / Greffier du CCPM
registrar@ccpm.ca

Édition électronique : ISBN : 0-9684873-3-5



AVANT-PROPOS DE LA TREIZIÈME ÉDITION

Voici la treizième édition de la banque de questions publiée pour l'examen d'adhésion au Collège canadien des physiciens en médecine (CCPM). Cet examen permet au CCPM de certifier que ceux qui réussissent l'examen écrit en quatre parties et l'examen oral en trois parties sont compétents dans leur sous-spécialité en physique médicale. Combiné au processus d'éligibilité pour l'examen, il s'agit d'un parcours exhaustif dans lequel un candidat s'engage.

Toutes les banques de questions ont été considérablement modifiées en 2015, et depuis, elles sont révisées sur une base annuelle. La banque de questions sur l'IRM a été mise à jour en 2016, celle de l'imagerie diagnostique en 2021, et celle de la médecine nucléaire en 2023. Plusieurs questions redondantes et/ou obsolètes ont été supprimées et remplacées par des questions actuelles et pertinentes; toutes les questions ont été réorganisées pour améliorer la clarté. Des changements mineurs ont été apportés à la présente version des questions de radio-oncologie. Notez qu'il est important de s'assurer que la bonne banque de questions est téléchargée lorsque la préparation de l'examen commence ! Depuis 1984, un travail considérable a été accompli pour produire une série de questions complète grâce au travail acharné des anciens examinateurs en chef : Ervin B. Podgorsak, Terry M. Peters, Gino Fallone, Ting-Yim Lee, Katharina E. Sixel, Michael D.C. Evans, Robert Corns, Boyd McCurdy, Renée Larouche, Alasdair Syme et Geneviève Jarry et à tous ceux qui les ont aidés.

Un guide de préparation existe maintenant et est affiché sur le site Web du CCPM. Ce guide présente des stratégies de gestion du temps et de l'information sur la longueur attendue pour les réponses à développement longues.

Le Collège souhaite remercier Alexandre Bourque, examinateur adjoint, ainsi que les nombreux bénévoles qui l'aident chaque année. Un merci spécial est adressé à Erin Niven et Marjorie Gonzalez, qui ont contribué à la révision complète de la banque de questions en médecine nucléaire.

Les candidats qui préparent leur examen et qui ont des commentaires sur la banque de questions sont invités à me contacter (chiefexaminer@ccpm.ca).

Bonne chance à tous les candidats,

Marcus Sonier
Abbotsford, BC, Canada
30 Septembre 2024



Ouvrages de référence suggérés pour la préparation de l'examen.

Les candidats ne doivent PAS présumer que les questions seront uniquement basées sur ces ouvrages de référence.

A: Radio-oncologie

1. The physics of radiation therapy: F. M. Khan; Williams and Williams, Baltimore.
2. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry: P.H. Attix; Wiley, New York.
3. The physics of radiology (Fourth Edition.): H.E. Johns and J.R. Cunningham; Charles C. Thomas, Springfield Ill.
4. Modern technology of radiation oncology: J. Van Dyk (Editor); Medical Physics Publishing, Madison Wisconsin.
5. Radiation physics for medical physicists: E.B. Podgorsak; Springer, New York.
6. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students: E.B. Podgorsak (Editor); IAEA, Vienna.
7. Radiobiology for the radiobiologist: E.J. Hall; Lippincott Williams & Wilkins, New York.
8. Publication 103 de la CIPR: The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection: The International Commission on Radiological Protection, New York, 2007
9. NCRP report 147: Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities: National Council on Radiation Protection and Measurements; Bethesda MD.
10. NCRP report 151: Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facilities: National Council on Radiation Protection and Measurements; Bethesda MD.
11. Codes de pratique du contrôle de la qualité technique du PCQR, <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique/>
12. Publication 112 de la CIPR: Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies, The International Commission on Radiological Protection; New York, 2009

B: Radiologie diagnostique

1. Physics of radiology (2nd Ed.): A. Wolbarst, Medical Physics Publishing, Madison, WI; 2005
2. Review of Radiological Physics (3rd Ed.): W. Huda, R.M. Slone; Lippincott Williams & Wilkins; 2010
3. Essential Physics of Medical Imaging (2nd Ed.): J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.M. Boone; Lippincott Williams & Wilkins; (2001)
4. Medical Imaging Signals and Systems: J.L. Prince, J. Links; 2005
5. Medical Imaging Physics (4th Ed.): W.R. Hendee, E.R. Ritenour; Wiley-Liss; 2002
6. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications (2nd Ed.): W.A. Kalender; Wiley-VCH; 2006
7. Ultrasound Physics and Instrumentation (4th Ed): W.R. Hedrick, D.L. Hykes, D.E. Starchman; Mosby; 2004
8. Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment. Prepared by the Safety Group of the British Medical Ultrasound Society Ultrasound 2010; 18: 52–59.
9. Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. International Standard IEC 62220-1



C: Médecine nucléaire

1. Physics in nuclear medicine (4th Ed): S.R. Cherry, J.A. Sorenson and M.E. Phelps; W.B. Saunders, Philadelphia; 2012
2. Nuclear medicine physics: L.E. Williams (Ed); CRC Press, Boca Raton.
3. The physics of radiology (4th Ed.): H.E. Johns and J.R. Cunningham; Charles C. Thomas, Springfield Ill.
4. Introductory physics of nuclear medicine, R. Chandra; Lea & Febiger, Philadelphia.
5. Radiation detection and measurement, G. F. Knoll; John Wiley and Sons, Third Edition, 2000.
6. Basic science of nuclear medicine, R.P. Parker, P.H.S. Smith, D.M. Taylor; Churchill Livingstone, New York.

D: Résonance magnétique

1. Nuclear magnetic resonance imaging in medicine and biology: P.G. Morris; Oxford University Press, Oxford.
2. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design, R.W. Brown, YN Cheng, E.M. Haacke M.R. Thompson, and R. Venkatesan, A. John Wiley & Sons, 2014.
3. In vivo NMR Spectroscopy: principles and techniques, R. A. de Graaf, John Wiley and Sons, 2007.
4. Questions and answers in magnetic resonance imaging, Second Edition, A.D. Elster and J. H. Burdette, Mosby, 2001.
5. Handbook of MRI pulse sequences, M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou, Elsevier Academic Press, 2004.
6. MRI: Basic Principles and Applications (4th Ed.); M.A. Brown, R.C. Semelka; Wiley-Blackwell; 2010
7. Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective, Z.P. Liang and P.C. Lauterbur, Wiley-IEEE, 1999



Section D : Spécialisation en résonance magnétique

Vous devrez répondre à **QUATRE** questions de la Partie III et à **QUATRE** questions de la Partie IV. Deux heures et demie sont allouées au total pour répondre aux deux séries de questions. Les parties III et IV sont notées chacune sur 100 %.



PARTIE III SPÉCIALITÉ D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

1. Discutez brièvement ou définissez les termes suivant tels qu'ils s'appliquent à la résonance magnétique nucléaire (RMN):
 - (a) rapport gyromagnétique
 - (b) Équation de Larmor
 - (c) T1
 - (d) T2
 - (e) Signal de précession libre (« FID »)
 - (f) impulsions π et $\pi/2$
 - (g) déplacements chimiques
 - (h) champ magnétique local
 - (i) interaction dipôle-dipôle
 - (j) gradient de champ magnétique
2. Discutez la distribution de Boltzmann dans son application à la RMN du proton. Quelle est la population en excès du niveau inférieur de Zeeman des protons dans un verre d'eau à température ambiante placé dans un aimant 1,5 T ? Quelle est la température de spin d'un solide immédiatement après une impulsion π ? Quelle est la température de spin d'un solide immédiatement après une impulsion $\pi/2$?
3. Définissez le référentiel en rotation. Montrez que le champ magnétique efficace résultant d'un champ H_0 stationnaire orienté selon z et d'un champ de radiofréquence (RF) H_1 est indépendant du temps dans le référentiel en rotation. Quel est le champ efficace si le champ RF est réglé à la fréquence de résonance ?
4. Exposez et discutez les équations phénoménologiques de Bloch (dans le référentiel du laboratoire) pour l'aimantation macroscopique en présence d'un champ magnétique appliqué.
5. Définissez le temps de relaxation longitudinale ou spin-réseau T1 et le temps de relaxation transversale ou spin-spin T2. Montrez les séquences d'impulsions les plus souvent utilisées pour mesurer ces paramètres dans un système de RMN *in vitro*.
6.
 - (a) Donnez les temps typiques T1 et T2 (mesurés à 1,5 T) pour :
 - (i) l'eau distillée libre
 - (ii) la matière grise
 - (iii) la matière blanche
 - (iv) un tissu dur tel que l'os.
 - (b) Décrivez brièvement l'effet de l'ajout d'une petite quantité de sulfate de cuivre sur les T1 et T2 de l'eau pure. Quel l'impact de la concentration du sulfate de cuivre?
 - (c) Que signifie le terme relaxation multi-exponentielle (faites un dessin)? Selon vous, quel milieu, parmi les milieux ci-dessus, présenterait un comportement de relaxation multi-exponentielle? Pourquoi?



