

جزوات و نکته‌برداری‌های ویژه آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی

گردآورنده: مهدی محمدی

دانشجوی دکترای تخصصی فیزیک پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

(رتبه ۲ دکترای تخصصی)



صفحه بعد

قابل توجه تمامی داوطلبان:

۱. این جزوه به صورت مجموعه دروس معرفی شده زیر، خدمت تمامی داوطلبان آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی تقدیم خواهد شد و به هیچ وجه به صورت تکی قابل تهیه نیست.

۲. این جزوه برای داوطلبانی که حداقل یکبار دروس مورد نظر را مطالعه کرده اند و در مرحله تست‌زنی و جمع‌بندی کنکور هستند، مفید است.



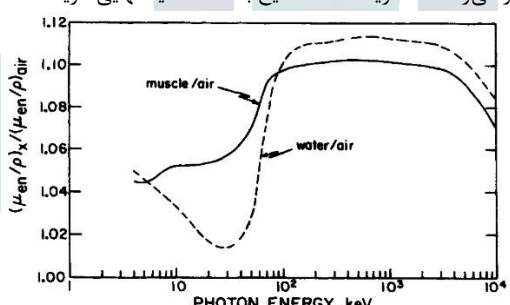
صفحه بعد

دروس جزوه و منابع مورد استفاده برای تهیه خلاصه‌نویسی‌ها و نکات

- * فیزیک رادیوتراپی (فیزیک رادیوتراپی خان)
- * فیزیک MRI (مبانی تصویربرداری تشدید مغناطیسی ری هاشمی)
- * فیزیک فراصوت (فیزیک و تجهیزات فراصوت هدریک)
- * فیزیک پزشکی هسته‌ای (کتاب‌های پزشکی هسته‌ای ساها و چاندر)
- * رادیوبیولوژی (رادیوبیولوژی برای رادیولوژیست اریک جی هال)
- * حفاظت پرتویی (رادیوبیولوژی و حفاظت دکتر توکلی - رادیوبیولوژی کاربردی و حفاظت در برابر تشعشع استیون دود)
- * دزیمتری (مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان دکتر حاجی‌زاده صفار - فیزیک رادیوتراپی خان)
- * فیزیک رادیولوژی تشخیصی (بوشبرگ - بوشانگ - کریستینسن)
- * فیزیک سی تی اسکن (سیرام - فصل‌های مربوطه در کتابهای بوشبرگ، بوشانگ و کریستینسن)
- * فیزیک لیزر (فیزیک پزشکی دکتر تکاور)
- * آمار زیستی و احتمالات (روشهای آماری و شاخص‌های بهداشتی دکتر کاظم محمد)

حجم بالا و تعدد منابع آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی، انتخاب منابع و جمع‌بندی نکات آنها را برای داوطلبان این آزمون چالش برانگیز کرده است. به همین منظور گالنی در راستای رسالت خود به عنوان مرجع تخصصی علوم پزشکی، اقدام به طراحی و انتشار جزوات و نکته‌برداری‌های ویژه آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی نموده است.

