



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Název projektu	Zvýšení kvality vzdělávání na Slezské univerzitě v Opavě ve vazbě na potřeby Moravskoslezského kraje
Registrační číslo projektu	CZ.02.2.69/0.0/0.0/18_058/0010238

Soubor testových otázek k distančnímu studijnímu textu „Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně“

I. Ultrasonografie

1. U diagnostických ultrazvukových přístrojů je stanoven limit mechanického indexu všeobecného rizika na:
 - a) $MI > 03$
 - b) $MI > 07$
 - c) $MI > 1,9$
 2. Jak se nazývá indikátor, který zahrnuje oba biofyzikální indexy TI a MI (u sonografických přístrojů)?
 3. K základním veličinám určujících míru biologických účinků lékařských ultrasonografů patří:
 - a) Frekvence a intenzita ultrazvukového vlnění, doba expozice
 - b) Amplituda odražené ultrazvukové vlny
 - c) Doba expozice ultrazvukového vlnění (doba interakce s tkání)
 4. Určete šumový výkon, je-li odstup $SNR = 23 \text{ dB}$ a je-li signálový výkon 1 W .
 - a) 5 mW
 - b) 15 mW
 - c) 13 mW
 5. U které ultrazvukové sondy nelze elektronicky měnit směr insonačního dopplerovského ultrazvukového svazku (tzv. steering), což může omezit nastavení optimálního dopplerovského úhlu a tím nepřesně změřit průtokové rychlosti?
 - a) Konkávní
 - b) Konvexní
 - c) Lineární
 6. Tlumící blok za piezokrystalem v UZV sondě slouží k:
 - a) Rozptylu a pohlčení ultrazvukového svazku
 - b) Ochraně napájecího zdroje sondy
 - c) Optimálnímu přenosu ultrazvukového svazku
 7. Sonda se zakřiveným tvarem piezoelektrických elementů (měničů) se používá pro zobrazování jakých anatomických struktur? Svou odpověď zdůvodněte.
 - a) Cév dolních končetin
 - b) Superficiálních anatomických oblastí
 - c) Karotických cév
 - d) Orgánů uložených v dutině břišní (např. jater)
 8. Akustická intenzita na průřezu ultrazvukovým polem:
 - a) Je konstantní
 - b) Maximum se nalézá uprostřed pole
 - c) Maximum se nalézá po okrajích pole
 9. Laterální rozlišení ultrazvuku lze zvýšit:
 - a) Softwarovým časováním generování pulsů (fokusace), optickými čočkami, které mění dráhu svazků tak, aby směřovali do ohniskové roviny.
 - b) Optickými čočkami, které mění dráhu svazků tak, aby směřovali do ohniskové roviny.
 - c) Ultrazvukovými kolimátory.
- 1c, 2 (ODS – Output Display Standard), 3a, 4a, 5b, 6a, 7d (zakřivená sonda umožňuje širší FOV, tím umožňuje zobrazení hluboko uložených struktur), 8b, 9a, 10d, 11c, 12a, 13a, 14b, 15b, 16c, 17a, 18a, 19b, 20a, 21b, 22a, 23b, 24a, 25c, 26b, 27 (pomocí kontrastních látek – plynové mikrobubliny – volné nebo enkapsulované), 28c, 29c, 30 (součinem intenzity I a celkové plochy S , do které je ultrazvukové vlnění vyzařováno), 31 (podíl intenzity odraženého ultrazvukového vlnění I_r k intenzitě dopadajícího vlnění I_i), 32b, 33a, 34c, 35b, 36a, 37b, 38 ($\Delta f = -2 f_0 \text{ v } \cos \varphi / c$; pro $f_0 = 3 \text{ MHz}$, $c = 1500 \text{ m/s}$, $\varphi = 45 \text{ stupňů}$ (tj. $\cos \varphi = 0,707$), $v = 2 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 56,6 \text{ Hz}$, pro $v = 20 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 566 \text{ Hz}$. Pro uvedené rychlosti proudění je Dopplerův posuv frekvence mezi cca 56 až 570 Hz), 39b, 40b

10. Artefakt reverberace při ultrazukovém zobrazování vzniká:

- a) Odchylkami rychlosti šíření ultrazvuku
- b) Odchylkami útlumu při průchodu ultrazukového svazku vyšetřovanou oblastí
- c) Absorpcí nebo odrazem veškeré energie dopadajícího signálu
- d) Mnohonásobným odrazem ech
- e) Žádná z uvedených možností není správná

11. Aby se snížil vliv interference vlnění a generovaná vlna z měniče se dala považovat za plošnou, musí být:

- a) Vzdálenost mezi jednotlivými měniči a měniče samotné musí být rovny vlnové délce vysílaného signálu
- b) Vzdálenost mezi jednotlivými měniči a měniče samotné musí být větší, než vlnová délka vysílaného signálu
- c) Vzdálenost mezi jednotlivými měniči a měniče samotné musí být menší, než vlnová délka vysílaného signálu

12. V homogenním prostředí pro ultrazukové vlnění (R – poměr intenzity energie odraženého a dopadajícího ultrazukového vlnění na tkáňovém rozhraní):

- a) Neodráží se, hodnota R je nulová
- b) Téměř veškeré vlnění se odráží, hodnota R je blízká k 0
- c) Téměř veškeré vlnění se odráží, hodnota R je blízká k 1

13. Intenzita ultrazvuku je úměrná (efektivním tlakem se rozumí efektivní, tj. RMS – root mean square, hodnota rozdílu okamžitého a středního tlaku):