7. Tracez la dépendance des temps de relaxation transversale et longitudinale sur le temps de corrélation pour de l'eau pure en supposant un mécanisme isotrope de relaxation par la réorientation (c'est-à-dire montrez la courbe BPP pour la relaxation intramoléculaire de l'eau pure). Identifiez trois régimes avec $\omega_0\tau \ll 1$, $\omega_0\tau \approx 1$ et $\omega_0\tau \gg 1$. Discutez de la dépendance de T1 et T2 sur la force du champ magnétique (la dispersion du temps de relaxation) dans chacun de ces régimes.
8. Discutez du modèle d'échange rapide entre deux états pour la relaxation des tissus. Quels sont ces deux « états » que l'on considère en situation d'échange ? Quel état domine la relaxation tissulaire ? Discutez ce point par rapport à la dispersion observée de la relaxation tissulaire. De quelle manière serait modifiée la relaxation observée si l'échange entre les deux états était lent ?
9. Habituellement, la mesure de la décroissance du signal de précession libre (« FID ») n'est pas suffisante pour déterminer le temps de relaxation transversale (spin-spin) d'un tissu.
 - (a) Expliquez pourquoi ?
 - (b) De quelle manière les séquences d'écho de spin corrigent ce problème ?
 - (c) Dessinez l'évolution de l'aimantation au cours d'une séquence $90^\circ - \tau - 180^\circ$ pour illustrer leur utilisation.
 - (d) Qu'est-ce que la séquence de Carr Purcell (CP) ?
 - (e) Qu'est-ce que la modification de Meiboom-Gill de la séquence CP et en quoi est-ce une amélioration de la séquence de Carr-Purcell ?
 - (f) Quel est le problème posé par les mesures CPMG lorsque l'espacement entre les impulsions à 180° est inférieur à $T2^*$?
10. Des agents paramagnétiques peuvent être utilisés comme produits de contraste pour la relaxation des tissus. Décrivez tous les termes et constantes que vous utilisez dans votre présentation.
 - (a) Par quel mécanisme agissent ces agents ?
 - (b) Les centres paramagnétiques sont des puits dominants de relaxation pour seulement un très petit volume entourant ces centres ; pourquoi la relaxation de tout le tissu est-elle perturbée ?
 - (c) Donnez l'équation du taux de relaxation longitudinale ou spin-réseau (T1) d'une solution aqueuse contenant un sel paramagnétique.
11. Les temps de relaxation mesurés *in vitro* par des spectromètres de RMN pour la physique et *in vivo* par des systèmes d'IRM sont souvent différents. Montrez que le signal observé dans une image pondérée en T2 typique est une fonction de plusieurs paramètres de relaxation de la RMN et de paramètres d'imagerie. Discutez d'autres facteurs pouvant affecter une mesure T1 ou T2 en IRM (par exemple, les impulsions RF, les gradients de champs, etc.).



12. Il a été suggéré que le temps de relaxation longitudinale spin-réseau dans le référentiel tournant ($T1\rho$) pourrait fournir un meilleur contraste en IRM. En quoi $T1$ et $T1\rho$ sont-ils différents? Quelle séquence d'impulsions est utilisée pour une mesure $T1\rho$? Discutez les limites possibles de l'IRM pour ce qui concerne la puissance RF et le taux d'absorption spécifique (SAR).
13. Discutez brièvement ou définissez les termes suivant se rapportant à la spectroscopie RMN.
- | | |
|-------------------------------------|------------------------------------|
| (a) impulsion dure | (f) ppm |
| (b) couplage spin-spin | (g) Transformation de Fourier |
| (c) sensibilité d'un noyau à la RMN | (h) norme de référence |
| (d) découplage des protons | (i) saturation du volume extérieur |
| (e) modification spectrale | (j) transfert de polarisation |
14. La mise en œuvre de la spectroscopie du ^{31}P à haute résolution sur les tissus vivants a été une grande réussite. Discutez certaines caractéristiques de ce noyau particulier et le spectre du ^{31}P (par exemple, sensibilité à la RMN, élargissement du pic, déplacements chimiques, structure spectrale, etc.), qui rendent la spectroscopie par RMN du ^{31}P intéressante. Comparez ces caractéristiques avec celles de la spectroscopie par RMN des protons. Dessinez un spectre ^{31}P typique du muscle en nommant les différents pics ; indiquez leurs déplacements chimiques.
15. Le déplacement chimique d'un pic de phosphate inorganique peut servir à déterminer le pH interne d'un tissu. Discutez la base chimique de cette technique (en termes d'échange chimique entre les espèces de phosphates organiques) et la mesure quantitative du pH.
16. Discutez UN des aspects pratiques associés à la mise en œuvre et à l'interprétation de la spectroscopie par RMN *in vivo* et *in vitro*.
- L'utilisation de l'effet nucléaire Overhauser (« NOE ») pour augmenter l'intensité du signal dans la spectroscopie par RMN.
 - Les problèmes de maintien de l'état métabolique dans des études sur des tissus réséqués. Donnez un exemple spécifique avec sa solution.
 - Les problèmes de localisation des volumes d'intérêt dans la spectroscopie par RMN *in vivo* (par exemple, la détermination du volume sondé, la reproductibilité pour le suivi des patients, etc.).



17. Discutez des avantages et inconvénients de la spectroscopie RMN du ^{13}C par rapport à celle du ^1H *in vivo*. La faible abondance naturelle du ^{13}C peut être exploitée pour étudier les voies métaboliques *in vivo* par l'acquisition des spectres RMN du ^{13}C après la perfusion d'un substrat marqué au ^{13}C . Dessinez le spectre RMN du ^{13}C en découplage des protons pour une gamme de 25 ppm à 35 ppm, acquis dans un cerveau humain environ une heure après le début d'une perfusion de glucose marqué au $[1-^{13}\text{C}]$. Supposez l'absence de localisation spatiale et ignorez les signaux lipidiques provenant du cuir chevelu. Étiquetez tous les pics et leurs déplacements chimiques. Dessinez et étiquetez une séquence d'impulsions qui pourrait être utilisée pour obtenir le spectre. Quel matériel particulier serait nécessaire pour cette procédure? Commentez toute question de sécurité associée à la séquence.
18. Considérant que le métabolisme des néoplasies est différent de celui des tissus normaux, on a suggéré que la spectroscopie par RMN peut être utilisée pour le suivi du traitement du cancer. Discutez certaines différences existant dans le spectre des protons entre un tissu cérébral normal et un tissu cérébral cancéreux. Dessinez quelques exemples. Décrivez quelques-uns des changements de spectres suite à une radiothérapie.
19. Dessinez une séquence d'écho de spin pouvant servir à mesurer la diffusion de l'eau. Étiquetez tous les composants et chronométrages pertinents. Qu'est ce que le facteur de gradient? Expliquez comment on peut déterminer le coefficient de diffusion apparente à partir des mesures acquises avec la séquence. Que signifient diffusion isotropique et diffusion anisotropique? Pour chacune, donnez un exemple de structure anatomique présentant ce type de diffusion. De quelle manière détermineriez-vous qu'une structure est anisotropique avec la séquence décrite?
20. Discutez les aspects suivants de la SRM (spectroscopie par RMN) *in-vivo* :
- La localisation spatiale des signaux de SRM par rapport à certains paramètres des antennes de surface. (par exemple, l'homogénéité de 1H).
 - Les difficultés de quantification des spectres de SRM *in vivo*.
 - Les problèmes cliniques associés à l'utilisation de la SRM pour le suivi de la réponse au traitement des patients?
21. Des noyaux autres que les protons sont couramment utilisés dans les expériences de RMN et ont été envisagés pour des mesures *in vivo*. Pourquoi certains noyaux ont-ils des moments magnétiques alors que d'autres n'en ont pas? Illustrez votre réponse en donnant un exemple de noyau ayant un nombre quantique de spin $I = 1$. Donnez le nombre quantique de spin et le rapport gyromagnétique des électrons libres; décrivez les raisons pour lesquelles il est plus difficile d'effectuer des expériences de RM *in vivo* sur des électrons plutôt que sur les noyaux habituels.