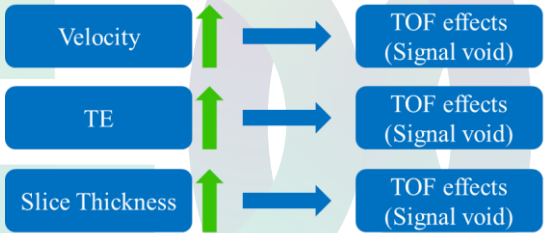
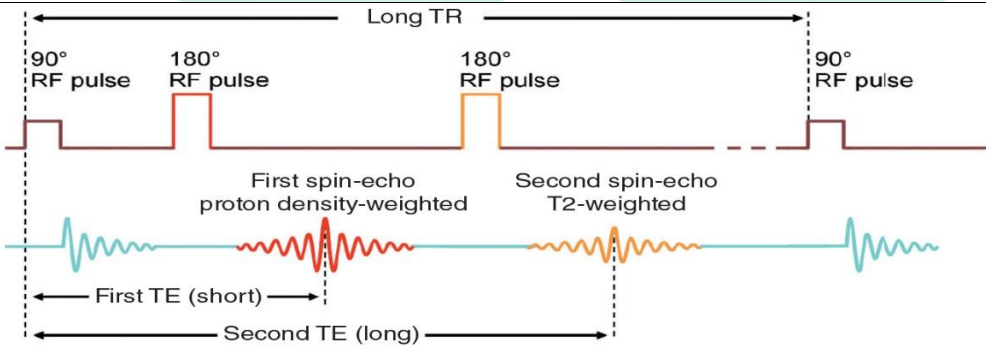
سؤال	کلید	پاسخ تشریحی												
۱	الف													
۲	ج													
۳	الف													
۴	د													
۵	ج													
۶	ب													
۷	ب													
۸	الف													
۹	د													
۱۰	ج													
۱۱	ب	<p>احتمال اینکه واکسن برای بهبود حداکثر ۳ بیمار مؤثر باشد، برابر است با احتمال کل (۱) منهای "مجموع احتمال اینکه واکسن برای بهبود ۴ بیمار مؤثر باشد و واکسن برای بهبود همه‌ی بیماران (۵) بیمار مؤثر باشد".</p> <p>در مورد این سؤال چون احتمال ثابت در نظر گرفته شده است بایستی از فرمول توزیع دوجمله‌ای استفاده کنیم.</p> $P_n(X) = C_n^x p^x q^{n-x} \quad C_n^x = \frac{n!}{x!(n-x)!}$ <p>x: تعداد موفقیت (حداقل صفر و حداکثر n) n: تعداد آزمایش p: احتمال موفقیت در آزمایش (در این سؤال برابر با 0.8) q: احتمال شکست در آزمایش (در این سؤال برابر با 0.2)</p> <p>بنابراین داریم:</p> $P(X \leq 3) = 1 - P(X > 3) = 1 - [P(4) + P(5)] = 1 - [(5 \times 0.8^4 \times 0.2) + (1 \times 0.8^5 \times 0.2^0)]$ $= 1 - [0.4096 + 0.32768] = 1 - 0.73278 = 0.26272$												
۱۲	د	<p>از آنجایی که ضریب همبستگی پیرسون (ρ) برای بررسی همبستگی دو متغیر کمی با توزیع نرمال به کار می‌رود، گزینه «د» صحیح است.</p> <p>$\rho=1$: همبستگی کامل مستقیم (مثبت): با بزرگ شدن یک متغیر، متغیر دیگر هم بزرگ می‌شود. $\rho=-1$: همبستگی کامل معکوس (منفی): با بزرگ شدن یک متغیر، متغیر دیگر کوچک می‌شود. $\rho=0$: عدم وجود همبستگی: دو متغیر از هم مستقل هستند.</p> <p>$0 < \rho < 1$ یا $-1 < \rho < 0$: همبستگی نسبی یا ناقص: از روی مقدار یک متغیر می‌توان تا حدودی و به‌صورت تقریبی مقدار متغیر دیگر را پیش‌بینی کرد.</p> $n = \frac{(Z_{1-\alpha/2})^2 \pi(1-\pi)}{d^2} = \frac{(Z_{0.975})^2 \pi(1-\pi)}{(0.05)^2} = \frac{(1.96)^2 \times 0.489 \times 0.511}{(0.05)^2} = 383.97$ <p>در این سؤال، بایستی دقت نمونه‌گیری (d) داده می‌شد و به‌صورت پیش‌فرض در محاسبات آن را 0.05 در نظر گرفتیم. همانطور که مشاهده می‌فرمایید پاسخ صحیح در بین گزینه‌ها نیست!!!</p> <p>در این تیپ سؤالات مربوط به محاسبه‌ی حجم نمونه، نزدیک‌ترین گزینه‌ی بزرگتر از حجم نمونه‌ی محاسبه‌شده را انتخاب می‌کنیم (در این سؤال گزینه «ب»).</p>												
۱۳	ب													
۱۴	د	<table border="1"> <thead> <tr> <th>تعداد و رابطه‌ی گروه‌ها</th> <th>آزمون پارامتریک</th> <th>آزمون غیرپارامتریک</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>دو گروه مستقل</td> <td>Unpaired t-test</td> <td>Mann-Whitney U</td> </tr> <tr> <td>دو گروه غیرمستقل (زوجی یا قبل و بعد)</td> <td>Paired t-test</td> <td>Wilcoxon</td> </tr> <tr> <td>سه گروه یا بیشتر</td> <td>Analysis of variance (ANOVA)</td> <td>Kruskal-Wallis</td> </tr> </tbody> </table> <ul style="list-style-type: none"> • اگر صفت X کمی باشد و توزیع آن هم تقریباً نرمال باشد ← استفاده از آزمون‌های پارامتریک • صفت X کمی با توزیع غیرنرمال یا ترتیبی باشد ← استفاده از آزمون‌های غیرپارامتریک • پارامتریک یا غیرپارامتریک بودن توزیع صفت X را با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی می‌کنیم. 	تعداد و رابطه‌ی گروه‌ها	آزمون پارامتریک	آزمون غیرپارامتریک	دو گروه مستقل	Unpaired t-test	Mann-Whitney U	دو گروه غیرمستقل (زوجی یا قبل و بعد)	Paired t-test	Wilcoxon	سه گروه یا بیشتر	Analysis of variance (ANOVA)	Kruskal-Wallis
تعداد و رابطه‌ی گروه‌ها	آزمون پارامتریک	آزمون غیرپارامتریک												
دو گروه مستقل	Unpaired t-test	Mann-Whitney U												
دو گروه غیرمستقل (زوجی یا قبل و بعد)	Paired t-test	Wilcoxon												
سه گروه یا بیشتر	Analysis of variance (ANOVA)	Kruskal-Wallis												
۱۵	الف	$n_{net} = n_{total} - n_{bkg} = \frac{510}{5} + \frac{2400}{60} = 102 - 40 = 62 \text{ cpm}$ $\sigma = \sqrt{\frac{c}{t}}, \quad \sigma_{net} = \sqrt{\sigma_{total}^2 + \sigma_{bkg}^2} = \sqrt{\left(\sqrt{\frac{102}{5}}\right)^2 + \left(\sqrt{\frac{40}{60}}\right)^2} = \sqrt{20.4 + 0.66} = \sqrt{21.06} = 4.589 \approx 4.6 \text{ cpm}$												