- a) Kvadrátu efektivního tlaku
- b) Efektivnímu tlaku
- c) Odmocnině efektivního tlaku

14. Velikost vzorkovacího objemu (oblasti, ve které se měří v cévě rychlost toku) je určena:

- a) Frekvenci ultrazukové sondy
- b) Dobou otevření přijímacího hradla
- c) Dobou uzavření přijímacího hradla
- d) TGA a GAIN

15. Součinitel útlumu prostředí α se nejčastěji vyjadřuje v jednotkách:

- a) mW/cm^2
- b) dB m^{-1}
- c) dB m^{-2}
- d) dB cm^{-1}

16. Schopnost fokusace ultrazukového svazku vzrůstá s:

- a) S klesající frekvencí ultrazukových vln
- b) Nezávisí na frekvenci ultrazukových vln
- c) S rostoucí frekvencí ultrazukových vln

17. Mezinárodně uznávaný limitní úhel pro dopplerovská měření je:

- a) 60°
- b) 90°
- c) 45°

18. Při kterých dopplerovských metodách nedochází k aliasingu a detekce toku je velmi málo závislá (nebo je nezávislá) na dopplerovském úhlu?

1c, 2 (ODS – Output Display Standard), 3a, 4a, 5b, 6a, 7d (zakřivená sonda umožňuje širší FOV, tím umožňuje zobrazení hluboko uložených struktur), 8b, 9a, 10d, 11c, 12a, 13a, 14b, 15b, 16c, 17a, 18a, 19b, 20a, 21b, 22a, 23b, 24a, 25c, 26b, 27 (pomocí kontrastních látek – plynové mikrobubliny – volné nebo enkapsulované), 28c, 29c, 30 (součinem intenzity I a celkové plochy S , do které je ultrazukové vlnění vyzařováno), 31 (podíl intenzity odraženého ultrazukového vlnění I_r k intenzitě dopadajícího vlnění I_i), 32b, 33a, 34c, 35b, 36a, 37b, 38 ($\Delta f = -2 f_0 v \cos \varphi / c$; pro $f_0 = 3 \text{ MHz}$, $c = 1500 \text{ m/s}$, $\varphi = 45^\circ$ stupňů (tj. $\cos \varphi = 0,707$), $v = 2 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 56,6 \text{ Hz}$, pro $v = 20 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 566 \text{ Hz}$. Pro uvedené rychlosti proudění je Dopplerův posuv frekvence mezi cca 56 až 570 Hz), 39b, 40b

- a) Barevné kódování energie toku (ED – energetický Doppler, Power Doppler, Power Angio)
- b) Barevné kódování toku (CFM – Colour Flow Mapping)
- c) Barevné zobrazení pohybu tkání (TDI – Tissue Doppler Imaging)

19. Axiální (osová) rozlišovací schopnost ultrazvuku udává:

- a) V jaké nejmenší vzdálenosti musí od sebe být objekty v kolmé rovině na směr šíření ultrazvuku.
- b) Jak daleko od sebe musí být dva objekty ležící za sebou na ose ultrazvukového svazku, aby nám nesplývaly v jeden. Vzdálenost objektů musí být alespoň polovina vlnové délky šířícího se vlnění.
- c) V jaké největší vzdálenosti musí od sebe být objekty v kolmé rovině na směr šíření ultrazvuku.
- d) Jak daleko od sebe musí být dva objekty ležící vedle, aby nám nesplývaly v jeden. Vzdálenost objektů musí být menší, než třetina vlnové délky šířícího se vlnění.

20. Útlum definovaný jako poměr intenzit ultrazvukového vlnění se s rostoucí vzdáleností od zdroje vlnění:

- a) Exponenciálně zvyšuje
- b) Lineárně zvyšuje
- c) Je konstantní

21. Akustická intenzita na průřezu ultrazvukovým polem:

- a) Je konstantní
- b) Maximum se nalézá uprostřed pole
- c) Maximum se nalézá po okrajích pole

22. Laterální rozlišení ultrazvuku je definováno zejména:

- a) Konstrukcí sondy (záleží na velikosti jednotlivých měničů a jejich vlastnostech).
- b) Středovou frekvencí signálu (čím vyšší bude, tím menší bude jeho vlnová délka a menší šířka pásma, tím budou kvalitněji rozeznány i menší objekty).
- c) Ani jedna odpověď není správná.

23. Příjem vyšších harmonických složek signálu, které mají původ v nelineárním šíření ultrazvuku v biologických tkáních při vyšších aplikovaných intenzitách, odpovídá zobrazení:

- a) Ultrazvukové elastografie
- b) THI (Tissue Harmonic Imaging)
- c) MR HIFU
- d) SieScape®

24. Co je to dopplerovský úhel?

- a) Úhel mezi svazkem ultrazvuku a vyšetřovanou cévou
- b) Úhel mezi sondou a tělem pacienta
- c) Úhel mezi polohou pacienta a vyšetřovacím stolem

25. Vyberte typický diagnostický kmitočet, který se používá pro diagnostiku povrchových orgánů (př. štítná žláza, slinná žlázy, varlata), diagnostiku pohybového aparátu nebo cévní diagnostiku.