22. Complétez le tableau suivant avec des données pour au moins cinq noyaux supplémentaires qui pourraient être utiles *in vivo*. Combinez les trois colonnes du milieu pour estimer la sensibilité de détection pour un champ magnétique constant par rapport aux protons (= 1,0). Dressez une liste des applications pour chaque noyau (non limitée aux concentrations endogènes).

Noyau	Spin I	γ [10^6 rad/s/T]	Abondance naturelle [%]	Sensibilité relative
^1H	$\frac{1}{2}$	267,52	99,9844	1

23. Dessinez les spectres de proton acquis *in vivo* à partir de tissus prostatiques sain et cancéreux. Étiquetez les pics et leurs déplacements chimiques. Une séquence PRESS (« Point RESolved Spectroscopy ») avec des temps d'écho optimisés peut être utilisée pour obtenir un signal localisé dans l'espace à partir de la prostate. Dans quel but les temps sont-ils optimisés? Discutez les défis associés à la spectroscopie *in vivo* de la prostate par rapport à celle du cerveau. Comment peut-on relever ces défis?
24. Décrivez en détail une séquence d'impulsions qui permettrait d'obtenir le spectre RMN du ^{31}P à partir d'un volume d'uniquement 2 cm^3 dans le cerveau. Dessinez une séquence d'impulsions typique qui pourrait être utilisée pour atteindre cet objectif. Discutez les limites de cette démarche.
25. Expliquez la nature de l'aspect du sang circulant perpendiculairement dans une coupe simple avec les séquences suivantes (sans compensation pour le débit) :
- TR long, TE long, écho de spin
 - TR long, TE court, écho de spin
 - TR long, TE long, écho de gradient
 - TR court, TE court, écho de gradient
- Expliquez de quelle manière les images changeraient avec l'utilisation de séquences à débit compensé.
26. Décrivez les artéfacts que vous pourriez observer à cause des pulsations sanguines dans les séquences suivantes et discutez deux méthodes qui pourraient être utilisées pour minimiser ces effets.
- TR long, TE long, écho de spin
 - TR long, TE court, écho de spin
 - TR long, TE long, écho de gradient
 - TR court, TE court, écho de gradient



27. Décrivez les techniques utilisées pour réaliser DEUX des trois tâches suivantes. Vous pouvez envisager des acquisitions en 3-D.
- imagerie 3-D sélective qualitative des artères carotides dans le cou.
 - imagerie en contraste de phase des vaisseaux cérébraux.
 - imagerie quantitative de débit de l'aorte.
28. Décrivez, en vous aidant de diagrammes temporels, en utilisant comme exemple une technique par écho de spin, pour l'imagerie par RMN par la transformation de Fourier bidimensionnelle. Dessinez la trajectoire dans l'espace k.
29. Dessinez l'impulsion RF et les formes d'onde de gradient pour les techniques d'imagerie suivantes :
- saturation-récupération (saturation partielle)
 - IR (inversion-récupération)
 - écho de gradient
 - écho de spin turbo
 - écho de gradient avec état d'équilibre et gradients équilibrés ("balanced steady-state free precession")
30. Pour chacune des techniques i–v dont la liste suit, indiquez si, et comment, un bon contraste peut être obtenu entre des tissus de
- T1 différents;
 - T2 différents;
 - différentes densités de protons
 - saturation-récupération (saturation partielle)
 - IR (inversion-récupération)
 - écho de gradient
 - écho de spin turbo
 - écho de gradient avec état d'équilibre et gradients équilibrés ("balanced steady-state free precession")
31. Décrivez l'effet BOLD qui est exploité pour l'imagerie fonctionnelle du cerveau en IRM et décrivez une séquence d'imagerie qui est sensible à cet effet.
32. Expliquez la distribution du champ magnétique d'un aimant d'IRM. Donnez les dimensions typiques des lignes de champ pour un aimant d'IRM corps entier non blindé de 1,5 T. Décrivez deux méthodes pouvant être utilisées pour réduire les dimensions du champ et discutez les avantages et inconvénients de chaque méthode.



33. Dressez une liste des principaux effets du champ magnétique d'un système d'imagerie par RM sur l'environnement immédiat.
34. Discutez l'importance du blindage RF de la salle de l'aimant. Quelle est la plage de fréquences qui doit être analysée? Quelles précautions doivent être observées lors de la conception d'une pièce blindée contre les RF? Quelle est une valeur appropriée de l'efficacité de blindage des RF pour l'IRM et comment est-elle mesurée?
35. L'imagerie par RM et la spectroscopie in-vivo nécessitent des niveaux différents d'homogénéité de champ et de stabilité dans le temps. Discutez les besoins en ce qui concerne l'imagerie corporelle (taille du champ 400 mm, matrice de 256x256) et la spectroscopie, toutes deux effectuées à l'aide d'un aimant de 1,5 tesla. Décrivez les méthodes qui pourraient être utilisées pour atteindre les niveaux d'homogénéité ci-dessus dans chacun des cas.
36. Comparez et indiquez ce qui oppose les directives canadiennes et internationales sur la protection de la santé dans le domaine, concernant :
- (a) Le champ statique B_0 maximum
 - (b) Le taux maximum de changement de ce champ,
 - (c) L'échauffement moyen maximum dû à l'absorption de l'énergie de radiofréquence pour l'imagerie de la tête et du corps.
 - (d) La pression acoustique maximum.
37. Discutez les risques potentiels pour un patient chez qui la présence d'objets métalliques n'a pas été correctement dépistée avant son entrée dans la salle de l'aimant d'IRM. Quel est le problème potentiel encouru par un patient ayant
- (a) Un clip pour anévrisme,
 - (b) Une prothèse de hanche métallique,
 - (c) Des boucles d'oreille ?
38. Discutez certaines des limites imposées à l'IRM comme appareil d'imagerie, en raison du puissant champ magnétique régnant dans et autour de l'aimant. Dressez une liste des appareils qui ne fonctionneront pas de façon satisfaisante dans un tel champ.
39. Décrivez le mécanisme d'extinction (« quench ») d'un aimant; les précautions qui doivent être prises pour éviter la survenue d'un tel événement et la procédure d'évacuation du patient dans le cas où cet événement surviendrait pendant un examen.