$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}}$ $\text{Specificity} = \frac{\text{True Negative}}{\text{True Negative} + \text{False Positive}}$	<p>ج</p> <p>۱۶</p>
<p>احتمال وقوع حداقل یکی از این سه پیشامد مستقل از هم برابر است با احتمال کل (۱) منهای احتمال اینکه هیچ کدام از سه پیشامد به وقوع نپیوندند.</p> $P(X \geq 1) = 1 - P(X=0) = 1 - \left(\frac{4}{5} \times \frac{4}{5} \times \frac{4}{5}\right) = 1 - \frac{64}{125} = \frac{61}{125}$	<p>الف</p> <p>۱۷</p>
<p>مجموع داده‌های اول: $20 \times 15 = 300$ مجموع داده‌های دوم: $10 \times 5 = 50$ مجموع کل داده‌ها: $300 + 50 = 350$ میانگین کل داده‌ها: $350 \div 30 = 11.66 \approx 11.7$</p>	<p>ج</p> <p>۱۸</p>
$P = (0.7 \times 0.6) + (0.5 \times 0.4) = 0.42 + 0.2 = 0.62$	<p>ب</p> <p>۱۹</p>
<p>$CV = \frac{SD}{M}$, $CV = 0.2$, $M = 2.5$, $SD = CV \times M = 0.2 \times 2.5 = 0.5$, $\text{Variance} = SD^2 = 0.5^2 = 0.25$</p> <p>هرگاه داده‌ها را با عدد ثابتی جمع کنیم یا عدد ثابتی را از آنها کم کنیم، میانگین به همان اندازه زیاد یا کم می‌شود اما در واریانس و انحراف معیار تغییری حاصل نمی‌شود. بنابراین در این سوال چون عدد ثابتی با داده‌ها جمع شده است، میانگین افزایش یافته و انحراف معیار تغییری نمی‌کند و با توجه به این که در فرمول ضریب تغییرات، میانگین در مخرج کسر است، در نتیجه ضریب تغییرات کاهش می‌یابد.</p>	<p>ب</p> <p>۲۰</p>
<p>با توجه به نمودار زیر از کتاب دزیمتری Attix، به نظر می‌رسد که گزینه «د» صحیح باشد اما کلید نهایی گزینه «الف» اعلام شده است.</p> 	<p>الف</p> <p>۲۱</p>
<p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۵)</p>	<p>الف</p> <p>۲۲</p>
<p>فیلم‌های مورد استفاده برای دزیمتری دارای قطر ذرات هالید نقره حدود ۱ میکرون و ضخامت امولسیون ۳۰-۱۰ میکرون هستند. از این فیلم‌ها برای دزیمتری شخصی در حفاظت پرتویی (در سطح گسترده‌ای) و در برخی جنبه‌های دزیمتری در پرتودرمانی نیز استفاده می‌شود. فیلم دارای قدرت تفکیک فضایی بهتری از سایر سیستم‌های دزیمتری بوده و بنابراین برای اندازه‌گیری در مکان‌هایی که میدان‌های پرتو در فضا به سرعت تغییر می‌کند، مثلاً در نزدیکی منابع اشعه، در لبه‌های باریکه پرتو و نزدیک مرز مشترک‌ها، حفره‌ها یا سایر ناهمگنی‌ها ارزشمند است.</p>	<p>ج</p> <p>۲۳</p>
<p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۱۰)</p>	<p>ب</p> <p>۲۴</p>
<p>برای کاربردهای دزیمتری فیلم از امولسیون‌های نازکتر و ذرات ریزتر استفاده شده، زیرا کندی فیلم برای کنترل دقیق‌تر اکسپوز می‌تواند یک مزیت محسوب شود.</p> <p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۱۰)</p>	<p>ب</p> <p>۲۴</p>
<p>اساس کار یک آشکارساز نیمه‌رسانا مشابه کار اتاقک یونیزاسیون است، با این تفاوت که در آشکارساز نیمه‌رسانا جذب پرتو تابشی موجب به وجود آمدن الکترون و حفره در داخل حجم حساس آشکارساز می‌شود. یکی از مزایای این آشکارسازها در این است که برای ایجاد یک زوج الکترون-حفره حدود 3.5 eV انرژی لازم است، حال آنکه برای هر یونیزاسیون در آشکارسازی گازی به حدود 30 eV انرژی نیاز است. بنابراین در تابش‌های با انرژی کم، تعداد الکترون-حفره به ازای هر MeV انرژی پرتو تابشی، افزایش یافته و در نتیجه تغییرات آماری کاهش و قدرت تفکیک آشکارساز بهبود می‌یابد. قدرت تفکیک این نوع آشکارسازها در حدود 0.2% است که در مقایسه با اتاقک یونیزاسیون (0.7%) و یا آشکارسازهای سنتیلاسیون (10-6%) ارجحیت آن‌ها را برای طیف‌نگاری پرتو تابشی نشان می‌دهد.</p>	<p>ج</p> <p>۲۵</p>
<p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۴)</p>	<p>ب</p> <p>۲۴</p>
<p>یک نظریه عمومی حفره توسط Burlin ارائه شده که در آن سعی شده است حفره‌هایی با هر اندازه را شامل شود. او یک ضریب توزین d را به عبارت S_{mg} و $\left(\frac{\mu_{en}/\rho}{\mu_{en}/\rho}\right)_m$ را به عبارت اعمال کرد. با افزایش اندازه حفره، d به تدریج از ۱ به صفر تغییر می‌کند. این ضریب توزین به تضعیف الکترون در ماده حفره مربوط می‌شود.</p> <p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۷)</p>	<p>ج</p> <p>۲۶</p>
<p>در ناحیه‌ی یونیزاسیون یا یونش، دامنه تپ الکتریکی متناسب با انرژی پرتو تابشی (و مستقل از ولتاژ الکترودها) است. آشکارسازی که در این ناحیه از ولتاژ ساخته می‌شود «اتاقک یونیزاسیون» نامیده می‌شود.</p> <p>منبع: مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان - دکتر محسن حاجی‌زاده صفار - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۴)</p>	<p>ب</p> <p>۲۷</p>
<p>✓ مزایای دیودها: حساسیت بالاتر، پاسخ آنی و اندازه کوچکتر (0.2 to 0.3 mm^3) نسبت به اتاقک‌های یونیزاسیون و عدم نیاز به بایاس ولتاژ بالا برای جمع‌آوری یون‌ها (برخلاف اتاقک‌های یونیزاسیون)</p> <p>× معایب دیودها: وابستگی به انرژی در باریکه‌های فوتونی، وابستگی به جهت تابش، اثرات گرمایی و آسیب ناشی از تابش در استفاده‌های طولانی‌مدت</p>	<p>ج</p> <p>۲۸</p>

