

# جزوات و نکته‌برداری‌های دروس تخصصی آزمون دکترای فیزیک پزشکی

## تهیه و گردآوری: مهدی محمدی

دانشجوی دکترای تخصصی فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران  
کارشناس ارشد فیزیک پزشکی  
کارشناس رادیولوژی

تمام مطالب از منابع معتبر نکته‌برداری شده و دروس زیر را شامل می‌شوند

آمار زیستی	فیزیک رادیوگرافی و CT Scan
فیزیک رادیوتراپی	رادیوبیولوژی
فیزیک MRI	حفاظت پرتویی
فراصوت	دزیمتری
پزشکی هسته‌ای	لیزر

جهت دریافت فایل نمونه و تهیه‌ی جزوات به یکی از IDهای زیر پیام دهید.



@Arshadmap



@Mdi\_Mohammadi



@MdiMohammadi



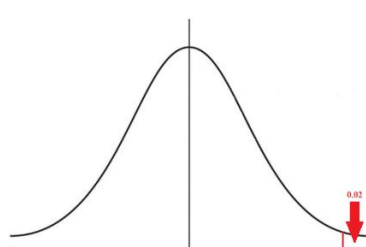
پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی سال ۱۴۰۰

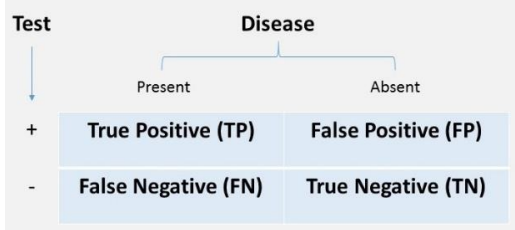
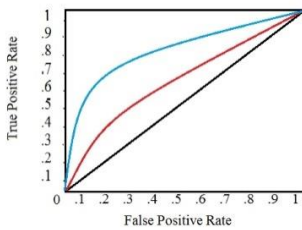
مهدی محمدی (دانشجوی PhD فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)

Instagram: @arshadmap , @parto.resaneh , @mdi\_mohammadi

Telegram: @mataleb\_konkuri , @parto\_resaneh , @mdimohammadi



سوال	کلید	پاسخ تشریحی
۱	ج	
۲	الف	
۳	ب	
۴	د	
۵	ج	
۶	حذف	
۷	ج	
۸	ب	
۹	د	
۱۰	ب	
۱۱	حذف	
۱۲	الف	
۱۳	الف	
۱۴	ج	$1 - \alpha = 0.95 \rightarrow \alpha = 0.05$ $n = \frac{(Z_{1-\alpha/2})^2 \sigma^2}{d^2} = \frac{(Z_{0.75})^2 \sigma^2}{d^2} = \frac{(1.96)^2 \times 3^2}{1^2} = 34.5744 \approx 35$
۱۵	د	<p>آنالیز واریانس (ANOVA) تعمیم آزمون‌های یک یا دو جامعه است؛ به این صورت که در این آنالیز بجای یک یا دو جامعه، از k جامعه استفاده می‌شود. در این سوال هدف مقایسه‌ی چهار جامعه (گروه) است، بنابراین بایستی از ANOVA استفاده شود.</p> <p>گروه ۱: نانوذره‌ی نوع ۱ در حضور لیزر با توان ۱  گروه ۲: نانوذره‌ی نوع ۱ در حضور لیزر با توان ۲  گروه ۳: نانوذره‌ی نوع ۲ در حضور لیزر با توان ۱  گروه ۴: نانوذره‌ی نوع ۲ در حضور لیزر با توان ۲</p>
۱۶	الف	<p>سطح زیر منحنی توزیع نرمال (Z) مربوط به بیمارانی که دزی بیشتر از 70 گری دریافت می‌کنند، 0.02 است. بنابراین سطح زیر منحنی Z از صفر تا نقطه‌ی مربوط به دز 70 گری، برابر 0.48 است. از آنجایی که <math>Z_{(0.48)} = 2.06</math> است، بنابراین مقدار استانداردشده‌ی 70 گری برابر با 2.06 است.</p>  <p><math>X = 70, Z = 2.06, \sigma = 5, \mu = ?</math>  <math>Z = \frac{X - \mu}{\sigma} \rightarrow \mu = X - Z\sigma = 70 - (2.06 \times 5) = 59.7</math></p>
۱۷	ب	<p>حالت اول: فقط رقم اول بزرگتر از ۶ باشد (احتمال = رقم اول بزرگتر از ۶ باشد × رقم دوم بزرگتر از ۶ نباشد × رقم سوم بزرگتر از ۶ نباشد)  حالت دوم: فقط رقم دوم بزرگتر از ۶ باشد (احتمال = رقم اول بزرگتر از ۶ نباشد × رقم دوم بزرگتر از ۶ باشد × رقم سوم بزرگتر از ۶ نباشد)  حالت سوم: فقط رقم سوم بزرگتر از ۶ باشد (احتمال = رقم اول بزرگتر از ۶ نباشد × رقم دوم بزرگتر از ۶ نباشد × رقم سوم بزرگتر از ۶ باشد)</p> $P(1) = \frac{3}{9} \times \frac{7}{10} \times \frac{7}{10} = \frac{49}{300}$ $P(2) = \frac{6}{9} \times \frac{3}{10} \times \frac{7}{10} = \frac{42}{300} \quad \rightarrow P = P(1) + P(2) + P(3) = \frac{133}{300} = 0.4433 \approx 0.44$ $P(3) = \frac{6}{9} \times \frac{7}{10} \times \frac{3}{10} = \frac{42}{300}$
۱۸	الف	<p>اگر تعداد آزمایش‌ها زیاد باشد (<math>n \rightarrow \infty</math>) بجای توزیع دو جمله‌ای از توزیع پواسون برای محاسبه‌ی احتمال استفاده می‌شود (معمولاً <math>n &gt; 20</math> را بزرگ می‌نامند).</p> $P_n(X) = e^{-\lambda} \times \frac{\lambda^x}{x!}, \quad n = 300, p = 0.01, x = 5, \lambda = np = 3$ $P_n(X) = e^{-3} \times \frac{3^5}{5!} = 0.1008$