40. Soit $B_1(t) = A \times \Lambda\left(\frac{t-0.5\tau}{0.5\tau}\right)$, où la fonction du triangle $\Lambda(t)$ est définie par

$$\Lambda(t) = \begin{cases} 1 - |t| & \text{for } |t| < 1 \\ 0 & \text{otherwise (pour/sinon)} \end{cases}$$

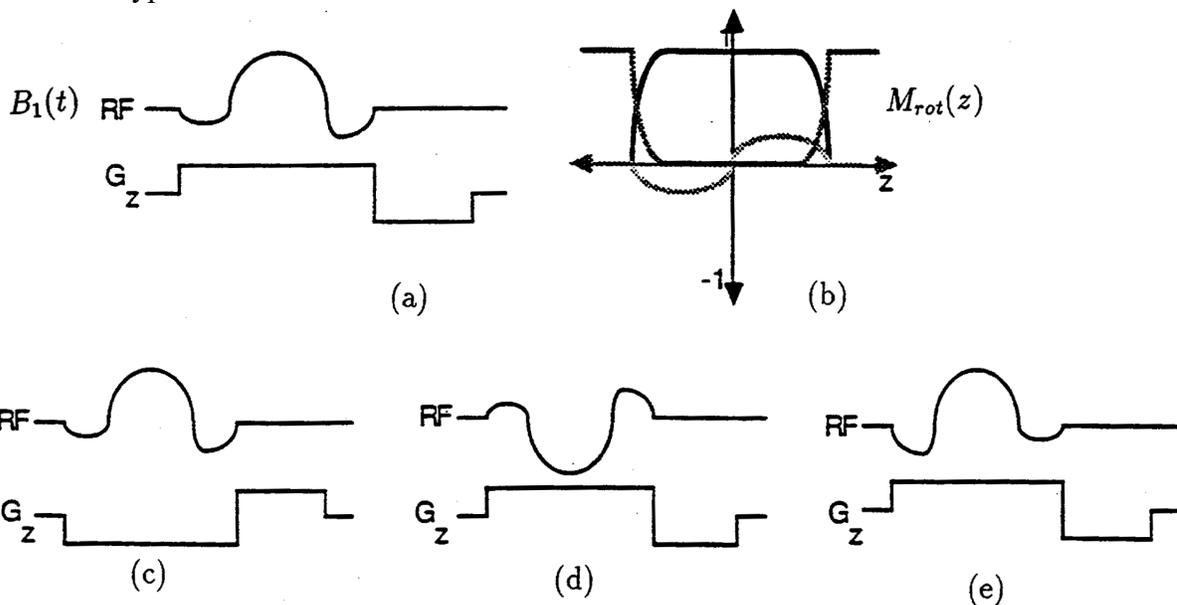
Si B_1 est appliqué en présence d'un gradient de champ magnétique appliqué dans la direction z , G_z , dérivez une équation pour l'aimantation transversale au moment τ utilisant la solution d'un petit angle de bascule.

41. Considérez une excitation non sélective dans laquelle une impulsion constante d'amplitude B_1 et de durée τ est appliquée en présence de B_0 uniquement. Si la fréquence d'excitation ω n'est pas exactement réglée sur ω_0 (i.e. $\omega \neq \omega_0$), déterminez la puissance de l'aimantation transversale résultante au moment τ . Utilisez la solution d'un petit angle de bascule basée dans le référentiel tournant à la fréquence d'excitation ω_0 .
42. Discutez de l'utilisation des impulsions de saturation associées à une séquence IF (« inflow ») angiographique de RM pour éliminer les signaux provenant du sang veineux dans le cou. Dessinez une séquence (RF et gradients) qui aurait l'effet désiré.

43. Considérez l'impulsion d'excitation sélective $B_1(t)$ tracée ci-dessous dans la Figure (a). Elle est appliquée le long de x - et en présence de G_z . Les composantes de la distribution $M_{rot}(z)$ après l'impulsion d'excitation sont tracées dans la Figure (b). Reproduisez le graphique de la Figure (b) et étiquetez les trois composants qui sont montrés.

Pour les excitations sélectives montrées dans les Figures (c), (d) et (e) ci-dessous, dessinez les composantes $M_x^p(z)$, $M_y^p(z)$, $M_z(z)$ de la distribution résultante $M_{rot}(z)$. Bien que l'angle de bascule soit clairement de 90° , utilisez néanmoins l'approximation d'un petit angle de bascule.

Commentez, pour chacun de ces trois cas, en indiquant si les résultats resteraient vrais si l'approximation de petit angle (qui permet l'analyse de Fourier de l'impulsion) n'avait pas été utilisée en hypothèse.



44. Solutionnez l'équation (différentielle) de Bloch pour la composante longitudinale de l'aimantation ($M_z(t)$) en supposant la condition générale initiale $M_z(0)$.



45. Considérez deux matériaux A et B ayant le même M_0 mais avec des constantes de temps de relaxation qui sont, respectivement, $(T1A, T2A)$ et $(T1B, T2B)$. Soit $\Delta S_{xy} = M_{xy}^a(t) - M_{xy}^b(t)$ la différence de magnétisation transversale et $\Delta S_z(t) = M_z^a(t) - M_z^b(t)$ la différence de magnétisation longitudinale. Supposez une excitation de 90° .
- Trouvez une équation pour le temps qui maximise ΔS_{xy} .
 - Trouvez une équation pour le temps qui maximise ΔS_z .
 - Évaluez les équations des parties (a) et (b) si les deux matériaux sont la matière blanche et la matière grise du cerveau. (Spécifiez les valeurs approximatives de T1 et T2 pour la force du champ que vous utilisez comme hypothèses dans ces calculs).

46. Discutez l'effet, dans le contexte de l'imagerie protonique, du déplacement chimique sur l'aspect d'une image typique. Indiquez les différentes procédures pouvant être utilisées pour minimiser ou éliminer ses effets.

47. Décrivez une méthode permettant d'isoler un volume cubique dans le cerveau à partir duquel il soit possible d'obtenir un spectre de RMN. Dessinez une séquence d'impulsions typique qui pourrait être utilisée pour atteindre cet objectif.

48. Discutez les modifications à apporter à une séquence d'impulsions standard d'imagerie qui permettrait d'obtenir une image spectroscopique d'un plan. Décrivez les limites de l'imagerie spectroscopique.

49. Supposez que la distribution de la magnétisation $m(x,y)$ excitée dans un plan à $z = z_0$ soit $m_0 \cdot \text{rect}(x/x_0, y/y_0)$, où

$$\text{rect}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{pour } |x| < 0.5 \text{ et } |y| < 0.5 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

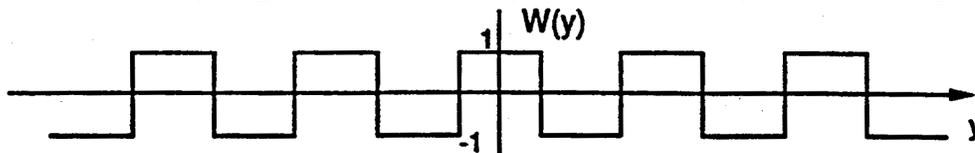
Pour une séquence de projection-reconstruction avec une acquisition radiale du centre vers la périphérie de l'espace k recueillant un signal $s(t)$ de précession libre (FID), écrivez une équation générale pour $s(t)$ quand $G_x = G_{x0}$, $G_y = G_{y0}$. Si $X = Y$, prédir le signal de précession libre $s(t)$ pour $G_x = G_y = G \frac{\sqrt{2}}{2}$.

50. Supposez que la distribution de la magnétisation $m(x,y)$ excitée dans un plan à $z = z_0$ soit $m_0 \cdot \text{rect}(x/x_0, y/y_0)$, où

$$\text{rect}(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{pour } |x| < 0.5 \text{ et } |y| < 0.5 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

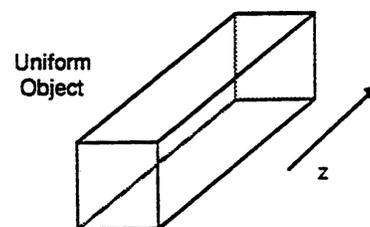
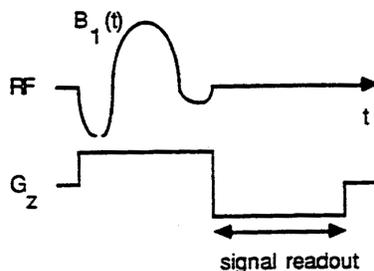
Déterminez le signal $s(t)$ de précession libre (FID) pour la séquence TF2D(acquisition cartésienne dans l'espace k pour k_x positif ou négatif seulement) quand G_y est allumé pendant t_y secondes avant la lecture. Pour quelle(s) valeur(s) de t_y , $s(t)$ est-il égal à 0? Expliquez pourquoi, du point de vue du domaine objet, $s(t) = 0$.