<p>Coverage = 250 mm , Slice Thickness = 3 mm , Interval = 0.5 mm</p> <p>Overlap = Slice Thickness – Interval = 3 – 0.5 = 2.5 mm</p> <p>Coverage = [n × Slice Thickness] – [(n-1) × Overlap] = [n × 3] – [(n-1) × 2.5] → n = 495</p> <p>همانطور که مشاهده می‌شود، پاسخ صحیح در بین گزینه‌ها نیست!!!</p>	<p>الف</p> <p>۲۹</p>
<p>برای حل این سوال بایستی از قضیه تالس (مثلث‌های متشابه) استفاده کرد.</p> $\frac{50}{75} = \frac{2}{x} \rightarrow x = 3 \text{ mm}$	<p>د</p> <p>۳۰</p>
<p>بهره کوچک‌نمایی = $\frac{20^2}{2^2} = \frac{(\text{قطر فسفر ورودی})^2}{(\text{قطر فسفر خروجی})^2} = 100$</p>	<p>ب</p> <p>۳۱</p>
<p>تصویر نهایی در فلوروسکوپی وارونه و مثبت است. در مورد تصاویر مثبت و منفی به مطالب زیر توجه فرمایید.</p> <p>در تصاویر منفی (رادیولوگرافی) همانطور که می‌دانیم اشعه باعث سیاه شدن فیلم می‌شود. وقتی اشعه به یک عضو یا قسمت شفاف (Radiolucent) مثل نسج نرم برخورد می‌کند، به دلیل ضریب تضعیف پایین این قسمت، تعداد فوتون‌های بیشتری به فیلم می‌رسد و باعث سیاه دیده شدن تصویر چنین قسمت‌هایی در فیلم می‌شود. این در حالی است که وقتی اشعه به یک عضو یا قسمت کدر (Radiopaque) مثل استخوان برخورد می‌کند به دلیل ضریب تضعیف بالای این قسمت‌ها، تعداد کمتری از فوتون‌ها به فیلم می‌رسند و در نتیجه باعث روشن دیده شدن تصویر چنین قسمت‌هایی در فیلم می‌شود.</p> <p>در تصاویر مثبت (فلوروسکوپی) اثر اشعه به وسیله‌ی یک آشکارساز بر روی مانیتور نمایش داده می‌شود، در واقع می‌توان گفت که کار آشکارساز تولید تصویر یا همان روشنایی است. وقتی اشعه به یک عضو یا قسمت شفاف (Radiolucent) مثل نسج نرم برخورد می‌کند، به دلیل ضریب تضعیف پایین این قسمت، اشعه با تضعیف بسیار کمی به آشکارساز می‌رسد و باعث روشن دیده شدن تصویر چنین قسمت‌هایی در مانیتور می‌شود. این در حالی است که وقتی اشعه به یک عضو یا قسمت کدر (Radiopaque) مثل استخوان برخورد می‌کند، به دلیل ضریب تضعیف بالای این قسمت‌ها، فوتون‌ها به مقدار کمی به آشکارساز می‌رسند و آشکارساز نمی‌تواند روشنایی کافی ایجاد کند و تصویر این قسمت‌ها در مانیتور به صورت تیره در می‌آید.</p>	<p>ج</p> <p>۳۲</p>
<p>با توجه به اینکه مقیاس خاکستری تصویر حاصل بسیار کوتاه و محدود بوده است (Short Scale Contrast)، بایستی با افزایش kVp این مقیاس را گسترده کنیم (Long Scale Contrast). دقت کنید که با افزایش kVp مقیاس خاکستری تصویر گسترده می‌شود اما کنتراست تصویر کاهش می‌یابد. از طرفی چون با افزایش kVp، دز بیمار افزایش می‌یابد بایستی برای جبران این افزایش دز، mAs را کاهش دهیم.</p> <div data-bbox="220 1108 1216 1473"> </div>	<p>ج</p> <p>۳۳</p>
<p>داده‌های Projection ناکافی (به‌عنوان مثال، زمانی که پیچ بسیار افزایش یافته است) به‌عنوان Undersampling شناخته می‌شود. Undersampling باعث عدم دقت در بازسازی لبه‌های تیز و اشیای کوچک شده و منجر به یک آرتیفکت به نام Aliasing می‌شود که در آن به‌نظر می‌رسد نوارهای ریز از یک ساختار متراکم تابش می‌شوند. آرتیفکت‌های Aliasing را می‌توان با کاهش سرعت چرخش گانتری (افزایش زمان اسکن) یا با کاهش پیچ (ساده‌ترین راه‌حل) کاهش داد.</p> <p>Reference: Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text - Romans – 2nd Edition – 2019 (Chapter 7)</p>	<p>د</p> <p>۳۴</p>
<p>Object Magnification = $\frac{\text{Source to Image Distance (SID)}}{\text{Source to Object Distance (SOD)}} = \frac{80}{40} = 2$</p> <p>Focal-spot Magnification = $\frac{\text{Object to Image Distance (OID)}}{\text{Source to Object Distance (SOD)}} = \frac{40}{40} = 1$</p>	<p>الف</p> <p>۳۵</p>
<p>Spatial Resolution (SR) = Pixel Size = $\frac{\text{FOV}}{\text{Matrix Size}} = \frac{300}{1024} = 0.2929 \text{ mm}$</p> <p>$SR_{(lp/mm)} = \frac{1}{2 \times SR_{(mm)}} = \frac{1}{2 \times 0.2929} = 1.7$</p>	<p>د</p> <p>۳۶</p>
<p>HU = kVp × mA × Sec × Modification Factor = 4 × (100×100×1.4) = 56000 = 56 kHU</p> <p>برای دستگاه تک‌فاز Modification Factor برابر با 1 و برای دستگاه‌های سه‌فاز و فرکانس بالا، Modification Factor برابر با 1.4 است.</p> <p>Reference: Radiologic Science for Technologists - Bushong - 11th Edition – 2017 (Chapter 6)</p>	<p>ب</p> <p>۳۷</p>