- a) 2,5–6,0 MHz
- b) 20–50 MHz
- c) 6,0–11 MHz

26. Struktury, které se v ultrazvukovém obraze vyznačují stejnou echogenitou, jsou:

- a) Hyperechogenní

1c, 2 (ODS – Output Display Standard), 3a, 4a, 5b, 6a, 7d (zakřivená sonda umožňuje širší FOV, tím umožňuje zobrazení hluboko uložených struktur), 8b, 9a, 10d, 11c, 12a, 13a, 14b, 15b, 16c, 17a, 18a, 19b, 20a, 21b, 22a, 23b, 24a, 25c, 26b, 27 (pomocí kontrastních látek – plynové mikrobubliny – volné nebo enkapsulované), 28c, 29c, 30 (součinem intenzity I a celkové plochy S , do které je ultrazvukové vlnění vyzařováno), 31 (podíl intenzity odraženého ultrazvukového vlnění I_r k intenzitě dopadajícího vlnění I_i), 32b, 33a, 34c, 35b, 36a, 37b, 38 ($\Delta f = -2 f_0 \text{ v } \cos \varphi / c$; pro $f_0 = 3 \text{ MHz}$, $c = 1500 \text{ m/s}$, $\varphi = 45$ stupňů (tj. $\cos \varphi = 0,707$), $v = 2 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 56,6 \text{ Hz}$, pro $v = 20 \text{ cm/s}$ je $\Delta f = 566 \text{ Hz}$. Pro uvedené rychlosti proudění je Dopplerův posuv frekvence mezi cca 56 až 570 Hz), 39b, 40b

- b) Izoehogenní
- c) Anechogenní
- d) Hypoechogenní

27. Jak lze zvýšit echogenitu tkání u B-zobrazení?

Pomocí kontrastních látek (plynové mikrobubliny), volné nebo enkapsulované

28. Funkce „beam steering“ se uplatňuje v situacích, kdy se úhel ozvučení vyšetřované cévy blíží k:

- a) 45 °
- b) 20 °
- c) 90 °
- d) 60 °

29. Šedo-škálové dopplerovské obrazy reflektují:

- a) Frekvenci navracejících se ech
- b) Intenzitu navracejících se ech
- c) Amplitudu navracejících se ech
- d) Směr navracejících se ech

30. Jak je určen ultrazvukový výkon P ?

31. Jak je definován koeficient odrazu R ?

32. Jestliže Z_2 akustické impedance prostředí je mnohem menší než Z_1 (např. rozhraní voda-vzduch), dopadající ultrazvukové vlnění je:

- a) Část vlnění prochází a malá část je podle Snellova zákona odražena
- b) Téměř všechno vlnění je odraženo
- c) Všechno vlnění prochází beze zbytku daným prostředím

33. Maximální rychlost, kterou se krev pohybuje za patologických podmínek, dosahuje hodnoty:

- a) 6 m/s
- b) 10 cm/s
- c) 1 m/s

34. Krev se v ultrazvukovém obraze jeví jako:

- a) Hyperechogenní
- b) Izoehogenní
- c) Anechogenní
- d) Hypoechogenní

35. Jak je fokusován ultrazvukový paprsek ve vyšetřovací sondě v elevační rovině (kolmé ke skenovací rovině)?

- a) Je fokusován elektronicky
- b) Fokusace pomocí cylindrických čoček°
- c) V UZV sondách se paprsek nefokusuje

36. Průchodem 3 polotloušťkami intenzita UZV svazku:

- a) Klesne na 1/8

1c, 2 (ODS – Output Display Standard), 3a, 4a, 5b, 6a, 7d (zakřivená sonda umožňuje širší FOV, tím umožňuje zobrazení hluboko uložených struktur), 8b, 9a, 10d, 11c, 12a, 13a, 14b, 15b, 16c, 17a, 18a, 19b, 20a, 21b, 22a, 23b, 24a, 25c, 26b, 27 (pomocí kontrastních látek – plynové mikrobubliny – volné nebo enkapsulované), 28c, 29c, 30 (součinem intenzity I a celkové plochy S , do které je ultrazvukové vlnění vyzařováno), 31 (podíl intenzity odraženého ultrazvukového vlnění I_r k intenzitě dopadajícího vlnění I_i), 32b, 33a, 34c, 35b, 36a, 37b, 38 ($\Delta f = -2 f_0 v \cos \varphi / c$; pro $f_0 = 3$ MHz, $c = 1500$ m/s, $\varphi = 45$ stupňů (tj. $\cos \varphi = 0,707$), $v = 2$ cm/s je $\Delta f = 56,6$ Hz, pro $v = 20$ cm/s je $\Delta f = 566$ Hz. Pro uvedené rychlosti proudění je Dopplerův posuv frekvence mezi cca 56 až 570 Hz), 39b, 40b

- b) Klesne na 1/3
- c) Klesne na 1/6

37. Emituje proudící krev zvukové vlnění?

- a) Ano, při odrazu od krevních elementů (typicky erytrocytů)
- b) Ne, ultrazvukové vlnění ze sondy musí prostoupit tkání až k požadovaným cévám
- c) Ano, ale pouze částečně – záleží na průměru cévy a rychlosti toku krve v ní

38. V jakém pásmu kmitočtů se nachází Dopplerovské spektrum u CW nesměrového Doppleru o kmitočtu 3 MHz a rychlosti toku krve 2–20 cm/s? [$c=1500$ m/s, $\varphi=45^\circ$]. Formule pro dopplerovskou změnu frekvence vlnění odraženého od pohybujícího se objektu je (φ je úhel sevřený spojnicí sonda-objekt a vektorem rychlosti v objektu).