51. Dans les séquences d'imagerie à acquisition cartésienne TF2D le plus souvent utilisées, est-ce l'intensité du gradient G_y ou sa durée t_y qui est incrémenté pour réaliser l'encodage de phase ? Pourquoi préfère-t-on l'un(e) à l'autre ? Décrivez et expliquez les artéfacts d'imagerie et les autres limites que vous pourriez rencontrer si le mauvais choix était fait.
52. Considérez la situation hypothétique d'une séquence d'imagerie TF2D modifiée dans laquelle l'objet 2D est décomposé dans une direction selon ses composants Hadamard et pas selon ses composants de fréquence spatiale (Fourier). Un tel facteur de pondération $W(y)$ est décrit ci-dessous. Un champ de gradient linéaire ne peut évidemment pas produire $W(y)$.

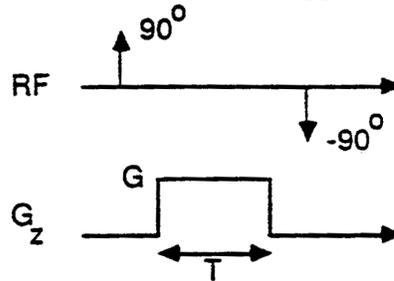


Représentez la fonction $C(y)$ d'un champ magnétique (appliqué en plus de B_0) qui aboutira au facteur de pondération spatiale $W(y)$. Si $C(y)$ est appliqué pendant un temps t_y , trouvez une équation pour l'amplitude de ce champ. Y a-t-il d'autres amplitudes possibles ? Si vous imagez des protons et que $t_y = 1 \text{ ms}$, trouvez une valeur pour l'amplitude de $C(y)$.

53. L'imagerie tridimensionnelle est habituellement réalisée avec un encodage de phase dans deux directions et un encodage de fréquence dans la troisième. Décrivez une séquence qui effectue un encodage de fréquence dans la direction x ; un encodage de phase dans la direction y et un encodage Hadamard dans la direction z en utilisant des gradients linéaires standards. Incluez les amplitudes relatives et les formes entre autres des gradients et des impulsions RF.
54. Une impulsion RF $B_1(t)$ en présence de G_z excite une coupe d'un objet uniforme (voir ci-dessous). Immédiatement après l'excitation, le gradient de la coupe sélectionné est commuté de $+G_z$ à $-G_z$ et un signal est enregistré. Dessinez le signal résultant qui est observé durant l'intervalle $-G_z$. Supposez une excitation d'un petit angle de bascule. Justifiez votre graphique par une explication ou une équation et décrivez une application possible de cette séquence.



55. Une impulsion 90° non sélective appliquée le long de x - excite un objet uniforme. À la suite de cette excitation, il y a une impulsion de gradient G_z d'amplitude G et de durée T . Puis, une impulsion -90° non sélective le long de x - est appliquée. Représentez graphiquement le $M_z(z)$ résultant après cette séquence. Ignorez les effets T_2 et supposez $\omega = \omega_0$.

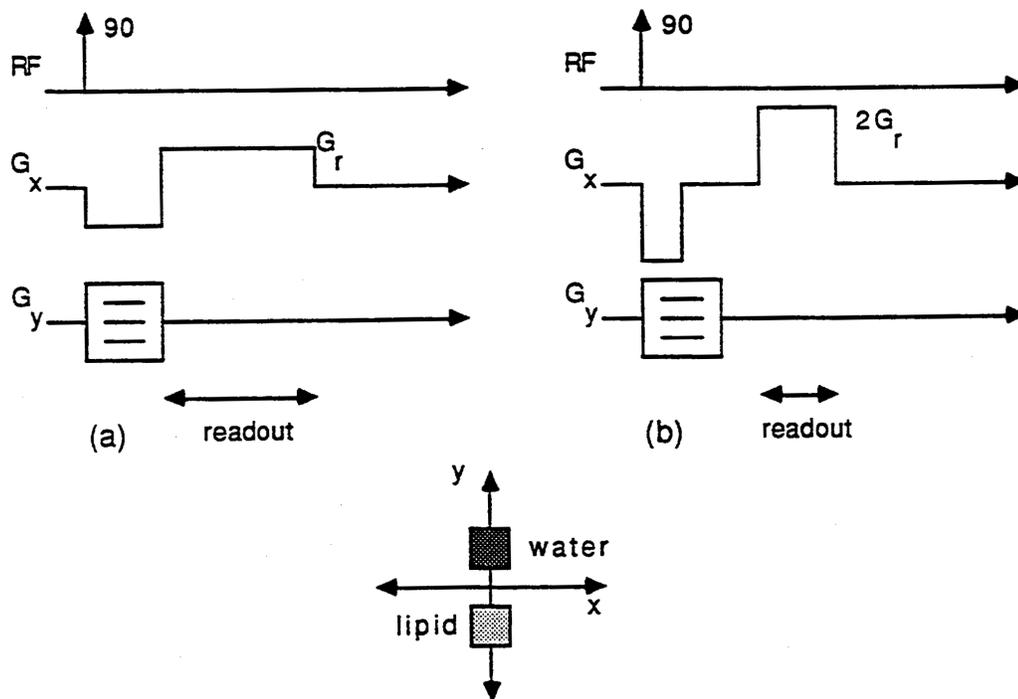


56. Une image 2-D par transformé de Fourier est habituellement décrite en termes de *gradients d'encodage de fréquence* et de *gradients d'encodage de phase*. En utilisant la formulation de l'espace \mathbf{K} , discutez comment ces deux gradients réalisent concrètement une fonction d'encodage de phase. Exposez les rapports entre l'échantillonnage dans l'espace k , le champ de vue et la résolution de l'image.
57. Décrivez un double écho de spin (c.-à-d. en utilisant une séquence d'impulsions TF2D 90° - 180° - 180°). Concevez la séquence de telle façon que l'image du 1^{er} écho corresponde à $TE_1 = 40$ ms et l'image du 2^{ième} écho corresponde à $TE_2 = 100$ ms. Utilisez un intervalle constant d'encodage de phase de 4 ms et pour chaque acquisition d'écho, utilisez un intervalle de gradient de lecture de 8 ms centré autour de l'écho. Dessinez un graphique en fonction du temps et tracez la trajectoire de l'espace k pour cette séquence. Quelles sont les intensités de gradient requises pour l'encodage de phase et de lecture pour obtenir une taille de pixel de 1 mm dans les directions x et y dans l'image reconstruite ?
58. Considérez une impulsion d'excitation RF constante de durée τ , réglée sur la fréquence de résonance de l'eau. À $B_0 = 1,5T$, déterminez la plus petite valeur de τ telle que la graisse ne soit pas excitée. Supposez une approximation de petit angle de bascule. En utilisant cette valeur de τ quelle est la force RF B_1 qui produit un angle de bascule de 90° ? Sur quelle base physique repose cette technique de suppression du gras ?
59. Discutez le principe de la technique d'écho de spin Turbo (ou Fast) (TSE). Décrivez de quelle manière des images pondérées en T_1 , T_2 et en densité de protons sont obtenues grâce à cette approche. Commentez les différences qui pourraient être observées en comparant les images TSE avec les images habituelles SE.