استفاده از Simple back projection منجر به بازسازی یک تصویر blur می‌شود. Filtered back projection (FBP) یک فیلتر بالاگذر (High-pass) را در تمام پروجکشن‌ها کانالو می‌کند تا وضوح تصویر را در تصاویر بازسازی شده بهبود بخشد اما باعث نویز بیشتر نیز شده و همچنین Streak artifacts اجسام فلزی را افزایش می‌دهد. انواع مختلف فیلترهای بالاگذر، در میزان تقویت فرکانس‌های بالا متفاوت هستند. Reference: The Essential Physics of Medical Imaging - Bushberg – 4th Edition – 2021 (Chapter 10)	د	۳۸
برای پستان‌های ضخیم‌تر و دارای بافت غده‌ای بیشتر، یک فیلتر Rh با ارسال پرتوهای ایکس برمزشترالانگ با انرژی بالاتر از 20 keV، باریکه‌ای با انرژی مؤثر بیشتری تولید می‌کند. Reference: The Essential Physics of Medical Imaging - Bushberg – 4th Edition – 2021 (Chapter 8)	الف	۳۹
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 6)	الف و ب	۴۰
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapters 26 and 27)	د	۴۱
Equivalent Dose = Absorbed Dose × Radiation weighting factor (W_R) Effective Dose = Equivalent Dose × Tissue weighting factor (W_T)	ج	۴۲
ناهنجاری‌های کروموزومی از نوع تبادل نامتقارن، اصلی‌ترین مکانیزم مرگ میتوزی در سلول‌های پستانداران هستند. رد گزینه «ب»: چون سؤال شکل غالب مرگ را عمده‌تاً مرگ میتوزی عنوان کرده، منحنی بقای سلولی قسمت خطی (مربوط به مرگ آپوپتوزی) نیز دارد. رد گزینه «ج»: چون شکل غالب، مرگ میتوزی است، منحنی بقای سلولی دارای شانه‌ی گسترده (پهن) است. رد گزینه «د»: اثر آهنگ دز در رده‌های سلولی که مرگ میتوزی در آن‌ها غالب است، بیشتر است. Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapters 3 and 5)	الف	۴۳
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 9)	ب	۴۴
مطابق قانون برگونیه و تریباندو، هر چه سلول یا بافت میزان تمایز یافتگی کمتری داشته باشد (نابالغ‌تر باشد) و هر چه آهنگ متابولیسم و تکثیر بالاتری داشته باشد، حساسیت پرتویی آن بیشتر است.	د	۴۵
مقدار RBE با دز تغییر می‌کند. رد گزینه «الف»: RBE به صورت نسبت دز پرتو ایکس مرجع به دز پرتو مورد آزمون (برای ایجاد اثر یکسان) تعریف می‌شود. رد گزینه «ج»: میزان RBE با تقطیع دز (چه در پرتوهای پراکنده و چه در پرتوهای متراکم) افزایش می‌یابد. رد گزینه «د»: با افزایش LET تا میزان حدود 100 keV/μm، مقدار RBE هم افزایش می‌یابد اما پس از این مقدار، با افزایش LET، مقدار RBE کاهش می‌یابد. Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 7)	ب	۴۸
Reference: Radiobiology for the Radiologist - 8th Edition – 2019 (Chapter 4)	ج	۴۹
$\frac{I_2}{I_1} = \left(\frac{kVp_2}{kVp_1}\right)^2 \times \left(\frac{mAs_2}{mAs_1}\right) = \frac{I_2}{100} = \left(\frac{80}{70}\right)^2 \times \frac{10}{20} = 0.653 \rightarrow I_2 = 65.3 \text{ mR}$	ج	۵۰
$X^\circ = \frac{\Gamma \cdot A}{d^2} = \frac{0.13 \times 400}{5^2} = 2.08$	الف	۵۱
پیش‌بند اول ۸ درصد اشعه را عبور داده و پیش‌بند دوم ۸ درصد اشعه‌ای که از پیش‌بند اول به آن می‌رسد را عبور می‌دهد. بنابراین داریم: $It = 0.08 \times 0.08 = 0.0064 = 0.64\%$	ج	۵۲
حذف		۵۳
حذف		۵۴
چون می‌خواهیم از آهنگ دز 10^5 به آهنگ دز 1 یعنی 10^0 برسیم، بایستی از 5 لایه‌ی یک‌دهم کننده (TVL) استفاده کنیم. $\mu = \frac{\ln 10}{TVL} \rightarrow TVL = \frac{\ln 10}{\mu} = \frac{2.3}{1.21} = 1.9 \text{ cm} \rightarrow \text{Lead Thickness} = 5 \times 1.9 = 9.5 \text{ cm}$	د	۵۵
حد دز شغلی یک پرتوکار در سال 20 mSv است. در محاسبات مربوط به حفاظت پرتو، یک سال ۵۰ هفته در نظر گرفته می‌شود. بنابراین در این سؤال، فرد پرتوکار ۲۵۰ روز در سال مشغول فعالیت است. در نتیجه حد دزی که فرد پرتوکار در هر روز کاری می‌تواند دریافت کند، برابر با $0.08 \text{ mSv} = \frac{20}{250}$ است. از طرف دیگر در این سؤال فقط در صورتی پاسخ صحیح در بین گزینه‌ها خواهد بود که آهنگ دز میدان پرتو گاما 0.1 mSv/hr باشد (نه 0.1 Sv/hr)، چون اگر آهنگ دز 0.1 Sv/hr یعنی 100 mSv/hr باشد، فرد پرتوکار یک ساعت در سال هم مجاز به کار کردن در این میدان نیست! $\text{Dose Rate} = \frac{\text{Dose}}{\text{Time}} \rightarrow 0.1 = \frac{0.08}{\text{Time}} \rightarrow \text{Time} = 0.8 \text{ hr}$	الف	۵۶
$\frac{ESE_2}{ESE_1} = \frac{mAs_2}{mAs_1} = \frac{600 \times 0.12}{400 \times 0.15} = 1.2$	ب	۵۷
حذف		۵۸
$A = N \lambda \rightarrow N = \frac{A}{\lambda} = \frac{20000}{0.01} = 2 \times 10^6$	د	۵۹