39. Pasivní interakce vznikají při intenzitě ultrazvukové energie (orientační hodnota biologicky účinné intenzity ultrazvuku):

- a) Do 10 W/cm² a nezpůsobují strukturální změny na úrovni buněk a tkání
- b) Do 0,1 W/cm² a nezpůsobují strukturální změny na úrovni buněk a tkání
- c) Do 0,1 mW/cm² a nezpůsobují strukturální změny na úrovni buněk a tkání

40. První materiál má polotloušťku útlumu 2 cm, druhý 1,5 cm. Ultrazvuk prochází 4 cm vrstvou z prvního, následně 4,5 cm vrstvou druhého materiálu. O kolik dB bude utlumen prošlý svazek (odraz na jejich rozhraní neuvažujte)?

- a) 13,5 dB
- b) 15 dB
- c) 30 dB
- d) 9,5 dB

1c, 2 (ODS – Output Display Standard), 3a, 4a, 5b, 6a, 7d (zakřivená sonda umožňuje širší FOV, tím umožňuje zobrazení hluboko uložených struktur), 8b, 9a, 10d, 11c, 12a, 13a, 14b, 15b, 16c, 17a, 18a, 19b, 20a, 21b, 22a, 23b, 24a, 25c, 26b, 27 (pomocí kontrastních látek – plynové mikrobubliny – volné nebo enkapsulované), 28c, 29c, 30 (součinem intenzity I a celkové plochy S , do které je ultrazvukové vlnění vyzařováno), 31 (podíl intenzity odraženého ultrazvukového vlnění I_r k intenzitě dopadajícího vlnění I_i), 32b, 33a, 34c, 35b, 36a, 37b, 38 ($\Delta f = -2 f_0 v \cos \varphi / c$; pro $f_0 = 3$ MHz, $c = 1500$ m/s, $\varphi = 45$ stupňů (tj. $\cos \varphi = 0,707$), $v = 2$ cm/s je $\Delta f = 56,6$ Hz, pro $v = 20$ cm/s je $\Delta f = 566$ Hz. Pro uvedené rychlosti proudění je Dopplerův posuv frekvence mezi cca 56 až 570 Hz), 39b, 40b

II. Výpočetní tomografie/RTG

- Pro zlepšení prostorového rozlišení u CT vyšetření (cca 1 mm) platí, že každé zlepšení prostorového rozlišení o 10 % znamená zvýšení dávky o cca:**
 - 20 %
 - 40 %
 - 60 %
- CT podává obraz:**
 - Sumační
 - Vrstvový
 - Sumační statický
- Hvězdicový artefakt na CT obrazech lze eliminovat rekonstrukčními metodami:**
 - Prostou zpětnou projekcí
 - Hvězdicový artefakt je přítomen i po postprocesingu a neovlivňuje kvalitu výsledného obrazu
 - Algebraickou rekonstrukcí nebo Filtrovanou zpětnou projekcí
- V průběhu nehelikálního axiálního skenování se vyšetřovací stůl pohybuje:**
 - Kontinuálně
 - Krokově
 - Postupně se zrychluje
- K tzv. Hounsfieldovému efektu dojde při:**
 - Absorpci krátkovlnného záření kostmi
 - Odrazem dlouhovlnného záření od kostí
 - Absorpci dlouhovlnného záření kostmi
- S rostoucí vzdáleností d od ohniska rentgenky intenzita svazku klesá jako:**
 - $1/d$
 - $1/d^2$
 - $1/(2d)$
- Rozdělení akviziční geometrie je určeno:**
 - Ani jedna z následujících tří odpovědí není správná
 - Vzdáleností rentgenky a vyšetřovaného objektu
 - Vzdáleností detektoru a vyšetřovaného objektu
 - Typem použité filtrace
- Kolik X-fotonů vygeneruje rentgenka pracující s napětím 60 kV (účinnost cca $\eta \sim 0.005$) a efektivním proudem 5 mAs? Uvědomte si, že tzv. „efektivní proud“ je vlastně elektrický náboj prošlý rentgenkou, a že náboj elektronu je $1,6 \cdot 10^{-19}$ Coulombu.**
 - $2,5 \cdot 10^{23}$
 - $1,5 \cdot 10^{14}$
 - $8,0 \cdot 10^{16}$
- Lineární součinitel zeslabení závisí na:**
 - Energii záření, atomovém čísle prvků obsažených ve tkáni, hustotě tkáně
 - Prostorové distribuci radiofarmaka
 - Pouze na hustotě tkáně
- Účinnost rentgenky s wolframovou anodou (poměr výkonu vyzařovaného záření X k celkovému příkonu rentgenky) je při urychlovacím napětí 100 kV přibližně:**
1b, 2b, 3c, 4b, 5c, 6b, 7a, 8b, 9a, 10a, 11a, 12a, 13 (Gray [Gy] absorbovaná dávka), 14a, 15b, 16a, 17b, 18b, 19a, 20d, 21a, 22 a,b,d, 23b, 24b, 25c, 26a, 27 ($E = eU = hf = h \frac{c}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{hc}{eU} = \frac{6,626 \cdot 10^{-34} \cdot 299762458}{1,602 \cdot 10^{-19} \cdot 100 \cdot 10^3} \text{ m} = 124 \text{ nm}$), 28 (hrubá, surová, nezpracovaná data, tzv. raw data), 29b, 30c

- a) 0,8 %
- b) 8 %
- c) 80 %

11. Sledované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že by efektivní dávka mohla být vyšší než:

- a) 1 mSv ročně
- b) 1 mSv měsíčně
- c) 6 mSv ročně
- d) 6 mSv měsíčně

12. Maximální hodnota (rozsah) anodového proudu u skiaskopie (s ohledem na princip ALARA) je:

- a) 4–6 mA
- b) 20–40 mA
- c) 8–12 mA

13. Uvedte jednotku pro dávku ionizujícího záření, které svým průchodem dodá energii konkrétní hmotě. Jednotka je rozměrově shodná s energií předané energie 1 joule na kilogram tělesné hmoty.