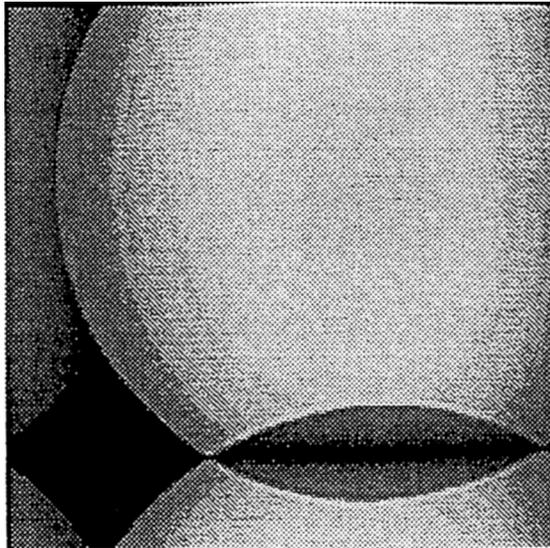
60. Considérant une séquence d'écho de spin de saturation-récupération avec un TE donné, trouvez une équation pour le TR qui maximise la différence de signal entre le tissu A et le tissu B. D'une manière générale, le tissu A a $T1 = T1A$, $T2 = T2A$, et le tissu B a $T1 = T1B$, $T2 = T2B$. Supposez qu'ils ont tous deux la même densité de protons et que $TR \gg TE$ et $TR \gg T2$. Calculez le TR qui maximise la différence de signal entre la matière blanche cérébrale et la matière grise à 1,5 T. Soit $TE = 20$ ms.
61. Considérant une séquence d'écho de spin de saturation-récupération avec un TR donné, trouvez une équation pour le TE qui maximise la différence de signal entre le tissu A et le tissu B. D'une manière générale, le tissu A a $T1 = T1A$, $T2 = T2A$, et le tissu B a $T1 = T1B$, $T2 = T2B$. Supposez qu'ils ont tous deux la même densité de protons et que $TR \gg TE$ et $TR \gg T2$. Calculez le TE qui maximise la différence de signal entre la matière blanche cérébrale et la matière grise à 1,5 T. Soit $TR = 3000$ ms.
62. Le Dr. T. affirme que dans une séquence d'écho de spin TF2D, l'amplitude du signal est à son maximum au temps TE, le centre de l'écho de spin, pour chaque niveau d'encodage de phase. Le Dr. C. indique que l'amplitude maximum du signal est au centre de l'écho de spin quand le gradient d'encodage de phase est zéro, mais qu'elle n'est pas nécessairement au centre pour les autres niveaux d'encodage de phase. Discutez la validité de ces affirmations. Vous pouvez utiliser des preuves, une démonstration de physique, des exemples, etc. Ignorez la décroissance T2.

63. L'objet montré ci-dessous comprend des flacons carrés d'eau et de lipides de 1 cm par 1 cm. Deux images sont acquises ; la première avec la séquence (a) et la seconde avec la séquence (b). Le TE est le même pour les deux séquences. Dessinez l'image résultante lorsque l'on soustrait l'image 1 de l'image 2. Supposez que la fréquence de l'eau est en-résonance et que l'échelle de chaque image est à son maximum.



64. Dessinez les trajectoires 2D dans l'espace k pour les durées de gradient suivantes :
- $G_x(t) = At$; $G_y(y) = A$
 - $G_x(t) = A\cos(2\pi ft)$; $G_y(y) = A\sin(2\pi ft)$
 - $G_x(t) = A\cos(2\pi 2ft)$; $G_y(y) = A\sin(2\pi ft)$
65. Considérez l'acquisition spiralee en une répétition sur un carré. Dessinez un graphique annoté en fonction du temps montrant les amplitudes des gradients appliquées et la trajectoire résultante dans l'espace k . Supposez les excitations parfaites. Reliez le champ de vue et la résolution de l'image aux amplitudes et aux durées des gradients.

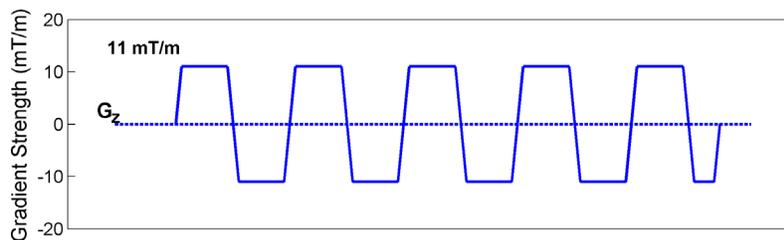
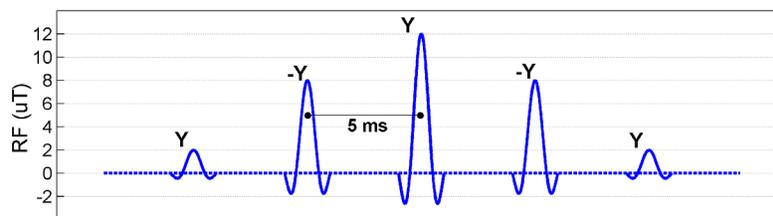
66. Examinez la région de chevauchement dans l'image de repliement ci-dessous. Proposez des explications sur les raisons pour lesquelles un chevauchement survient et pourquoi l'intensité des images dans la zone de chevauchement s'additionne, pour donner à une plus faible intensité du signal.



67. Considérez une séquence à quatre impulsions $\alpha_1 - \tau_1 - \alpha_2 - \tau_2 - \alpha_3 - \tau_3 - \alpha_4$.
- Quel est le nombre maximum de signaux d'échos pouvant être générés ?
 - Quel est le nombre minimum de signaux d'échos pouvant être générés ?
 - Dérivez les conditions pour que a) et b) surviennent.
68. Dessinez un graphique de phase étendu pour les séquences d'excitation suivantes et discutez combien d'échos sont générés dans chacun.
- $90^\circ - \tau - 90^\circ - 2\tau - 90^\circ$
 - $90^\circ - \tau - 90^\circ - 1,5\tau - 90^\circ$
 - $90^\circ - \tau - 90^\circ - 0,5\tau - 90^\circ$
 - $45^\circ - \tau - 90^\circ - 2\tau - 90^\circ$
 - $45^\circ - \tau - 180^\circ - 2\tau - 180^\circ$



69. En supposant que la séquence suivante a été appliquée à un patient, décrivez comment l'excitation résultante serait distribuée et expliquez comment la distribution serait atteinte. La largeur du lobe central de chaque fonction sinus cardinal trilobée est 1 ms. Ne tenez pas compte des effets de relaxation. Quel angle de basculement maximum peut-il être atteint ? Décrivez quelles applications pratiques cette séquence ou ce type de séquence peut avoir.



Note : $\int_{-2\pi}^{2\pi} \text{sinc}(x) \approx 2.84$

70. Identifiez et discutez les deux approches globales d'imagerie parallèle en considérant l'encodage et la reconstruction. Donnez un exemple de chacune ainsi que tous les avantages et inconvénients associés. Énumérez des régions anatomiques ou des scénarios d'imagerie pour lesquels l'une des méthodes serait préférable à l'autre et expliquez pourquoi.



71. Considérez une séquence d'écho de spin turbo plausible avec les paramètres suivants :

- $TR = 5 \text{ s}$
- $TE \text{ effectif} = 75 \text{ ms}$
- Angle de bascule = 90°
- Longueur du train d'écho ("ETL") = 8
- Nombres de coupes = 32 (maximum pour $TR = 5 \text{ s}$)
- Épaisseur de coupe et espacement entre les coupes : 4 mm and 1 mm
- Champ de vision dans le plan de coupe = 320 mm
- Matrice d'acquisition = $N_{RO} \times N_{PE} = 256 \times 256$
- Bande passante totale de réception = 25 kHz

La séquence est utilisée pour imager la cuisse d'un patient ayant une tumeur suspectée. Vous pouvez assumer les temps de relaxation suivants : T_1 (muscle) = 800 ms, T_2 (muscle) = 50 ms, T_1 (tumeur) = 1200 ms et T_2 (tumeur) = 200 ms.

Discutez des changements dans le rapport signal-bruit (S/B), l'apparence et le contraste de l'image, et le temps d'acquisition lorsque le technologue applique les modifications des paramètres suivants, en gardant constant les autres paramètres :

- (a) $N_{PE} = 192$
- (b) $N_{RO} = 512$, bande passante de réception = 50 kHz, en supposant un champ de vision constant
- (c) Champ de vision = 280 mm, en conservant la matrice d'acquisition
- (d) Angle de bascule de l'excitation = 60°
- (e) Épaisseur de coupe = 3 mm, sans modifier l'espacement entre les coupes

Déclarez toutes les suppositions que vous faites dans vos calculs para rapport au patient, par exemples les temps de relaxation, etc.