<p>آشکارسازی ذرات باردار (ذره β، الکترون تبدیلی یا ذره α) بسیار پیچیده‌تر از آشکارسازی پرتوهای x یا γ است، زیرا ذرات باردار دارای برد کوتاهی در جامدات و مایعات هستند که منجر به جذب آنها در خود نمونه‌ی رادیواکتیو و همچنین در دیواره‌ها یا پنجره‌ی آشکارساز قبل از آشکارسازی می‌شود. برای جلوگیری از این مشکل، یا باید یک نمونه‌ی فوق‌العاده نازک تهیه کرد و از یک آشکارساز با پنجره‌ی بسیار نازک استفاده کرد و یا اینکه آشکارساز و منبع رادیواکتیو را به‌نحوی با هم مخلوط کرد تا مشکل جذب پیش نیاید. این روش دوم اساس آشکارسازهای سنتیلاتور مایع شمارشگر β یا دیگر ذرات باردار است. آشکارسازهای سنتیلاتور مایع، به‌دلیل سهولت و تطبیق‌پذیری آن در مقایسه با روش‌های دیگر، روش ارجح برای تشخیص ذرات β هستند، به‌ویژه برای ^3H و ^{14}C، که ذرات β نسبتاً کم‌انرژی ساطع می‌کنند.</p>	<p>۶۰ د</p>
$NECR = \frac{R_{true}^2}{R_{true} + aR_{scatter} + bR_{random}}$	<p>۶۱ الف</p>
<p>Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 18)</p>	
$\text{Pixel Size} = \frac{FOV}{\text{Matrix Size} \times \text{Magnification Factor}} = \frac{256}{128 \times 1.5} = 1.33 \text{ mm}$	<p>۶۲ ب</p>
	<p>۶۳ ج</p>
<p>عوامل مؤثر بر رزولوشن فضایی PET:</p> <p>(۱) آشکارسازها: پهنای آشکارسازهای مجزا روی رزولوشن فضایی تأثیر بالایی دارد به‌طوری‌که برای یک آشکارساز مجزا با پهنای d اگر Point Source دقیقاً وسط دو آشکارساز روبروی هم باشد، PSF دارای $FWHM = d/2$ خواهد بود.</p> <p>(۲) فیزیک پوزیترون: دو اثر Non-colinearity و Positron range را شامل می‌شود. اگر پوزیترون قبل از این‌که 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-colinearity) 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، به‌علت 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، به‌علت قرارگیری کریستال‌ها به‌صورت 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 یعنی N باشد، به $2N-1$ افزایش می‌یابد تا رزولوشن فضایی نیز بهبود یابد.</p> <p>(۵) فیلترهای بازسازی: بسته به فرکانس قطع فیلتر مورد استفاده ($k_{cut-off}$)، رزولوشن فضایی کاهش یا افزایش می‌یابد.</p>	<p>۶۴ د</p>
<p>Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 18)</p>	
<p>Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapter 13)</p>	<p>۶۵ الف</p>
<p>Reference: Physics in Nuclear Medicine - Cherry - 4th Edition – 2012 (Chapters 17 and 18)</p>	<p>۶۶ ب</p>
$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}} = \frac{800}{800 + 40} = 95.2\%$	<p>۶۷ الف</p>
$\text{Specificity} = \frac{\text{True Negative}}{\text{True Negative} + \text{False Positive}} = \frac{145}{145 + 15} = 90.6\%$	
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 11)</p>	<p>۶۸ ج</p>
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 12)</p>	<p>۶۹ الف</p>
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 19)</p>	<p>۷۰ ب</p>
<p>دیودهای سیلیکونی برای دزیمتری نسبی پرتو الکترونی مانند اندازه‌گیری توزیع دز عمقی مناسب هستند. از آنجایی که تغییرات نسبت توان توقف سیلیکون به آب با انرژی الکترون بسیار کم است (حدود ۵ درصد در انرژی‌های 1-20 MeV)، اندازه‌گیری‌های انجام‌شده با دیود می‌توانند مستقیماً برای ارائه‌ی توزیع دز عمقی مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، اندازه‌گیری‌های دیود باید با اندازه‌گیری‌های اتاقک یونی بررسی شوند تا اطمینان حاصل شود که دیود به درستی کار می‌کند.</p>	<p>۷۱ ج</p>
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 14)</p>	
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 11)</p>	<p>۷۲ الف</p>
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 11)</p>	<p>۷۳ د</p>
<p>Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 11)</p>	<p>۷۴ ب</p>
<p>تومور واقع در مرکز بدن (عمق 10 cm)، 200 cGy دز دریافت کرده و چون $PDD_{10} = 0.7$ است، بنابراین $2D_{max} = 200/0.7 = 285.71 \text{ cGy}$ می‌شود. علت اینکه بجای D_{max} نوشتیم $2D_{max}$ این است که هر نقطه از بدن بیمار، از هر دو میدان روبروی هم دز دریافت می‌کند و در نتیجه $D_{max} = 142.85 \text{ cGy}$ خواهد شد. حالا ما دز دریافتی بافت حساس به پرتو را می‌خواهیم که از یک سمت در عمق 5 cm و از سمت دیگر در عمق 15 cm قرار گرفته است. برای محاسبه‌ی دز دریافتی بافت حساس به پرتو بایستی مجموع دز دریافتی آن از هر دو سمت را محاسبه کنیم.</p> $\text{Dose(OAR)} = \text{Dose}(d=5\text{cm}) + \text{Dose}(d=15\text{cm}) = (PDD_5 \times D_{max}) + (PDD_{15} \times D_{max}) = (0.85 \times 142.85) + (0.4 \times 142.85) = 178.56 \text{ cGy}$	<p>۷۵ د</p>

Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 14)	ب	۷۶
$\text{Time} = \frac{D}{\dot{D}_{\text{cal}} \cdot S_{\text{c}}(r_{\text{c}}) \cdot S_{\text{p}}(r) \cdot \frac{P}{100}(d, r, f) \cdot \text{WF}(d, r_{\text{d}}, x) \cdot \text{TF} \cdot \text{OAR}(d, x) \cdot \left(\frac{\text{SCD}}{f + t_0}\right)^2}$ $\text{Time} = \frac{300}{150 \times 1.036 \times 1 \times 1 \times 0.641 \times 1 \times 1 \times \left(\frac{80}{80.7}\right)^2} = 3.03 \text{ min}$	ج	۷۷
Reference: Khan's The Physics of Radiation Therapy - 6th Edition – 2020 (Chapter 8)	الف	۷۸
از میان گزینه‌ها، فقط Proton Density (PD) بافت یک عامل ذاتی اثرگذار بر کنتراست تصاویر MR است که نمی‌توان آن را تغییر داد.	ب	۷۹
Scan Time (FSE) = TR × Ny × NEX / ETL = 3000 × 128 × 1 / 10 = 38400 ms = 38.4 sec جواب صحیح گزینه «ب» است اما در کلید نهایی گزینه «الف» به‌عنوان گزینه‌ی صحیح اعلام شده است. احتمالاً به این علت باشد که طراح Ny را برابر با 256 در نظر گرفته است. اما بدیهی است که در یک FOV مستطیلی، برای کاهش زمان اسکن، بایستی عدد کوچکتر ماتریس (در اینجا 128) به‌عنوان تعداد مراحل کدگذاری فاز در نظر گرفته شود.	الف	۸۰
CSF نسبت به سایر بافت‌ها زمان T1 طولانی‌تری دارد و بنابراین در تصاویر T1-W تیره‌تر دیده می‌شود.	د	۸۱
تکنیک Black Blood MRA زیرمجموعه‌ای از TOF است که از سکانس‌های FSE یا IR-FSE استفاده می‌کند و عواملی که باعث افزایش اثر TOF می‌شوند، موجب کاهش سیگنال (Signal Void) در تصاویر حاصل از این تکنیک می‌شوند (خون تیره). 	د	۸۲
Reference: MRI: The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapters 26 and 27)	حذف	۸۳
با کاهش تعداد مراحل کدگذاری فاز (FOV ثابت)، زمان اسکن کاهش می‌یابد و از طرفی چون FOV ثابت است، ابعاد پیکسل و وکسل افزایش یافته و SNR بالا می‌رود.	د	۸۴
Reference: MRI: The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 17)	ج	۸۵
Reference: MRI: The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 25)	الف	۸۶
Reference: MRI: The Basics - Hashemi - 4th Edition – 2018 (Chapter 7) 	الف	۸۷
فرکانس امواج فراصوت فقط وابسته به منبع تابش است و مستقل از محیط عبور آن است.	ب	۸۸
در تصویربرداری هارمونیک، فرکانس‌های هارمونیک آشکارسازی شده و فقط از آن‌ها برای تشکیل تصویر استفاده می‌شود. از آنجایی که فرکانس‌های هارمونیک در قسمت مرکزی میدان هستند، نویز تصویر کاهش می‌یابد.	د	۸۹
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 9)	د	۹۰
$f\text{-number} = \frac{F}{2a} = \frac{20}{2 \times 4} = 2.5$	د	۹۰
آرتیفکت تصویر شیخ (Ghost Image) در اثر تغییر مسیر پرتو صوتی در اثر شکست پرتو در هنگام عبور از میان بافت‌ها ایجاد می‌شود. عضلات رکتوس شکمی به‌صورت عدسی صوتی عمل می‌کنند که موجب شکست پرتوی فراصوت گردیده و نهایتاً منجر به دو تا دیده شدن اجزا در پشت عضلات می‌شود.	د	۹۱
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 12)	ج	۹۲
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 21)	ب	۹۳
Reference: Ultrasound Physics and Instrumentation - Hedrick - 4th Edition – 2005 (Chapter 22)	ج	۹۴
	الف	۹۵
حداقل رزولوشن محوری سیستم فراصوت، نصف اندازه طول پالس (SPL) است.	ب	۹۶