14. Změření absorpčních profilů a jejich promítnutí do prázdné matice pod stejnými úhly, pod jakými byly naměřeny, je princip obrazové rekonstrukce:

- a) Back projection (zpětná projekce)
- b) Zpětná Radonova transformace
- c) Rekonstrukce Fourierovou transformací

15. Chceme-li u CT vyšetření snížit šum o 50 %, musíme dávku zvýšit:

- a) 2x
- b) 4x
- c) 6x

16. Jak lze urychlit expozici?

- a) Nastavením mA (mAs)
- b) Nastavením kV

17. Kontrolované pásmo se na pracovištích se ZIZ vymezuje tam, kde se očekává, že by efektivní dávka mohla být vyšší než:

- a) 1 mSv ročně
- b) 6 mSv ročně
- c) 6 mSv měsíčně
- d) Pro kontrolované pásmo platí tentýž limit, jako pro sledované

18. Rozdělení akviziční geometrie je určeno:

- a) Typem kolimátoru
- b) Vzdáleností rentgenka–detektory
- c) Vzdáleností rentgenky a vyšetřovaného objektu
- d) Typem použité filtrace

19. Kvantová detekční účinnost CT detektorů je definována jako:

- a) Poměr mezi druhou mocninou SNR na výstupu a vstupu detektoru.
- b) Poměr mezi množstvím fotonů RTG záření dopadajících na aktivní oblast detektoru a celkovým množstvím dopadajících fotonů.
- c) Je pak dána součinem geometrické a kvantové detekční účinnosti.

20. Vyberte správné schéma dynamického skenovacího módu (analýza časových změn snímané scény):

1b, 2b, 3c, 4b, 5c, 6b, 7a, 8b, 9a, 10a, 11a, 12a, 13 (Gray [Gy] absorbovaná dávka), 14a, 15b, 16a, 17b, 18b, 19a, 20d,

21a, 22 a,b,d, 23b, 24b, 25c, 26a, 27 ($E = eU = hf = h \frac{c}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{hc}{eU} = \frac{6,626 \cdot 10^{-34} \cdot 299762458}{1,602 \cdot 10^{-19} \cdot 100 \cdot 10^3} \text{ m} = 124 \text{ nm}$), 28

(hrubá, surová, nezpracovaná data, tzv. raw data), 29b, 30c

- a) 360° sken → posuv stolu → 360° sken → zobrazení
- b) Rychlé kontinuální sejmutí celého zobrazovaného objemu → posuv stolu → zobrazení
- c) 360° sken → posuv stolu → aplikace kontrastu → 360° sken → zobrazení
- d) Aplikace kontrastu → 360° sken → časový interval mezi skeny → 360° sken → časový interval mezi skeny → zobrazení

21. Vyberte správné schéma sekvenčního skenovacího módu:

- a) 360° sken → posuv stolu → 360° sken → zobrazení
- b) Rychlé kontinuální sejmutí celého zobrazovaného objemu → posuv stolu → zobrazení
- c) 360° sken → posuv stolu → aplikace kontrastu → 360° sken → zobrazení
- d) Aplikace kontrastu → 360° sken → časový interval mezi skeny → 360° sken → časový interval mezi skeny → zobrazení

22. Plánovací radiografické zobrazení SPR (Scan Projection Radiograph), zvaný také jako Scanogram, Topogram slouží pro (vyberte všechny správné možnosti):

- a) Stanovení počátku a konce zobrazované anatomické oblasti
- b) Pro expoziční automatiku
- c) Pro regulaci rychlosti posuvu patientského stolu
- d) Pro optimalizace vztahu kvalitního obrazu a radiační zátěže pacienta

23. Geometrická detekční účinnost CT detektorů je definována jako:

- a) Poměr mezi druhou mocninou SNR na výstupu a vstupu detektoru.
- b) Poměr mezi množstvím fotonů RTG záření dopadajících na aktivní oblast detektoru a celkovým množstvím dopadajících fotonů.
- c) Je pak dána součinem geometrické a kvantové detekční účinnosti.

24. Rekonstrukční technika VRT slouží k:

- a) Projekci maximální intenzity obrazu
- b) Přesnému 3D zobrazování
- c) Projekci maximální intenzity signálu
- d) Ke snížení radiační zátěže v průběhu vyšetřování

25. Jestliže napětí mezi anodou a katodou rentgenky se standardní filtrací je nastaveno na 100 kV, průměrná energie fotonů je (jedná se o přibližnou hodnotu, průměrná závisí na tvaru spektra)

- a) 100 keV
- b) 10 keV
- c) 50 keV

26. Jakou dávku obdrží přibližně dospělý člověk (40–49 let) u CT vyšetření břicha?

- a) ~8–10 mSv
- b) ~8 Gy
- c) ~2–4 mSv
- d) ~0,6 mSv

27. Vypočtete nejkratší vlnovou délku ve spojitém spektru rentgenových paprsků, je-li rozdíl potenciálů katody a anody 100 kV.