PARTIE IV SPÉCIALISATION EN RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

- Énumérez quelques principaux isotopes émetteurs de positrons utilisés en médecine et énoncez leurs caractéristiques physiques importantes telles leur demi-vie, l'énergie du positron, etc. Décrivez une installation de production de produits radiopharmaceutiques émetteurs de positron typique en soulignant les problèmes.
- En vous aidant de dessins, décrivez, la géométrie d'une TEM (tomographie d'émission monophotonique) longitudinale (angle de vue restreint) et transaxiale (angle de vue non restreint) en donnant des détails sur les algorithmes utilisés pour reconstruire les images dans chaque cas.
- Comparez et opposez les techniques actuellement disponibles de tomographie d'émission par positrons (TEP) et d'émission monophotonique (caméra gamma rotative) (TEM) pour ce qui concerne la résolution spatiale, la sensibilité (y compris les taux de comptage réalisables) et la capacité à quantifier la radioactivité. Quel phénomène physique limite les appareils actuels face à ces paramètres ?
- Présentez brièvement ou définissez:

(a) Particule beta (b) Particule alpha (c) Ionisation (d) Discontinuité d'absorption -K (e) Paire d'ion	(f) Transfert d'énergie linéique (LET) (g) Couche de demie atténuation (HVL) (h) Désintégration de positron (i) Capture d'électron (j) Conversion interne
---	---

- Un transducteur à ultrason très fin repose sur un support mesurant 1 cm d'épaisseur. Ce montage est alors placé sur un patient, à 10 cm d'une tumeur de type graisseux. Quand le transducteur est excité, une onde ultrasonore primaire d'amplitude 1,0 pénètre dans le tissu. Au même moment, une impulsion secondaire d'amplitude 1,0 pénètre dans le « support », le traverse, est réfléchi par l'interface « air-support » et se propage dans le tissu. Les matériaux ont les propriétés suivantes :

Materiaux	Z (kg/m ² s)	a (db/cm)	c (m/s)
tissue	1.63×10^6	1.00	1540
tumour	1.38×10^6	0.630	1450
backing	34.0×10^6	10.0	2000
air	4.00×10^2	12.0	331

Quelle est l'amplitude de l'impulsion primaire au niveau de la tumeur ? Quelle est l'amplitude de l'impulsion secondaire au niveau de l'interface avec l'air ? Calculez l'amplitude de l'impulsion secondaire au niveau de la tumeur. Déterminez les magnitudes relatives des deux impulsions au niveau du transducteur après réflexion sur la tumeur. Quelles sont les phases relatives de ces deux impulsions ? Quelle est la différence des temps d'arrivée des impulsions au transducteur ? Quel sera l'aspect de la tumeur sur l'image ? Que changeriez-vous pour améliorer le système ?



6. Définissez ou expliquez brièvement chacun des paramètres suivants en rapport avec l'imagerie ultrason :
- | | |
|-------------------------------------|-------------------------------|
| (a) Effet piézoélectrique | (f) Longueur d'impulsion |
| (b) Couche d'adaptation conductrice | (g) Distorsion de repliement |
| (c) Impédance acoustique | (h) Artéfact de réverbération |
| (d) Changeur de trame | (i) Échographie duplex |
| (e) B mode | (j) M mode |
7. Définissez ou expliquez brièvement chacun des paramètres suivants en rapport avec la radiographie numérique :
- | | |
|--|----------------------------|
| (a) fonction de transfert de contraste (FTC) | (g) TDM quantitative |
| (b) TDM biénergétique | (h) artéfact de saturation |
| (c) convertisseur analogique-numérique | (i) Nombre Hounsfield |
| (d) pixel | (j) produit de contraste |
| (e) entrelacement | (k) photoconducteur |
| (f) largeur de bande | (l) bruit quantique |
8. Dessinez et indiquez clairement par une légende les principaux composants d'un système de radiographie conventionnel utilisant des films. Décrivez les détecteurs à panneaux plats indirects qui ont en majorité remplacé le film en radiographie à rayon-X général.
9. Dessinez et indiquez clairement par une légende les principaux composants des systèmes suivants et expliquez leurs avantages et inconvénients :
- | |
|---|
| (a) Un système conventionnel de fluoroscopie avec intensification |
| (b) Un système de fluoroscopie numérique |
10. Discutez les procédures et l'équipement utilisé en radiologie numérique pour numériser les signaux analogiques de tension produits par la caméra vidéo. Discutez également les effets des différents processus de numérisation sur les résolutions horizontales et verticales de l'image analogique finale. Donnez les valeurs habituelles des capacités de résolution de la radiographie conventionnelle utilisant des films, de la vidéofluoroscopie conventionnelle intensifiée, de la vidéofluoroscopie numérique et de la radiographie à balayage de projection.
11. La procédure la plus fréquemment réalisée en utilisant un système de fluoroscopie numérique est l'angiographie numérique avec soustraction (ANS). Discutez sa raison d'être et les procédures utilisées dans les techniques de soustraction en général ; indiquez aussi clairement les avantages de l'ANS par rapport aux techniques d'angiographie conventionnelle.



12. Définissez ou expliquez brièvement chacun des paramètres suivants en rapport avec la radiographie numérique :
- | | |
|---|---------------------------------------|
| (a) fréquence spatiale | (g) transformation de Fourier |
| (b) modulation | (h) TDM cardiovasculaire |
| (c) voxel | (i) indice d'exposition |
| (d) calibrage TDM avec un fantôme d'eau | (j) image vidéo |
| (e) spectre d'amplitude | (k) repliement spectral |
| (f) spectre de Wiener | (l) linéarité d'un système d'imagerie |
13. Dessinez et étiquetez les principaux composants d'un appareil de TDM moderne capable d'acquérir des données pour un tomogramme en moins de 5 secondes et expliquez avec des dessins les principes fondamentaux de la tomodensitométrie, y compris l'acquisition des données et la reconstruction d'image.
14. Décrivez les détecteurs de rayons X présentement utilisé pour l'imagerie par tomodensitométrie multibarrette. Détaillez dans votre réponse les spécifications techniques représentatives et critère de performance.
- 15.
- Discutez l'effet de durcissement du faisceau dans le contexte de l'imagerie par TDM.
 - Les images de tomographie d'émission par positrons (TEP) ont l'avantage potentiel d'être quantitatives. Prouvez que la correction de l'atténuation est indépendante de la profondeur pour une géométrie TEP simple
16. Discutez les implications découlant de la reconstruction d'images TDM à partir de données acquises selon un protocole de « TDM spiralée ». Donnez les valeurs numériques habituelles des paramètres suivants lorsqu'ils concernent l'imagerie TDM :
- La tension du tube à rayons X (kV)
 - l'énergie photonique efficace pour les coefficients d'atténuation mesurés
 - la résolution spatiale (avec un contraste élevé)
 - la taille de la matrice d'affichage de l'image
 - le bruit de l'image
 - les valeurs des nombres TDM pour : l'air, le poumon, la graisse, le cerveau, l'eau, l'os trabéculaire, l'os cortical.
 - la dose patient par tomogramme et par examen complet (par exemple 10 tomogrammes).



17.