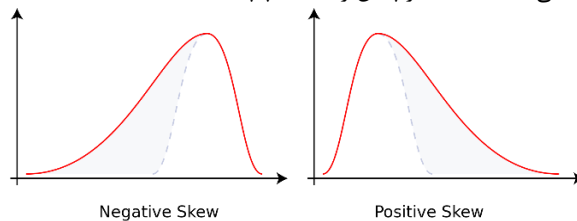


ج

۱۹

منحنی مشخصه‌ی عملکرد سیستم (ROC) در واقع trade-off ذاتی بین حساسیت و ویژگی را نمایش می‌دهد. محور افقی این نمودار، نرخ مثبت کاذب ( False Positive rate) و محور عمودی آن، نرخ مثبت واقعی ( True Positive rate) است. بنابراین هرچه نمودار به سمت گوشه‌ی بالا و چپ جابجا شود (منحنی آبی رنگ در شکل بالا)، نرخ مثبت واقعی بالاتر و نرخ مثبت کاذب پایین‌تر خواهد بود. بالا بودن نرخ مثبت واقعی، به معنای پایین بودن نرخ منفی کاذب است و از طرف دیگر پایین بودن نرخ مثبت کاذب، به معنای بالا بودن نرخ منفی واقعی است.

چولگی یا کجی (Skewness) نشان‌دهنده‌ی میزان عدم تقارن توزیع احتمالی است. اگر داده‌ها نسبت به میانگین متقارن باشند، چولگی برابر صفر خواهد بود. چولگی راست یا مثبت: یک توزیع نامتقارن با کشیدگی به سمت مقادیر بالاتر (سمت راست) چولگی چپ یا منفی: یک توزیع نامتقارن با کشیدگی به سمت مقادیر پایین‌تر (سمت چپ)



الف

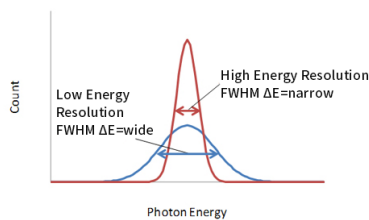
۲۰

به‌طور کلی نوسانات آماری (تصادفی) در فرآیندهای منجر به ایجاد سیگنال خروجی، باعث پهن شدن پالس خروجی از آشکارسازهای سوسوزن (افزایش FWHM) و در نتیجه کاهش رزولوشن انرژی می‌شوند. برای یک کریستال NaI(Tl) که به یک PMT متصل است، نوسانات آماری ناشی از فرآیندهای زیر هستند:

- ۱- نوسانات آماری در تعداد فوتون‌های نوری تولیدشده به‌ازای هر keV انرژی واگذار شده در کریستال
- ۲- نوسانات آماری در تعداد فوتوالکترون‌های آزادشده از فوتوکاتد
- ۳- نوسانات آماری در فاکتور تکثیر داینودها در PMT
- ۴- نوسانات در ولتاژ اعمالی به دو سر PMT
- ۵- نویز الکترونیکی هر کدام از اجزای سیستم آشکارسازی

با توجه به ماهیت آماری نوسانات ذکر شده، افزایش در هر کدام از موارد تعداد فوتون‌های نوری، تعداد فوتوالکترون‌ها و یا فاکتور تکثیر داینودها باعث کاهش نوسانات آماری و در نتیجه کاهش FWHM و بهبود رزولوشن انرژی می‌شود.

$$\text{Energy Resolution (\%)} = \frac{FWHM}{E_\gamma} \times 100$$



الف

۲۱

Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 10)

Parallel-hole collimator resolution:  $R_{coll} \approx d(l_{eff} + b) / l_{eff}$

$b$ : فاصله‌ی چشمه‌ی تابشی تا کولیماتور

$d$ : قطر حفره‌های کولیماتور

$l_{eff} = l - 2\mu^{-1}$ : طول مؤثر حفره‌های کولیماتور

$l$ : طول حفره‌های کولیماتور

$\mu$ : ضریب تضعیف خطی ماده‌ی کریستال

با افزایش فاصله‌ی چشمه‌ی تابشی از هد دوربین گاما با کولیماتور سوراخ موازی (افزایش  $b$  در رابطه‌ی بالا)، رزولوشن فضایی تضعیف می‌شود اما به‌طور کلی افزایش این فاصله تأثیری بر روی حساسیت ندارد.

Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 14)

$$FWHM_{sys} = \sqrt{FWHM_1^2 + FWHM_2^2 + \dots + FWHM_n^2} = \sqrt{8^2 + 2^2} = \sqrt{68} = 8.2462 \approx 8$$

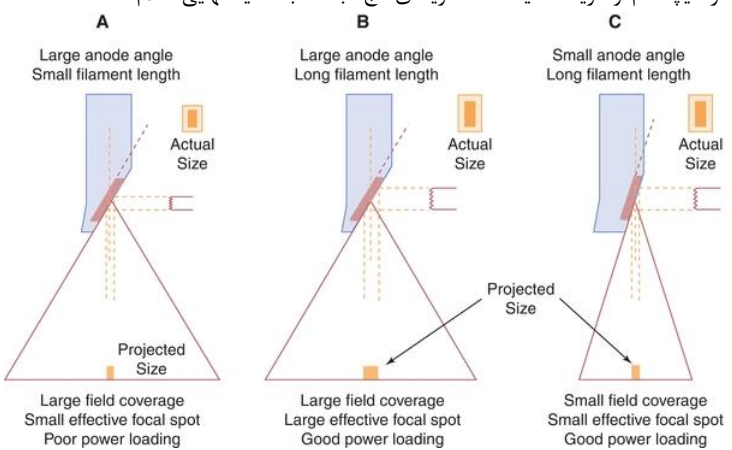
Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 15)