۹۷	د	هم‌جهتی پرتوها یکی از ویژگی‌های نور لیزر است که عدم واگرایی آن را بیان می‌کند و باعث شدت زیاد نور لیزر در مقایسه با نور مرئی می‌شود. عواملی چون قطر باریکه و طول موج پرتو در میزان هم‌جهتی تأثیرگذار هستند. منبع: مبانی فیزیکی لیزر و کاربردهای آن در علوم پزشکی - دکتر آمنه سازگارنیا - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۱)
۹۸	د	منبع: مبانی فیزیکی لیزر و کاربردهای آن در علوم پزشکی - دکتر آمنه سازگارنیا - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۳)
۹۹	ج	لیزر CO ₂ از دسته لیزرهای گاز مولکولی (ارتعاشی-چرخشی) است. این لیزر یکی از پرقدردترین و کاراترین لیزرها بوده و توان بیشتری نسبت به سایر لیزرهای گازی دارد. در لیزر CO ₂ مخلوطی از گازهای He، N ₂ و CO ₂ استفاده می‌شود. نوسان بین دو تراز ارتعاشی در CO ₂ صورت می‌گیرد و گازهای He و N ₂ بازده عمل لیزر را افزایش می‌دهند. منبع: مبانی فیزیکی لیزر و کاربردهای آن در علوم پزشکی - دکتر آمنه سازگارنیا - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۲)
۱۰۰	ج	مطابق استانداردهای ANSI (American National Standards Institute)، لیزرها از نظر ایمنی و بر حسب میزان ریسک و توان به چهار دسته تقسیم می‌شوند و با اصطلاح کلاس 1، 2، 3 و 4 نام‌گذاری شده‌اند. <ul style="list-style-type: none"> لیزرهای بدون ریسک: لیزرهای کلاس 1 توان بسیار کمی دارند و تابش مستقیم آن‌ها حتی در صورت تمرکز و طولانی شدن زمان تابش، هیچ عارضه‌ای ایجاد نمی‌کند. لیزرهای کم‌ریسک و کم‌توان: لیزرهای کلاس 2 لیزرهای مرئی هستند که توان آن‌ها کم و از 1 mW تجاوز نمی‌کند. نگاه مستقیم به نور لیزر کلاس 2 مجاز نیست، ولی انعکاس آن‌ها از روی سطوح دیگر مشکلی به‌وجود نمی‌آورد و به چشم آسیب نمی‌رساند. حفاظت از چشم در برابر اشعه‌ی لیزر کلاس 2 ضروری است. لیزرهای مورد استفاده در اسباب‌بازی‌ها یا لیزرهایی که به‌عنوان پوینتر به‌کار می‌روند در این دسته قرار دارند. لیزرهای با ریسک کم یا متوسط و دارای توان متوسط: لیزرهای کلاس 3 دارای قدرت متوسطی هستند و امکان ایجاد خطر برای چشم هم در دید مستقیم و هم در اشعه‌ی انعکاس یافته وجود دارد. این لیزرها خطر آتش‌سوزی ندارند و به دو گروه 3a و 3b تقسیم می‌شوند. کلاس 3a لیزرهای مرئی پیوسته با توان 1-5 mW را شامل می‌شود. لیزرهای کلاس 3b که کاربرد آن‌ها در پزشکی متداول است، لیزرهای فرابنفش با طول موج 0.18-0.4 μm و فروسرخ با طول موج 1.4 μm to 1 mm و توان تابشی 0.5 W برای زمان تابش حداکثر 0.25 Sec هستند. البته در برخی موارد لیزر مورد استفاده در یک دستگاه ممکن است کلاس بالاتری باشد ولی آن دستگاه در کلاس 1 قرار گیرد. مثلاً با وجود لیزرهای دیدودی کلاس 3 در DVD Player، دستگاه در کلاس 1 قرار می‌گیرد چون پرتو همیشه در داخل دستگاه است و قرار نیست که به چشم یا پوست تابیده شود. لیزرهای با ریسک و توان بالا: لیزرهای فرابنفش 0.18-0.4 μm و لیزرهای مرئی و فروسرخ نزدیک با توان بزرگتر از 0.5 W برای زمان‌های تابش بیشتر از 0.25 Sec یا انرژی تابشی بزرگتر از 0.125 J در خلال زمان تابش حداکثر 0.25 Sec جزء لیزرهای کلاس 4 قرار می‌گیرند. این لیزرهای خطرناک‌ترین نوع لیزر برای چشم و پوست به‌شمار می‌آیند و با هر نوع تابش مستقیم یا انعکاسی ایجاد آسیب می‌کنند. این لیزرها خطر آتش‌سوزی نیز دارند. می‌توانند تابش پلاسمایی داشته و موجب آلودگی محیط نیز شوند. منبع: مبانی فیزیکی لیزر و کاربردهای آن در علوم پزشکی - دکتر آمنه سازگارنیا - انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد (فصل ۵)

پاسخنامه‌ی تشریحی دروس تخصصی آزمون PhD فیزیک پزشکی از سال ۱۳۹۶ تا کنون توسط بنده (مهدی محمدی) به صورت رایگان در وبسایت گالنی (لینک زیر) منتشر شده است. هر گونه سوء استفاده از این پاسخنامه (از جمله فروش آن توسط اشخاص حقیقی یا حقوق) قابل پیگیری قانونی است.

[لینک دانلود سوالات و پاسخنامه تشریحی در وبسایت گالنی](#)

جزوات و نکته‌برداری‌های ویژه آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی

گردآورنده: مهدی محمدی

دانشجوی دکترای تخصصی فیزیک پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

(رتبه ۲ دکترای تخصصی)



صفحه بعد

قابل توجه تمامی داوطلبان:

۱. این جزوه به صورت مجموعه دروس معرفی شده زیر، خدمت تمامی داوطلبان آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی تقدیم خواهد شد و به هیچ وجه به صورت تکی قابل تهیه نیست.
۲. این جزوه برای داوطلبانی که حداقل یکبار دروس مورد نظر را مطالعه کرده اند و در مرحله تست‌زنی و جمع‌بندی کنکور هستند، مفید است.



صفحه بعد

دروس جزوه و منابع مورد استفاده برای تهیه خلاصه‌نویسی‌ها و نکات

- * فیزیک رادیوتراپی (فیزیک رادیوتراپی خان)
- * فیزیک MRI (مبانی تصویربرداری تشدید مغناطیسی ری هاشمی)
- * فیزیک فراصوت (فیزیک و تجهیزات فراصوت هدریک)
- * فیزیک پزشکی هسته‌ای (کتاب‌های پزشکی هسته‌ای ساها و چاندر)
- * رادیوبیولوژی (رادیوبیولوژی برای رادیولوژیست اریک جی هال)
- * حفاظت پرتویی (رادیوبیولوژی و حفاظت دکتر توکلی - رادیوبیولوژی کاربردی و حفاظت در برابر تشعشع استیون دود)
- * دزیمتری (مبانی آشکارسازی و دزیمتری پرتوهای یونیزان دکتر حاجی‌زاده صفار - فیزیک رادیوتراپی خان)
- * فیزیک رادیولوژی تشخیصی (بوشبرگ - بوشانگ - کریستینسن)
- * فیزیک سی تی اسکن (سیرام - فصل‌های مربوطه در کتابهای بوشبرگ، بوشانگ و کریستینسن)
- * فیزیک لیزر (فیزیک پزشکی دکتر تکاور)
- * آمار زیستی و احتمالات (روشهای آماری و شاخص‌های بهداشتی دکتر کاظم محمد)

حجم بالا و تعدد منابع آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی، انتخاب منابع و جمع‌بندی نکات آنها را برای داوطلبان این آزمون چالش برانگیز کرده است. به همین منظور گالنی در راستای رسالت خود به عنوان مرجع تخصصی علوم پزشکی، اقدام به طراحی و انتشار جزوات و نکته‌برداری‌های ویژه آزمون دکترای تخصصی فیزیک پزشکی نموده است.

Galleney.com

Galleney.com