28. Jak se označuje sada digitalizovaných údajů o absorpci záření vyšetřovaným objektem, kterou zaznamenaly detektory?

29. Jaký extrapolací model pro nízké dávky se používá pro určení limitu radiační dávky?

- a) Lineární prahový model
- b) Lineární bezprahový model

1b, 2b, 3c, 4b, 5c, 6b, 7a, 8b, 9a, 10a, 11a, 12a, 13 (Gray [Gy] absorbovaná dávka), 14a, 15b, 16a, 17b, 18b, 19a, 20d,

21a, 22 a,b,d, 23b, 24b, 25c, 26a, 27 ($E = eU = hf = h \frac{c}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{hc}{eU} = \frac{6,626 \cdot 10^{-34} \cdot 299762458}{1,602 \cdot 10^{-19} \cdot 100 \cdot 10^3} \text{ m} = 124 \text{ nm}$), 28

(hrubá, surová, nezpracovaná data, tzv. raw data), 29b, 30c

- c) Lineárně-kvadratický model
- d) Lineárně-kvadratický prahový model

30. Absorpce rentgenového záření je úměrná (Z je atomové číslo):

- a) Z^2
- b) Z^3
- c) Z^4

1b, 2b, 3c, 4b, 5c, 6b, 7a, 8b, 9a, 10a, 11a, 12a, 13 (Gray [Gy] absorbovaná dávka), 14a, 15b, 16a, 17b, 18b, 19a, 20d, 21a, 22 a,b,d, 23b, 24b, 25c, 26a, 27 ($E = eU = hf = h \frac{c}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{hc}{eU} = \frac{6,626 \cdot 10^{-34} \cdot 299762458}{1,602 \cdot 10^{-19} \cdot 100 \cdot 10^3} \text{ m} = 124 \text{ nm}$), 28 (hrubá, surová, nezpracovaná data, tzv. raw data), 29b, 30c

III. Magnetická rezonance

- 1. Čím je dána tloušťka a profil MR řezu (více správných odpovědí)?**
 - a) Strmostí gradientu
 - b) Délkou trvání a tvarem (obálkou) RF pulsu. Profil řezu je dán Fourierovým obrazem RF pulsu
 - c) Délkou trvání RF pulsu
 - d) Navolením optimální FOV
- 2. Úhel vychýlení vektoru magnetizace od hlavního statického magnetického pole B_0 závisí na:**
 - a) Amplitudě radiofrekvenčního impulsu
 - b) Době trvání radiofrekvenčního impulsu
 - c) Frekvenci radiofrekvenčního impulsu
 - d) Fázi radiofrekvenčního impulsu
- 3. RF vysílací cívka vytváří:**
 - a) Statické magnetické pole B_0
 - b) Gradientní magnetické pole
 - c) Magnetickou komponentu RF
- 4. Larmorova frekvence je úměrná:**
 - a) Velikosti statického magnetického pole B_0
 - b) Velikosti vektoru celkové magnetizace M
 - c) Velikosti vektoru magnetického pole B_1
- 5. Jak jsou kódována data v k -prostoru:**
 - a) V ose x frekvenčně, v ose y fázově
 - b) Data v ose x i y jsou kódována frekvenčně
 - c) k -prostor obsahuje pouze informace o kontrastu, nikoliv o detailech zobrazovaných struktur
 - d) V ose x fázově, v ose y frekvenčně
- 6. Změnu magnetického pole (v předem určených, na sebe kolmých směrech) umožňují:**
 - a) Gradientní cívky
 - b) Radiofrekvenční cívky
 - c) Shimovací cívky
- 7. Obálka signálu FID změřeného po 90° RF impulsu odpovídá:**
 - a) T_1
 - b) T_2
 - c) T_2^*
- 8. Volbou TR dlouhé a TE dlouhé ve spin-echo sekvenci získáme obraz váhovaný:**
 - a) T_1
 - b) T_2
 - c) Proton density
- 9. Jak konstrukční tvar RF cívky ovlivňuje prostorové parametry?**
 - a) Čím menší RF vyšetřovací cívka, tím vyšší SNR lze očekávat
 - b) Čím větší RF vyšetřovací cívka, tím vyšší SNR lze očekávat
 - c) Velikost RF cívek neovlivňuje prostorové parametry
- 10. Energetická výměna ve schématu: 1 RF proton + 1 antiparalelní proton = 2 fotony RF + 1 paralelní proton odpovídá:**
 - a) Absorpci energie
 - b) Emisi energie

1a,b; 2b, 3b,c; 4a, 5a, 6a, 7c, 8b, 9a, 10b, 11 (relaxační časy T_1 , T_2 ; hustota protonových jader; průtok protonů),
12 (FID – 1 RF impuls; SE – 2 RF impulzy; GE – 1 RF impuls + reverzní gradient; (nebo SE) – 3 a více RF impulzů),
13b, 14a, 15b, 16b, 17b, 18 QUENCH, 19c

