



سرشناسه

عنوان و نام پدیدآور

مشخصات نشر

مشخصات ظاهری

شابک

وضعیت فهرست نویسی

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

موضوع

رده بندی کنگره

رده بندی دیویی

شماره کتابشناسی ملی

اطلاعات ر کورد کتابشناسی

قهرمانی، حمید، ۱۳۵۵ / قربانی، یداله، ۱۳۵۶

مرور سریع بر فیزیک رادیوتراپی خان: خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و مورد

سال های گذشته تا سال ۱۴۰۲

The Physics of Radiation Therapy / Faiz Khan / Lippincott / 2020

ترجمه و گردآوری: حمید قهرمانی - یداله قربانی

تهران: کاردیا، ۱۴۰۳

۴۹۸ ص: مصور (بخشی رنگی)، جدول (بخشی رنگی)، نمودار (بخشی رنگی)

978-622-404-012-1

فیبا

فیزیک رادیوتراپی و رادیوبیولوژی

طراحی درمان II: دریافت اطلاعات بیمار، ارزیابی درمان و تصحیحات ناهمگنی

طراحی درمان III: شکل دادن میدان، دز پوست و جداسازی میدان

الکترون درمانی

براکری تراپی با آهنگ دز پایین (LDR) قوانین کاشت و ویژگی های دز

حفاظت پرتوی / تضمین کیفیت / تابش کل بدن

پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی / پرتودرمانی با شدت تعدیل شده

پرتودرمانی استریوتاکتیک و رادیوسرجری

براکری تراپی با آهنگ دز بالا (HDR)

۸۱۵RC

۹۲۵ R الف ۱۶-۱۴۰۱

۶۱۵/۸۳۲

فیبا

چاپ و لیتوگرافی: **رزیدنت یار**

مرور سریع بر فیزیک رادیوتراپی خان:

خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و مورد سال های گذشته تا سال ۱۴۰۲ نوبت چاپ: اول ۱۴۰۳

The Physics of Radiation Therapy / Faiz Khan / Lippincott / 2020

تیراژ: ۲۰ جلد

شابک: ۹۷۸-۶۲۲-۴۰۴-۰۱۲-۱

ترجمه و گردآوری: دکتر حمید قهرمانی - دکتر یداله قربانی

ناشر: انتشارات کاردیا

بهاء: ۹۸۰۰۰۰ تومان

صفحه آرا: **رزیدنت یار - منیرالسادات حسینی**

طراح و گرافیست: **رزیدنت یار - مهرداد فیضی**

آدرس: تهران میدان انقلاب - کارگرنوبی - خیابان روانمهر - بن بست دولتشاهی پلاک ۱ واحد ۱۸

شماره تماس: ۰۲۱-۶۶۴۱۹۵۲۰، ۰۲۱-۸۸۹۴۵۲۰۸، ۰۲۱-۸۸۹۴۵۲۱۶ / [www.residenttyar.com](http://www.residenttyar.com)

هر گونه کپی برداری از این اثر پیگرد قانونی دارد.