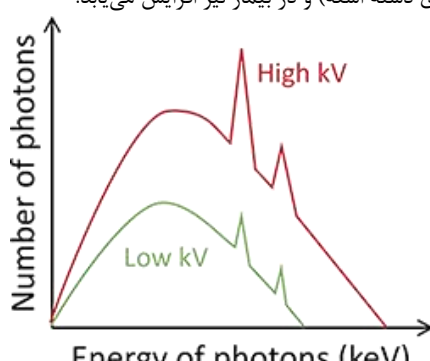
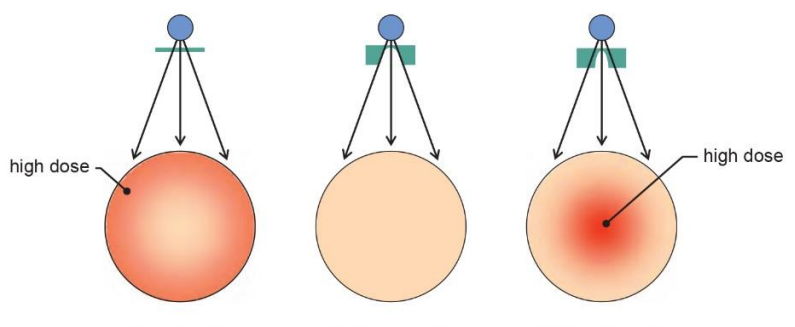
الف

۲۲

ج

۲۳

<p>عوامل مؤثر بر رزولوشن فضایی PET:</p> <p>(۱) آشکارسازها: پهنای آشکارسازهای مجزا روی رزولوشن فضایی تأثیر بالایی دارد به طوری که برای یک آشکارساز مجزا با پهنای <math>d</math> اگر Point Source دقیقاً وسط دو آشکارساز روبروی هم باشد، PSF دارای <math>FWHM = d/2</math> خواهد بود.</p> <p>(۲) فیزیک پوزیترون: دو اثر Non-collinearity و Positron range را شامل می‌شود. اگر پوزیترون قبل از این که انرژی آن به صفر برسد (مقداری انرژی جنبشی داشته باشد) با یک الکترون ترکیب شود، فوتون‌های فنای تولیدی زاویه‌ای دقیقاً برابر با 180 درجه نسبت به هم نخواهند داشت (Non-collinearity) که باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود. از طرفی پوزیترون قبل از اینکه کاملاً متوقف شود و با الکترون برخورد کند، به علت دارا بودن انرژی جنبشی مسیری را در بافت طی می‌کند (Positron range) بنابراین محل برهمکنش پوزیترون و الکترون (محل تولید فوتون‌های فنا) و محل تولید پوزیترون مقداری با هم فاصله دارند که این پدیده نیز باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود.</p> <p>(۳) اثر عمق برهمکنش (Parallax Error): فوتونی که در مرکز FOV تولید می‌شود، به یک کریستال برخورد و از کل ضخامت آن عبور کرده و در همان کریستال ثبت می‌شود. اما در مورد فوتونی که در کناره‌های FOV تولید می‌شود، به علت قرارگیری کریستال‌ها به صورت Ring، فوتون در یک کریستال وارد شده اما در کریستال دیگری ثبت می‌شود و چون کریستال‌ها عمق برهمکنش فوتون با کریستال را ثبت نمی‌کنند به اثر عمق برهمکنش نامگذاری شده است. این اثر نیز باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود.</p> <p>(۴) نمونه برداری: Axial-FOV بجای اینکه فقط به اندازه‌ی تعداد Ring‌ها <math>N</math> باشد، به <math>2N-1</math> افزایش می‌یابد تا رزولوشن فضایی نیز بهبود یابد.</p> <p>(۵) فیلترهای بازسازی: بسته به فرکانس قطع فیلتر مورد استفاده (<math>k_{cut-off}</math>)، رزولوشن فضایی کاهش یا افزایش می‌یابد.</p>	<p>عوامل مؤثر بر رزولوشن فضایی PET:</p> <p>(۱) آشکارسازها: پهنای آشکارسازهای مجزا روی رزولوشن فضایی تأثیر بالایی دارد به طوری که برای یک آشکارساز مجزا با پهنای <math>d</math> اگر Point Source دقیقاً وسط دو آشکارساز روبروی هم باشد، PSF دارای <math>FWHM = d/2</math> خواهد بود.</p> <p>(۲) فیزیک پوزیترون: دو اثر Non-collinearity و Positron range را شامل می‌شود. اگر پوزیترون قبل از این که انرژی آن به صفر برسد (مقداری انرژی جنبشی داشته باشد) با یک الکترون ترکیب شود، فوتون‌های فنای تولیدی زاویه‌ای دقیقاً برابر با 180 درجه نسبت به هم نخواهند داشت (Non-collinearity) که باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود. از طرفی پوزیترون قبل از اینکه کاملاً متوقف شود و با الکترون برخورد کند، به علت دارا بودن انرژی جنبشی مسیری را در بافت طی می‌کند (Positron range) بنابراین محل برهمکنش پوزیترون و الکترون (محل تولید فوتون‌های فنا) و محل تولید پوزیترون مقداری با هم فاصله دارند که این پدیده نیز باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود.</p> <p>(۳) اثر عمق برهمکنش (Parallax Error): فوتونی که در مرکز FOV تولید می‌شود، به یک کریستال برخورد و از کل ضخامت آن عبور کرده و در همان کریستال ثبت می‌شود. اما در مورد فوتونی که در کناره‌های FOV تولید می‌شود، به علت قرارگیری کریستال‌ها به صورت Ring، فوتون در یک کریستال وارد شده اما در کریستال دیگری ثبت می‌شود و چون کریستال‌ها عمق برهمکنش فوتون با کریستال را ثبت نمی‌کنند به اثر عمق برهمکنش نامگذاری شده است. این اثر نیز باعث تخمین اشتباه Line of Response و در نتیجه تضعیف رزولوشن فضایی می‌شود.</p> <p>(۴) نمونه برداری: Axial-FOV بجای اینکه فقط به اندازه‌ی تعداد Ring‌ها <math>N</math> باشد، به <math>2N-1</math> افزایش می‌یابد تا رزولوشن فضایی نیز بهبود یابد.</p> <p>(۵) فیلترهای بازسازی: بسته به فرکانس قطع فیلتر مورد استفاده (<math>k_{cut-off}</math>)، رزولوشن فضایی کاهش یا افزایش می‌یابد.</p>	<p>۲۴</p> <p>ج</p>
<p>Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 18)</p>	<p>Accuracy یا صحت به معنای نزدیک بودن مقادیر اندازه گیری شده به مقدار واقعی (صحیح) است.</p> <p>Precision یا دقت به معنای نزدیک بودن مقادیر اندازه گیری شده به یکدیگر است.</p>	<p>۲۵</p> <p>د</p>
		<p>۲۶</p> <p>ب</p>
<p>طبق رابطه‌ی ذکر شده در پاسخ سوال ۲۲، افزایش قطر حفرات کولیماتور حفره موازی (<math>d</math>) باعث تخریب رزولوشن فضایی می‌شود. از طرف دیگر با افزایش قطر حفرات، تعداد فوتون‌های بیشتری آشکارسازی شده و حساسیت افزایش می‌یابد.</p>		<p>۲۷</p> <p>ب</p>
<p>حساسیت بالای کریستال‌های NaI به رطوبت (Hygroscopic) مهم‌ترین ایراد آن بوده که علاوه بر Seal کردن آن بایستی رطوبت محیط را نیز برای جلوگیری از آسیب به آن کنترل کرد.</p>		<p>۲۸</p> <p>الف</p>
<p>A. انتشار بتای منفی (نگاترون) (<math>\beta^-</math>) ← حد تعادل <math>\frac{n}{p} &gt;</math></p> <p>B. انتشار بتای مثبت (پوزیترون) (<math>\beta^+</math>) ← حد تعادل <math>\frac{n}{p} &lt;</math></p> <p>C. گیراندازی الکترون (EC) ← حد تعادل <math>\frac{n}{p} &lt;</math> و اختلاف تراز انرژی بین هسته‌های دختر و مادر کمتر از 1.022 MeV</p>		<p>۲۹</p> <p>ج</p>
<p>Effective focal length = actual focal length <math>\times</math> sin <math>\theta</math> , <math>\theta</math>: Anode Angle</p> <p>پوشش میدان (field coverage) و طول (length) نقطه‌ی کانونی مؤثر با تغییر زاویه‌ی آند، تغییر می‌کنند؛ اما عرض (width) نقطه‌ی کانونی مؤثر تغییری نمی‌کند. با توجه به رابطه‌ی بالا و شکل پایین، با کاهش زاویه‌ی آند، پوشش میدان کاهش می‌یابد، عرض نقطه‌ی کانونی مؤثر بدون تغییر می‌ماند و طول نقطه‌ی کانونی مؤثر کاهش می‌یابد. بنابراین جواب صحیح در هیچکدام از گزینه‌ها نیامده اما گزینه‌ی «ج» به اشتباه کلید نهایی اعلام شده است!!!</p>		<p>۳۰</p> <p>ج</p>
<p>Reference: The Essential Physics of Medical Imaging - Bushberg - 4th Edition – 2021 (Chapter 6)</p>		