- 11. Uvedte čtyři základní parametry ppp ZS MR.**
- 12. Uvedte tři základní typy MR signálů a způsob jejich buzení.**
- 13. Poměr signál k šumu (SNR) MRI výstupu je úměrný (frekvence/šířka pásma)^{1/2}, tj. druhé odmocnině z poměru frekvence a šířky pásma. Při konstantní šířce pásma (která je dána délkou a tvarem RF pulsu zvýšíme základní magnetické pole z 1 T na 2 T. SNR se změní následovně:**
- Klesne na polovinu
 - Vzroste o 40 %
 - Vzroste na dvojnásobek
- 14. Jakým způsobem nastavíte tloušťku vrstvy v zobrazovaném 3D objektu?:**
- Amplitudou gradientu nebo šířkou pásma RF pulzu
 - Celkovým rozlišením (velikostí požadovaného voxelu)
 - Délkou trvání RF pulzu a navolením optimálního FOV
 - Optimálním přizpůsobením FOV na velikost dané léze, kterou zobrazujeme
- 15. Vliv longitudinální magnetizace na výsledný kontrast maximalizuje:**
- PD (Proton Density) vážený obraz
 - T1 vážený obraz
 - T2 vážený obraz
 - Longitudinální magnetizace neovlivňuje v žádném případě výsledný kontrast
- 16. Jakým způsobem je obvykle nabírán měřený signál ech?**
- Začátek signálu echa je odříznut, tj. střed echa posuneme směrem k začátku akvizičního okna
 - Střed signálu echa leží uprostřed akvizičního okna a TE je počítán jako časový interval mezi tímto středem echa a středem excitačního RF pulzu
 - Střed akvizičního okna je symetricky posunut od středu každého signálového echa T1 a T2 času
- 17. Jaký signál má v MR obraze vápník?**
- Vápník je hyposignální
 - T1 i T2 asignální
 - T1 i T2 dlouhý relaxační čas
 - Vápník je hypersignální
- 18. Jak se odborně označuje rychlé vyvření tekutého kryogenu a zániku magnetického pole (přechod elektrické vodivosti cívky, kterou prochází proud ze supravodivého stavu do normální vodivosti)?**
- 19. Jaký signál má v PD a T1 vážených sekvencích tuk?**
- Hyposignální
 - Asignální
 - Hypersignální
- 20. Zakreslete nebo popište sekvenci označovanou IR (Inversion Recovery) a vyznačte časy TI, TE, a TR.**

1a,b; 2b, 3b,c; 4a, 5a, 6a, 7c, 8b, 9a, 10b, 11 (relaxační časy T1, T2; hustota protonových jader; průtok protonů), 12 (FID – 1 RF impulz; SE – 2 RF impulzy; GE – 1 RF impulz + reverzní gradient; (nebo SE) – 3 a více RF impulzů), 13b, 14a, 15b, 16b, 17b, 18 QUENCH, 19c

IV. IR

1. **Informace o teplotě biologického objektu se k bezdotykovému senzoru teploty přenáší:**
 - a) Kondukcí tepla vzduchem nebo obecně plynným médiem
 - b) Elektromagnetickým zářením v mikrovlnné oblasti spektra
 - c) Elektromagnetickým zářením v infračervené oblasti světla s maximem okolo $1 \mu\text{m}$
 - d) Elektromagnetickým zářením v infračervené oblasti spektra s maximem okolo $10 \mu\text{m}$
2. **Lidské tělo má termodynamickou teplotu 310 K, vlákno svítící žárovky 3100 K, tedy desetinásobek. Podle Stefanova-Boltzmannova zákona je celkový zářivý výkon na jednotku plochy pro žárovku 10^4 krát větší. Jak lidské tělo, tak žárovka ale vyzařují do okolí se stejným celkovým výkonem zhruba 100 W. Čím je to způsobeno?**
 - a) Lidské tělo je odpovídajícím způsobem hmotnější
 - b) Lidské tělo je odpovídajícím způsobem objemnější
 - c) Lidské tělo má odpovídajícím způsobem větší povrch
 - d) Lidské tělo je odpovídajícím způsobem větší délku
3. **Bolometrické senzory pro měření infračervené radiace mají tyto vlastnosti:**
 - a) Mají krátkou časovou konstantu, omezenou spektrální citlivost, a nízkou pracovní teplotu
 - b) Mají krátkou časovou konstantu, omezenou spektrální citlivost, a pracují při pokojové teplotě
 - c) Mají dlouhou časovou konstantu, širokou spektrální citlivost, a pracují při pokojové teplotě
 - d) Mají dlouhou časovou konstantu, omezenou spektrální citlivost, a pracují při pokojové teplotě
4. **Tepelné elektromagnetické záření vyzařovaného lidským tělem má své maximum intenzity ve vlnových délkách λ (více správných odpovědí).**
 - a) $\lambda > \lambda$ viditelného záření
 - b) $\lambda < \lambda$ rentgenového záření
 - c) $\lambda < \lambda$ ultrafialového záření
 - d) $\lambda < \lambda$ rádiových vln
5. **Jakou emisivitu má ideální absolutně černé těleso (na všech vlnových délkách)?**
 - a) 0
 - b) 1
 - c) Černé těleso nemá žádnou emisivitu
6. **Wienův posunovací zákon vyjadřuje:**
 - a) Závislost mezi vyzařovanou vlnovou délkou a teplotou tělesa
 - b) Závislost mezi spektrální měrnou zářivostí a vlnovou délkou
 - c) Závislost celkového zářivého výkonu na teplotě
7. **Překročí-li teplota černého tělesa $525 \text{ }^\circ\text{C}$, zdroj pro lidské oko je:**
 - a) Nadále neviditelný
 - b) Viditelný
8. **Mikrobolometr, respektive mikrobolometrické pole, jsou citlivé na infračervené záření zejména ve spektru vlnových délek:**
 - a) 7 až $14 \mu\text{m}$
 - b) $0,78\text{--}1 \mu\text{m}$
 - c) $30\text{--}100 \mu\text{m}$
9. **Zářivá energie v infračervené části spektra může být generována třemi typy zdrojů, uveďte všechny.**
10. **Problematiku směrové závislosti vyzařování definuje:**
 - a) Wienův posunovací zákon
 - b) Lambertův kosinový zákon
 - c) Planckův vyzařovací zákon
 - d) Stefanův-Boltzmannův zákon
 - e) Lambertův-Beerův zákon