- (a) Discutez avec des dessins le concept de résolution et sa mesure quand il est défini par :
- (i) la plus petite distance entre deux objets qui peut être résolue et identifiée comme deux objets distincts, et
 - (ii) le plus grand nombre de lignes par millimètre dans une mire de barre qui pourraient juste être séparées sur l'image.
- (b) Indiquez dans quel cas, parmi les suivants, l'absence de netteté d'une image ne peut pas être précisée par le concept de paires de lignes et expliquez pourquoi :
- (i) foyer électronique des rayons X
 - (ii) film radiographique
 - (iii) écran renforceur
 - (iv) amplificateur de brillance
 - (v) caméra TV
 - (vi) mouvement d'un objet

18. Définissez et dessinez la fonction d'étalement ponctuel et la fonction d'étalement linéaire.

- (a) Discutez la technique pour la mesure de ces deux fonctions;
- (b) Dessinez des configurations expérimentales pour la mesure de la fonction d'étalement linéaire de :
- (i) amplificateur de brillance,
 - (ii) combinaison écran/film, et
 - (iii) film radiographique seul.
- (c) Dessinez une fonction d'étalement linéaire typique pour (i), (ii) et (iii) ci-dessus, et discutez quel effet, s'il y en a, le foyer électronique des rayons X aura sur la mesure de la fonction d'étalement linéaire.

19. Deux facteurs élémentaires déterminent la clarté de l'image radiographique : le contraste radiographique et la qualité de l'image. Le contraste radiographique dépend de trois facteurs : le contraste du sujet, le contraste du film et le rayonnement diffusé plus le voile.

- (a) Définissez le contraste du sujet et discutez sa dépendance par rapport aux propriétés physiques de l'objet et de la source de rayonnement.
- (b) Définissez le contraste du film et discutez sa dépendance par rapport aux propriétés physiques du film, le traitement du film et la source du rayonnement.
- (c) Discutez le rayonnement diffusé et le voile et expliquez pourquoi ils diminuent le contraste radiographique.



20. La qualité de l'image radiographique est affectée par la fluctuation quantique, l'absence de netteté et la résolution.
- Discutez en détail la fluctuation quantique (le bruit) et expliquez de quelle manière elle est affectée par la vitesse d'une combinaison film-écran. Discutez les conséquences du grain du film sur le moucheté radiographique. Discutez les sources de bruit en radiographie digitale.
 - Définissez l'absence de netteté, que l'on qualifie parfois de flou. Montrez qu'elle est le résultat de différentes composantes, telles que : la géométrie, le mouvement, l'écran renforceur et l'absence de netteté liée au parallaxe. Discutez brièvement ces points.
 - Définissez et discutez la résolution et expliquez comment elle est mesurée. Définissez également la fonction de transfert de contraste (FTC) et montrez ses rapports avec la résolution.
21. Les propriétés d'imagerie d'un tube à rayons X dépendent du foyer électronique.
- Illustrez par des graphiques le changement du flou géométrique avec : i) la taille du foyer électronique apparent du tube à rayons X ; ii) la distance entre l'objet et le détecteur ; et iii) la distance entre le tube à rayons X et l'objet.
 - La taille du foyer électronique est étudiée au moyen d'une caméra sténopé et par un fantôme en forme d'étoile. Comparez les avantages et les limites de chaque méthode.
22. Discutez et démontrez mathématiquement la relation entre la fonction d'étalement ponctuel, la fonction d'étalement linéaire et la fonction de transfert de modulation d'un système d'imagerie médicale. Décrivez leur relation à la qualité d'image.
23. Exposez le théorème d'échantillonnage de Nyquist et expliquez pourquoi une fonction (ou image) est sous-échantillonnée. Donnez des valeurs représentatives de fréquence Nyquist pour des récepteurs de radiographie digitale générale.
24. Dans les systèmes de radiographie à projection numériques (rayons X) :
- Est-il possible que les images aient un repliement spectral ? Si oui, indiquez les raisons pour lesquelles du repliement spectral survient en décrivant les types spécifiques de détecteurs et les tâches d'imagerie.
 - Si du repliement spectral apparaît sur ces images, comment l'éviteriez-vous ? Donnez des exemples précis et leurs implications sur d'autres aspects des images.
 - Si du repliement spectral survient sur ces images médicales, les résultats seront-ils évidents à l'œil ? Qu'ils le soient ou non, décrivez l'aspect de l'image et les raisons justifiant votre réponse.
25. Définissez et décrivez le « phénomène de Gibbs » mathématiquement et illustrez par des diagrammes comment il apparaît sur l'image. Donnez un exemple précis d'imagerie au cours duquel ce phénomène apparaît.



26. On vous présente une chaîne d'imagerie cascadée à trois étages avec des gains respectifs pour chaque stade tels que g_1 , g_2 , g_3 .
- Quel étage doit avoir le gain le plus important pour que le bruit en sortie soit le plus faible ? Expliquez pourquoi.
 - Quel étage doit avoir la fonction de transfert de modulation (FTM/MTF) la plus élevée pour que la FTM/MTF à la sortie soit la plus élevée ? Expliquez pourquoi.
- 27.
- Définissez le bruit équivalent quantique (NEQ) et décrivez les facteurs qui influencent le NEQ pour une image digitale.
 - Définissez l'efficacité quantique de détection (DQE) et décrivez les facteurs qui influencent le DQE pour un détecteur d'image de radiographie digitale.
28. Définissez et discutez
- La fonction de réponse du front (ERF). Dessinez l'arrangement expérimental pour sa mesure.
 - La fonction de transfert de modulation (FTM/MTF); expliquez ses rapports avec, et sa supériorité sur la fonction d'étalement linéaire et la fonction de réponse du front. Indiquez également de façon claire les limites du concept de FTM/MTF.
29. Discutez les techniques utilisées pour la mesure de la fonction de transfert de modulation FTM/MTF et dessinez des exemples de FTM/MTF dans les cas suivants :
- Film seul
 - Foyer électronique
 - Écrans renforçateurs
 - Amplificateur de brillance
 - Un système comportant tous les éléments qui précèdent.
30. Discutez la façon selon laquelle le mouvement affecte la fonction de transfert de modulation FTM/MTF du système. Incluez une équation qui lie la trajectoire de mouvement au flou.
31. Dessinez une matrice 2×2 d'une maladie (D+ ou D-) et un test diagnostique (T+ ou T-) pour une certaine population de patients. Identifiez les cas vrais positifs, faux positifs, vrais négatifs et faux négatifs. En utilisant votre tableau au besoin, définissez clairement les termes suivants :
- Sensibilité
 - Spécificité
 - Exactitude
 - Prévalence (de la maladie)
 - Valeur prédictive du test



32. Tracez une courbe de la fonction d'efficacité de l'observateur (« ROC ») conventionnelle. Identifiez clairement les axes et indiquez sur la courbe les points de fonctionnement correspondant aux seuils « strict » et « relâché ». Décrivez de quelle manière l'aire sous la courbe ROC sert à comparer les tests diagnostiques. Donnez un exemple montrant comment le seuil de décision optimal peut être choisi.
33. Exposez la « méthode de cotation » pour générer une courbe de la fonction d'efficacité de l'observateur (« ROC ») en utilisant un seul observateur et un certain nombre d'images diagnostiques.
34. Décrivez une analyse de « détail de contraste » pour un système d'imagerie. Dessinez et identifiez un graphique de détail de contraste typique pour un tomodensitomètre. Quelles sont les limitations principales de cette technique?
- 35.
- (a) Décrivez comment s'effectue une analyse des modes de défaillance et de leurs effets (FMEA) dans une clinique d'IRM.
 - (b) Pour chacun des modes de défaillance suivants, identifiez une cause possible et suggérez, avec vos raisons, les valeurs des paramètres de fréquence (F), sévérité (S) et détectabilité (D):
 - (i) Procédure faite sur le mauvais patient;
 - (ii) Mauvais paramètre d'imagerie IRM utilisé;
 - (iii) Examen d'imagerie sur un patient porteur d'un appareil cardiaque.
 - (c) Pour chaque situation présentée en b), quelles mesures préventives pourraient être employées pour diminuer le paramètre D (c.-à-d. augmenter la détectabilité de l'erreur avant qu'elle n'atteigne le patient)?
36. Considérez l'importance qu'on prît les systèmes informatique en radiologie (RIS) pour le bon fonctionnement d'une clinique, expliquez la raison d'être et l'utilisation de:
- (a) pare-feu,
 - (b) checksum,
 - (c) IPv6,
 - (d) RAID,
 - (e) DICOM
 - (f) PACS