<p>با افزایش kV (در صورت ثابت بودن سایر پارامترها) هم کیفیت (انرژی فوتون‌های دسته اشعه) و هم کمیت (تعداد فوتون‌های دسته اشعه) افزایش می‌یابد. بنابراین انرژی مؤثر دسته اشعه (بین یک‌سوم تا یک‌دوم پیک انرژی دسته اشعه) و دز بیمار نیز افزایش می‌یابد.</p>		<p>۵</p>	<p>۳۱</p>
<p>در صورت ثابت بودن سایر پارامترها، دو برابر شدن mA کاهش تعداد فوتون‌های ناشی از نصف شدن ضخامت برش را جبران کرده و در نتیجه تعداد فوتون‌ها تغییر چندانی نمی‌کند. بنابراین نویز و CNR تقریباً بدون تغییر مانده و ثابت می‌ماند.</p>	<p>۵</p>	<p>۳۲</p>	<p>۳۲</p>
<p>اگر تکنولوژیست تشخیص دهد که با افزایش ضخامت بیمار پرتوهای پراکنده زیاد می‌شوند، بایستی با انتخاب فاکتورهای تکنیکی مناسبی و استفاده از وسایلی که پرتوهای پراکنده‌ی رسیده به گیرنده‌ی تصویر را کاهش می‌دهند، یکی رادیوگراف با کیفیت بالا تهیه کند. وسایل فشرده‌ساز (مثل compression paddle) از جمله‌ی این وسایل هستند.</p>	<p>الف</p>	<p>۳۳</p>	<p>۳۳</p>
<p>نقطه‌ی کانونی تیوب اشعه‌ی ایکس بسیار کوچک است اما در واقع یک چشمه‌ی نقطه‌ای نیست که این امر منجر به کاهش رزولوشن (وابسته به بزرگنمایی) می‌شود. این چشمه‌ی finite اشعه‌ی ایکس باعث ایجاد ناواضحی هندسی (geometric blurring) می‌شود.</p>	<p>ب</p>	<p>۳۴</p>	<p>۳۴</p>
<p>آرتیفکت حجم جزئی (Partial Volume) زمانی اتفاق می‌افتد که وکسل‌های CT بزرگ باشند و چندین نوع بافت را در بر گیرند (مانند ترکیبی از بافت نرم و کلسیم). تضعیف یک وکسل معین از بیمار یک میانگین وزنی از مقدار تضعیف بافت نرم و مقدار تضعیف کلسیم داخل آن وکسل خواهد بود. بنابراین تضعیف در این وکسل نشان‌دهنده‌ی هیچکدام از بافت‌ها نبوده و اصطلاحاً آرتیفکت حجم جزئی رخ داده است.</p>	<p>ب</p>	<p>۳۵</p>	<p>۳۵</p>
<p>اکثر تولیدکنندگان فیلم‌هایی با سطوح مختلف کنتراست تولید می‌کنند. کنتراست گیرنده‌ی تصویر با Exposure Latitude آن رابطه‌ی عکس دارد. Exposure Latitude گستره‌ی اکسپوزرهایی است که یک تصویر قابل قبول تولید می‌کنند. در این سوال با توجه به اینکه می‌خواهیم از اندامی تصویربرداری کنیم که بافت‌هایی با ترکیبات بسیار متفاوت دارد (کنتراست ذاتی یا کنتراست جسم بالا) بنابراین بایستی از فیلم‌های با گستره‌ی بالا (کنتراست پایین) استفاده کنیم تا ترکیبات متفاوت را بهتر بتوانیم ببینیم.</p>	<p>ج</p>	<p>۳۶</p>	<p>۳۶</p>
<p>یک فیلتر شکل‌دهنده‌ی پرتو که فیلتر پاپیونی نامیده می‌شود (به‌علاوه شکل آن)، در نزدیکی چشمه‌ی اشعه‌ی ایکس قرار گرفته و باریکه‌ی اشعه‌ی ایکس را شکل می‌دهد تا سطوح بالای شار اشعه‌ی ایکس در حاشیه‌ی fan beam را کاهش دهد. فیلتر پاپیون عدم تعادل سطح سیگنال دریافتی در مرکز و حاشیه‌ی آشکارساز را کاهش داده و با این کار بدون افت کیفیت تصویر، باعث کاهش قابل توجه دز تابشی در قسمت‌های peripheral بیمار می‌شود.</p>		<p>الف</p>	<p>۳۷</p>
<p>Reference: The Essential Physics of Medical Imaging - Bushberg - 4th Edition – 2021 (Chapter 10)</p>	<p>۵</p>	<p>۳۸</p>	<p>۳۸</p>
<p>Sensitivity = <math>\frac{\text{number of true positives}}{\text{number of true positives} + \text{number of false negatives}}</math> = <math>\frac{40}{40+12} = 0.7692 \approx 77\%</math></p>	<p>۵</p>	<p>۳۸</p>	<p>۳۸</p>
<p>با توجه به اینکه در سوال ارتفاع تیغه‌های سربی (و یا نسبت گرید) داده نشده، داده‌ها برای حل سوال کافی نبوده و سوال در کلید نهایی حذف شده است.</p>	<p>حذف</p>	<p>۳۹</p>	<p>۳۹</p>



پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی سال ۱۴۰۰

مهدی محمدی (دانشجوی PhD فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)

Instagram: @arshadmap , @parto.resane , @mdi\_mohammadi

Telegram: @mataleb\_konkuri , @parto\_resaneh , @mdimohammadi



<p>سیستم‌های فلوروسکوپی قدرت تفکیک زمانی بسیار خوبی را ارائه می‌دهند که این ویژگی اساس کاربرد بالینی آنهاست. با این حال، تصاویر فلوروسکوپی نویز نسبتاً بالایی نیز دارند و تحت شرایط خاصی، کاهش دادن قدرت تفکیک زمانی برای کمتر کردن نویز کوانتومی مناسب و مفید است. می‌توان این کار را با میانگین‌گیری از یک‌سری تصاویر انجام داد. یک میانگین‌گیری فریم قابل قبول می‌تواند با کاهش قدرت تفکیک زمانی، باعث تأخیر قابل توجهی در تصویر شود، SNR را افزایش دهد و از طرف دیگر باعث کاهش قدرت تفکیک مکانی و ایجاد blurring شود. این مصالحه (compromise) بستگی به کاربرد خاص فلوروسکوپی و ترجیحات کاربر دارد.</p>	<p>د</p>	<p>۴۰</p>										
<p>Reference: The Essential Physics of Medical Imaging - Bushberg – 3rd Edition – 2012 (Chapter 9)</p>												
<p>Reference: MRI in Practice - Catherine Westbrook - 5th Edition – 2019 (Chapter 8)</p>	<p>الف</p>	<p>۴۱</p>										
<p>تصویربرداری موازی روشی برای کاهش زمان اسکن است. اصطلاح موازی (parallel) اشاره به این هر کوئل موجود در آرایه‌ی فازی به‌صورت هم‌زمان با سایر کوئل‌ها، داده‌ها را دریافت می‌کند.</p>	<p>ب</p>	<p>۴۲</p>										
<p>Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 24)</p>												
<table border="1" data-bbox="95 660 1340 772"> <thead> <tr> <th data-bbox="95 660 446 683"></th> <th data-bbox="446 660 901 683">Adjusted parameter</th> <th data-bbox="901 660 1340 683">Consequence</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td data-bbox="95 683 446 705" rowspan="4">To Maximize resolution (assuming a square FOV)</td> <td data-bbox="446 683 901 705">↓ Slice thickness</td> <td data-bbox="901 683 1340 705">↓ SNR</td> </tr> <tr> <td data-bbox="446 705 901 750">↑ Image matrix (fixed FOV)</td> <td data-bbox="901 705 1340 750">↓ SNR ↑ Scan time (pMatrix)</td> </tr> <tr> <td data-bbox="446 750 901 772">↓ FOV (fixed matrix)</td> <td data-bbox="901 750 1340 772">↓ SNR</td> </tr> </tbody> </table> <p>با توجه به جدول بالا، میدان دید (FOV)، ضخامت برش و سایز ماتریس بر قدرت تفکیک فضایی تصویر مؤثر هستند. از آنجایی که FOV تحت تأثیر شیب گرادیان است (FOV = BW/γGx)، بنابراین شیب گرادیان هم بر روی قدرت تفکیک فضایی اثر دارد.</p>		Adjusted parameter	Consequence	To Maximize resolution (assuming a square FOV)	↓ Slice thickness	↓ SNR	↑ Image matrix (fixed FOV)	↓ SNR ↑ Scan time (pMatrix)	↓ FOV (fixed matrix)	↓ SNR	<p>ج</p>	<p>۴۳</p>
	Adjusted parameter	Consequence										
To Maximize resolution (assuming a square FOV)	↓ Slice thickness	↓ SNR										
	↑ Image matrix (fixed FOV)	↓ SNR ↑ Scan time (pMatrix)										
	↓ FOV (fixed matrix)	↓ SNR										
	<p>Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 17)</p>											
<p>Reference: MRI in Practice - Catherine Westbrook - 5th Edition – 2019 (Chapter 7)</p>												
<p><math>\Delta x = FOV_x / N_x = 250 / 256 = 0.9765 \text{ mm}</math>  <math>\Delta y = FOV_y / N_y = 250 / 256 = 0.9765 \text{ mm}</math>  <math>\Delta z = 1 \text{ mm}</math>  Voxel Size = <math>\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z = 0.9535 \text{ mm}^3</math></p>	<p>الف و ب</p>	<p>۴۴</p>										
<p>☐ SNR می‌تواند با استفاده از فاکتورهای زیر افزایش یابد:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ TR بلند و TE کوتاه</li> <li>✓ زاویه چرخش 90° در سکانس‌های اسپین اکو و یا زاویه‌ی Ernst در سکانس‌های گرادیان اکو</li> <li>✓ کوئلی با اندازه‌ی مناسب برای ناحیه‌ی مورد نظر و درست تنظیم‌شده</li> <li>✓ ماتریس سایز کوچک (در FOV ثابت)</li> <li>✓ FOV بزرگ (در ماتریس سایز ثابت)</li> <li>✓ اسلایس‌های ضخیم</li> <li>✓ یک BW دریافتی باریک</li> <li>✓ استفاده از بیشترین NEX یا NSA</li> <li>✓ کاهش Ny (در FOV ثابت)</li> <li>✓ کاهش Nx (در FOV ثابت)</li> </ul>	<p>الف</p>	<p>۴۵</p>										
<p>Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 17)</p>												
<p>Reference: MRI in Practice - Catherine Westbrook - 5th Edition – 2019 (Chapter 7)</p>												
<p>هر اسلایس فضای K مربوط به خودش را دارد و در سکانس‌های Multi-slice FSE (TSE) در هر TR، بعد از هر پالس 180° یک خط از فضای K یکی از اسلایس‌ها پر می‌شود.</p>	<p>ب</p>	<p>۴۶</p>										
<p>Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapters 12, 19)</p>												
<p>راه‌های کاهش آرتیفکت Cross-talk:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>۱. ایجاد فاصله بین برش‌های مجاور</li> <li>۲. دو تصویر با فضای بین تصویر 100% بین آن‌ها</li> <li>۳. استفاده از پالس RF طولانی‌تر جهت بیشتر مستطیلی شدن پروفایل پالس</li> </ol> <p>اگر فاصله (gap) بین برش‌های مجاور را زیاد کنیم، cross-talk کاهش می‌یابد اما از طرف دیگر احتمال از دست دادن اطلاعات ضایعه‌ای کوچک که در ناحیه‌ی gap قرار گرفته، افزایش می‌یابد. تنها راه جلوگیری از این کار استفاده از دو سکانس مجزا است که هر کدام gap 100% داشته باشند که این کار با گرفتن اسلایس‌های فرد با هم و اسلایس‌های زوج با هم انجام می‌شود و interleaving یا concatenation نامیده می‌شود.</p> <p>First sequence: odd slices 1, 3, 5, 7, ...  Next sequence: even slices 2, 4, 6, 8, ...</p>	<p>ب</p>	<p>۴۷</p>										
<p>Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 18)</p>												





پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی سال ۱۴۰۰

مهدی محمدی (دانشجوی PhD فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)

Instagram: @arshadmap , @parto.resane , @mdi\_mohammadi

Telegram: @mataleb\_konkuri , @parto\_resaneh , @mdimohammadi



Gradient-echo Extrinsic Contrast Parameters				ج	۴۸
Weight	TR	TE	Flip Angle		
T1W	Short	Short	Large		
T2W	Long	Long	Small		
PD	Long	Short	Small		
Reference: MRI in Practice - Catherine Westbrook - 5th Edition – 2019 (Chapter 4)					
فاصله‌ی بین تصویر شبح (ghost) و تصویر واقعی، با افزایش TR افزایش و با افزایش گرادیان میدان مغناطیسی ( $\Delta G$ ) کاهش می‌یابد. Reference: MRI The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 18)					
الف ۵۰					
ج ۵۱					
الف ۵۲					
الف ۵۳					
Power = Intensity $\times$ Area با توجه به رابطه‌ی بالا، اگر توان ثابت باشد و سطح کریستال ۲۵ درصد کاهش یابد، شدت موج ۲۵ درصد افزایش می‌یابد. Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 1)					
در حفره‌سازی، برهمکنش بین اندازه‌ی حباب گاز و فرکانس اهمیت زیادی دارد. اگر شعاع یک حباب هوای آزاد موجود در آب 3.5 $\mu\text{m}$ باشد، در فرکانس 1 MHz تشدید می‌شود. در فرکانس‌های بالاتر، اندازه‌ی حباب موردنیاز برای تشدید کاهش می‌یابد. Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 22)					
Frame Rate (max) = $\frac{c}{2Rn} = \frac{PRF}{n}$ با توجه به رابطه‌ی بالا، با افزایش تعداد خطوط اسکن (n)، ماکزیمم آهنگ فریم کاهش می‌یابد. Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 7)					
د ۵۷					
در حفره‌سازی پایدار، در یک فرکانس مشخص (که تابع اندازه‌ی حباب است)، دامنه‌ی ارتعاش ذرات مایع مجاور ماکزیمم می‌شود که به این حالت رزونانس یا تشدید جمعی گفته می‌شود. بنابراین پاسخ صحیح گزینه‌ی «ب» است اما گزینه‌ی «ج» به اشتباه کلید نهایی اعلام شده است!!! Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 22)					
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 22)					
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 16)					
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 14)					
با توجه به اینکه سرعت انتشار موج فراصوت (c) داده نشده، مسئله قابل حل نبوده و این سوال در کلید نهایی حذف شده است.					
فیلم دزیمتر بالاترین قدرت تفکیک مکانی را دارد (به‌علت سایز کوچک [در حد میکرومتر] هالیدهای نقره در ساختار آن).					
جنبه‌ای از دزیمتری الکترون که مشکلات بیشتری از دزیمتری فوتون یا نوترون ایجاد می‌کند، تعادل ذره‌ی باردار است. تعادل الکترونی در دزیمتری الکترون‌ها تنها در حالات غیرمعمولی که داخل ماده حاوی توزیع یکنواخت مواد تابش‌کننده پرتو $\beta$ باشد، وجود دارد. در غیر این حالت، الکترون‌های سریع هنگام عبور از ماده تحت تابش، انرژی از دست داده ولی برخلاف تابش‌های فوتون یا سایر ذرات باردار از تابش‌های نوترون، تولید الکترون‌های جدید و سریع مربوطه وجود ندارد. برای به حداقل رساندن این مشکل، دزیمترهای الکترون معمولاً در جهت تابش پرتو نازک ساخته می‌شود. منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان – دکتر محسن حاجی‌زاده صفار – انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۸)					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 8)					
نظریه‌ی Spencer & Attix برخلاف نظریه‌های گذشته نشان داد که یونیزاسیون در واحد جرم گاز تابعی از جرم گاز، یعنی حجم حفره یا فشار گاز داخل آن خواهد بود. همچنین انتظار می‌رود این بستگی برای ترکیبات مختلف از محیط و گازها نیز تغییر کند. منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان – دکتر محسن حاجی‌زاده صفار – انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۷)					
بهره‌ی فلورسانس در یک لایه یا زیر لایه‌ی اتمی عبارتست از احتمال اینکه جای خالی در آن لایه یا زیر لایه از طریق انتقال توام با تابش، پر شود. احتمال چنین انتقالی متناسب با $z^4$ است، درحالی‌که احتمال انتقال بدون تابش تقریباً مستقل از z است. مقدار تقریبی بهره‌ی فلورسانس لایه‌ی K، از رابطه‌ی $\omega_k = \frac{z^4}{a_k + z^4}$ که مقدار $a_k = 1.12 \times 10^6$ می‌باشد، به‌دست می‌آید. برای مواد با عدد اتمی کم، بهره‌ی فلورسانس برای تابشهای اختصاصی بسیار ناچیز است. منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان – دکتر محسن حاجی‌زاده صفار – انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۲)					
منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان – دکتر محسن حاجی‌زاده صفار – انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۲)					



پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی سال ۱۴۰۰

مهدی محمدی (دانشجوی PhD فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)

Instagram: @arshadmap , @parto.resane , @mdi\_mohammadi

Telegram: @mataleb\_konkuri , @parto\_resaneh , @mdimohammadi



منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۴)	د	۶۹					
منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۱۰)	ب	۷۰					
$P_d = \frac{s(SSD+d-SDD)}{SDD}$ <p>s = source diameter , SSD = Source-to-Surface Distance , d = depth , SDD = Source-to-Diaphragm Distance</p> $P_d = \frac{2(80+0.5-30)}{30} = 3.366 \approx 3.4 \text{ cm}$	د	۷۱					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 4)							
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 14)	الف	۷۲					
الکترون به علت LET و جرم پایین و نوترون به علت خنثی بودن از نظر بار الکتریکی، پیک براگ ندارند.	ج و د	۷۳					
$\text{TAR}(d,r_d) = \frac{D_d}{D_{fs}} \rightarrow D_d = \text{TAR}(d,r_d) \times D_{fs} = 0.538 \times 86.5 = 46.537 \text{ (cGy/min)}$ $\text{Dose Rate} = \frac{\text{Dose}}{\text{Time}} \rightarrow \text{Time} = \frac{\text{Dose}}{\text{Dose Rate}} = \frac{200 \text{ (cGy)}}{46.537 \text{ (cGy/min)}} = 4.29 \text{ min} = 257.4 \text{ sec}$ <p>با توجه به اینکه پاسخ صحیح در هیچکدام از گزینه‌ها نیست، این سوال در کلید نهایی حذف شده است.</p>	حذف	۷۴					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 9)							
ICRU Report 62 یک حاشیه‌ی داخلی (IM) را پیشنهاد می‌کند که به CTV اضافه شود تا حرکات فیزیولوژیکی داخلی و تغییر در اندازه، شکل و موقعیت CTV در طول درمان (نسبت به یک نقطه‌ی مرجع داخلی و دستگاه مختصات متناظر با آن) را جبران کند. حجمی که CTV به همراه این حاشیه را در بر می‌گیرد، Internal Target Volume (ITV) نامیده می‌شود.	ج	۷۵					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 11)							
$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} = 2.33 \text{ (MeV/cm)} \times 5 \text{ (cm)} = 11.65 \text{ MeV}$	ب	۷۶					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 14)							
نسبت دز محیطی ماکزیمم به دز نقطه‌ی میانی (Maximum peripheral dose/Midpoint dose)، با افزایش انرژی کاهش می‌یابد و همچنین این نسبت در یک انرژی معین، با افزایش ضخامت بیمار افزایش می‌یابد.	ب	۷۷					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 11)							
<table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <tr> <td rowspan="4" style="text-align: center; vertical-align: middle;">To Increase PDD</td> <td style="text-align: center;">Beam Energy ↑</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">SSD ↑</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Field Size ↑</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Depth ↓</td> </tr> </table>	To Increase PDD	Beam Energy ↑	SSD ↑	Field Size ↑	Depth ↓	الف	۷۸
To Increase PDD		Beam Energy ↑					
		SSD ↑					
		Field Size ↑					
	Depth ↓						
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 9)							
فاکتور TAR به انرژی پرتو، عمق و اندازه‌ی میدان بستگی دارد و مستقل از SSD است (برخلاف فاکتور PDD).	الف	۷۹					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 9)							
برای بررسی توزیع دز در راستای خارج از محور مرکزی، بایستی Beam Profile رسم شود.	د	۸۰					
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition - 2020 (Chapter 11)							
مشابه پاسخ سوال ۷۸	الف	۸۱					
مهم‌ترین مکانیسمی که به واسطه‌ی گروه سولفیدریلی در حفاظت سلولی به وجود می‌آید، جاروب کنندگی رادیکال‌های آزاد است. این مکانیسم به طور ویژه در تابش‌گیری از پرتوهای یونیزان پراکنده که حدود $\frac{2}{3}$ آسیب‌های ناشی از آن‌ها به وجود رادیکال‌های آزاد می‌انجامد، مهم است.	الف	۸۲					
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition - 2019 (Chapter 9)							
تابش‌گیری در طی دوره‌ی پیش از لانه‌گزینی می‌تواند منجر به مرگ قبل از تولد (prenatal death) شود.	ج	۸۳					
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition - 2019 (Chapter 12)							
$D_0 = 1.5 \text{ Gy} , e = 2 , \text{ Total Dose} = 30 \text{ Gy} , 10^9 \text{ Tumor cells}$ $D_{10} = \log_{10} \times D_0 = 3.32 \times 1.5 = 4.98 \text{ Gy}$ $\text{Number of decades of cell killing} = 30 \div 4.98 = 6.024$ $\text{Number of cells remaining} = 10^9 \times 10^{-6.024} = 0.9462 = 9.46 \times 10^{-1}$ <p>نزدیک‌ترین گزینه به پاسخ، گزینه‌ی «الف» است.</p>	الف	۸۴					
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition - 2019 (Chapter 3)							
	ب	۸۵					
	ب	۸۶					
$\text{Biologically Effective Dose (BED)} = (\text{total dose}) \times (\text{relative effectiveness}) = \frac{E}{\alpha/\beta} = (nd) \times \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta}\right) = (30 \times 2) \times \left(1 + \frac{2}{3}\right) = 100 \text{ Gy}$ $\text{BED} = 100 \text{ Gy} , d = 1.5 \text{ Gy} , \alpha/\beta = 3 , nd = ? \rightarrow nd = \text{BED} \div \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta}\right) = 100 \div \left(1 + \frac{1.5}{3}\right) = 66.66 \text{ Gy}$	ج	۸۷					
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition - 2019 (Chapter 23)							





پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی سال ۱۴۰۰

مهدی محمدی (دانشجوی PhD فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)

Instagram: @arshadmap , @parto.resane , @mdi\_mohammadi

Telegram: @mataleb\_konkuri , @parto\_resaneh , @mdimohammadi



<p>ویژگی‌های پرتودرمانی تقطیعی بیش از حد تسریع شده همراه با تنفس کاربوژن و با افزودن نیکوتینامید (ARCON): (Accelerated hyper-fractionated Radiation therapy while breathing Carbogen and with the addition of Nicotinamide)</p> <p>تسریع درمان برای فائل آمدن بر تکثیر ✓ تقطیع بیش از حد معمول برای آسیب کمتر به بافت‌های سالم ✓ تنفس کاربوژن برای فائل آمدن بر هایپوکسی مزمن ✓ افزودن نیکوتینامید برای فایق آمدن بر هایپوکسی حاد ✓</p> <p>Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 26)</p>	ج	۸۸
<p>Radiation mitigators داروهایی هستند که به فاصله‌ی زمانی کوتاهی پس از تابش‌گیری اما قبل از بروز toxicity در بافت سالم تجویز می‌شوند تا شدت پاسخ به تابش را کاهش دهند.</p> <p>سه داروی Radiation mitigators که به تأیید FDA رسیده‌اند: ✓ Granulocyte colony-stimulating factor (G-CSF) (filgrastim [Neupogen]) ✓ Pegylated G-CSF (pegfilgrastim [Neulasta]) ✓ Granulocyte-macrophage colony-stimulating factor (GM-CSF) (sargramostim [Leukine]) ✓</p> <p>Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 9)</p>	د	۸۹
<p>فرضیه‌ی Radiation Hormesis بیان می‌کند که سطوح پایین تابش (low-level radiation) در واقع مفید هستند و مکانیسم‌های ترمیم را به منظور محافظت در برابر بیماری فعال می‌کنند.</p> <p>Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 10)</p>	ب	۹۰
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019	د	۹۱
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019	د	۹۲
<p>Equivalent Dose Rate (mrem/hr) = Absorbed Dose Rate (mrad/hr) × Radiation weighting factor = (0.2 × 1) + (0.2 × 20) = 4.2 mrem/hr</p> <p>فسفات کرومیک P-32 یک رادیونوکلئید رایج با نیمه عمر 14.3 days است که پرتوی بتا ساطع می‌کند و به‌صورت داخل صفاقی (اغلب برای درمان ovarian cancer) تزریق می‌شود. بهترین حفاظ برای پرتوهای بتا، پلاستیک است.</p>	الف	۹۳
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	د	۹۴
<p>بر اساس آخرین توصیه‌ی ICRP دز مؤثر تجمعی برای تمام بدن یک پرتوکار برابر با سن فرد و بر حسب rem است که اصطلاحاً Rem-bank نامیده می‌شود. بنابراین Rem-bank برای یک فرد ۴۴ ساله، 44 rem بوده که معادل 440 mSv است.</p>	د	۹۵
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	ب	۹۶
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	د	۹۷
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	ج	۹۸
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	ب	۹۹
<p>بنابراین به 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) نیاز داریم.</p> <p>Thickness = n × TVL = 5 × 1.9 = 9.5 cm</p> <p>مقدار تضعیف پرتو در اثر عبور از حفاظ، با ضخامت حفاظ رابطه‌ی نمایی دارد. <math>(I = I_0 e^{-\mu x})</math></p>	ب	۱۰۰

# جزوات و نکته‌برداری‌های دروس تخصصی آزمون دکترای فیزیک پزشکی

## تهیه و گردآوری: مهدی محمدی

دانشجوی دکترای تخصصی فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران  
کارشناس ارشد فیزیک پزشکی  
کارشناس رادیولوژی

تمام مطالب از منابع معتبر نکته‌برداری شده و دروس زیر را شامل می‌شوند

آمار زیستی	فیزیک رادیوگرافی و CT Scan
فیزیک رادیوتراپی	رادیوبیولوژی
فیزیک MRI	حفاظت پرتویی
فراصوت	دزیمتری
پزشکی هسته‌ای	لیزر

جهت دریافت فایل نمونه و تهیه‌ی جزوات به یکی از IDهای زیر پیام دهید.



@Arshadmap



@Mdi\_Mohammadi



@MdiMohammadi