11. Fotodiody a fotoodpory patří mezi:

- a) Kvantové detektory
- b) Tepelné detektory
- c) Plynové detektory

V. Radionuklidové zobrazovací metody

- Jaká část jader radionuklidu zůstává nerozpadlá po uplynutí 4 poločasů rozpadu?**
 - ~3 %
 - ~6 %
 - ~12,5 %
- Uvedené radionuklidy mají tyto poločasy rozpadu:**
 - ^{99m}Tc – 9 hodin, ^{131}I – 7 dnů, ^{81m}Kr – 15 minut
 - ^{99m}Tc – 8 hodin, ^{131}I – 6 dnů, ^{81m}Kr – 3 hodiny
 - ^{99m}Tc – 6 hodin, ^{131}I – 8 dnů, ^{81m}Kr – 13 sekund
- Tomografické systémy pro SPECT mohou pracovat v režimu:**
 - Planárním
 - Tomografickém
 - Planárním i tomografickém
- Uveďte zobrazovací metodu nukleární medicíny využívající β^+ rozpadu**
PET
- Zvýšené technické požadavky a kontrolu jsou v oblasti:**
 - Radiodiagnostiky (rentgenové přístroje)
 - Nukleární medicíny
- Jestliže je biologický poločas rozpadu 2 hodiny a fyzikální poločas je 1 hodina, jaký je efektivní poločas rozpadu?**
 - 90 minut
 - 20 minut
 - 15 minut
 - 40 minut
- Jaká část jader radionuklidu zůstává nerozpadlá po uplynutí 5 poločasů rozpadu?**
 - ~3 %
 - ~6 %
 - ~30 %
- Roztok ^{131}I (poločas rozpadu 8,05 dne) má počáteční aktivitu 4,22 GBq na objem 10 ml. Po 13 dnech má být odebrán vzorek o aktivitě 600 MBq. Jaký je jeho objem?**
 - ~4,4 ml
 - Objem zůstane stejný
 - ~8,0 ml
- SPECT poskytuje jaký druh obrazu?**
 - 2D projekce distribuce radiofarmaka
 - Sumační obraz
 - 3D obraz distribuce radiofarmaka
- Při radioaktivitě (α, β, γ) dochází k následujícím jevům:**
 - Vyzařování elektronů z atomového obalu
 - Emisi protonů nebo neutronů z jádra
 - Emisi elektronů, pozitronů, héliových jader nebo fotonů z jádra
 - Rozbití jádra vysokoenergetickými částicemi na protony, neutrony a γ -fotony.
- Při pozitronové emisní tomografii (PET) prstencový detektor kamery registruje:**
 - Elektrony vznikající při β radioaktivitě
 - Pozitrony emitované při β radioaktivitě
 - Anihilační γ záření
 - Elektron-pozitronové páry

1b, 2c, 3c, 4 PET, 5a, 6d, 7a, 8a, 9c, 10c, 11c, 12a, 13a, 14 ($E = hf = \frac{hc}{\lambda}$), 15a, 16a, 17a, 18b, 19b, 20a

- 12. Jodid sodný obohacený Tl nebo sirič zinečnatý obohacený Ag se používají v detektorech:**
- Scintilačních
 - Termoluminiscenčních
 - Neutronových
- 13. V nukleární medicíně se převážně pro diagnostické účely využívá záření:**
- Gama
 - Neutrony
 - Alfa a beta
- 14. Uvedte Planckův vztah (kromě vyzařovacího zákona) mezi energií a frekvencí fotonu.**
- 15. Může biologický poločas rozpadu ovlivňovat fyzikální poločas rozpadu?**
- Ne, nikdy, fyzikální poločas se týká jádra a tyto procesy nejsou biologickými pochody nikterak ovlivňovány.
 - Za jistých okolností ano (např. změnou pH, teploty...).
 - Ano, fyzikální poločas je významně ovlivňován byť i nepatrnými změnami teploty.
- 16. Které radiofarmakum má nižší energii?**
- Pro SPECT vyšetření ($^{99\text{Tm}}\text{Tc}$)
 - Obě radiofarmaka mají stejnou energii ≈ 500 keV
 - Pro PET vyšetření (FDG)
- 17. Zvýšené technické požadavky a kontrolu jsou v oblasti:**
- Radiodiagnostiky (rentgenové přístroje)
 - Nukleární medicíny
- 18. Čím je způsoben kvantový šum?**
- Nežádoucím síťovým šumem 50 Hz
 - Náhodnými fluktuacemi emise fotonů
 - Chybným nastavením aplikačního softwaru gamagrafického skeneru
- 19. Jaká část jader radionuklidu zůstává nerozpadlá po uplynutí 4 poločasů rozpadu?**
- ~ 3 %
 - ~ 6 %
 - $\sim 12,5$ %
- 20. Detekce gama fotonů z různých anihilací dopadající na PET detektor je koincidence:**
- Náhodná
 - Nepravá
 - Rozptylová