# مرور سریع بر فیزیک رادیوتراپی خان

خلاصه درس به همراه مجموعه سوالات آزمون ارتقاء و بورد

سال‌های گذشته تا سال ۱۴۰۲

The Physics of Radiation Therapy / Faiz Khan / Lippincott / 2020

**ترجمه و گردآوری**

**دکتر حمید قهرمانی**

متخصص رادیوتراپی انکولوژی

دانشگاه علوم پزشکی زنجان

**دکتریداله قربانی**

دکترای مهندسی پرتو پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی زنجان



فصل ۱ - ساختار ماده .....	۱۱
فصل ۲ - تبدیلات هسته‌ای .....	۱۷
فصل ۳ - تولید پرتوهای ایکس .....	۲۹
فصل ۴ - ژنراتورهای پرتوی بالینی .....	۴۱
فصل ۵ - برهمکنش‌های تابش یونیزان .....	۶۱
فصل ۶ - اندازه‌گیری تابش‌های یونیزان .....	۷۹
فصل ۷ - کیفیت پرتوهای X .....	۹۳
فصل ۸ - اندازه‌گیری دوز جذبی .....	۱۰۳
فصل ۹ - توزیع دوز و تجزیه و تحلیل پراکندگی .....	۱۳۵
فصل ۱۰ - سیستم محاسبات دوزیمتری .....	۱۵۹
فصل ۱۱ - طراحی درمان I: توزیع‌های ایزودوز .....	۱۷۹
فصل ۱۲ - طراحی درمان II: اکتساب داده‌های بیمار، تأیید درمان و اصلاحات ناهمگنی .....	۲۱۱
فصل ۱۳ - طراحی درمان III: شکل دادن میدان، دوز پوست و جداسازی میدان‌ها .....	۲۴۵
فصل ۱۴ - پرتودرمانی با الکترون .....	۲۵۹
فصل ۱۵ - براکی‌تراپی با دوز پایین (LDR) قوانین کاشت و مشخصات دوز .....	۳۱۵
فصل ۱۶ - محافظت در برابر اشعه .....	۳۵۱
فصل ۱۷ - تضمین کیفیت .....	۳۶۷
فصل ۱۸ - تابش کل بدن (TBI) .....	۳۸۳

فصل ۱۹ - پرتو درمانی سه بعدی تطبیقی	۳۹۱
فصل ۲۰ - پرتو درمانی با شدت تعدیل شده IMRT	۴۰۵
فصل ۲۱ - پرتو درمانی استریوتاکتیک و رادیوسرجری	۴۲۵
فصل ۲۲ - پرتو درمانی استریوتاکتیک بدن (SBRT)	۴۳۵
فصل ۲۳ - براکی تراپی با دوز بالا (HDR)	۴۴۳
فصل ۲۴ - کاشت پروستات: تکنیک، دوزیمتری و برنامه ریزی درمانی	۴۵۱
فصل ۲۵ - براکی تراپی داخل عروقی	۴۵۹
فصل ۲۶ - پرتو درمانی با هدایت تصویر (IGRT)	۴۶۵
فصل ۲۷ - پرتو درمانی با پروتون	۴۸۳
فصل ۲۸ - طراحی درمان دانش بنیان	۴۹۳

### اتم

همه مواد دارای اجزای منحصر به فردی می‌باشند که **عنصر** نامیده می‌شوند. هر عنصر با خصوصیات فیزیکی و شیمیایی اتم‌های آن از سایر عناصر قابل تشخیص است. بیشترین جرم اتم در هسته قرار دارد. در مجموع شعاع اتم تقریباً  $10^{-10}$  متر و شعاع هسته  $10^{-15}$  متر می‌باشد.

### هسته

خصوصیات اتم‌ها از ساختار هسته، تعداد الکترون‌های مداری و آرایش آنها حاصل می‌شود. هسته شامل دو نوع ذره بنیادی است: **پروتون‌ها**: دارای بار مثبت **نوترون‌ها**: بدون بار

✓ **نکته:** با توجه به اینکه تعداد پروتون‌های داخل هسته با تعداد الکترون‌های خارج هسته برابر است یک اتم از لحاظ الکتریکی خنثی است.

یک اتم را می‌توان با نماد  ${}^A_Z X$  نمایش داد که X نشان‌دهنده ماده شیمیایی عنصر، Z عدد اتمی و A عدد جرمی می‌باشد.

عدد اتمی نشان‌دهنده تعداد پروتون‌ها و عدد جرمی نشان‌دهنده تعداد نوکلئون‌ها یا هستک‌ها مجموع پروتون‌ها و نوترون‌ها) در هسته می‌باشد. اتم‌ها با توجه به تعداد نوترون‌ها و پروتون‌ها در هسته به صورت زیر تقسیم می‌شوند:

- **ایزوتوپ‌ها:** اتم‌هایی که دارای تعداد پروتون‌های یکسان و نوترون‌های متفاوتی هستند. مثل  ${}^{59}_{27}Co$  و  ${}^{58}_{27}Co$
- **ایزوتون‌ها:** اتم‌هایی که نوترون‌های مساوی ولی تعداد پروتون‌های متفاوتی دارند. مثل  ${}^{56}_{26}Fe$  و  ${}^{56}_{27}Co$
- **ایزوبارها:** اتم‌هایی که تعداد هستک‌های یکسان ولی تعداد پروتون‌های متفاوتی دارند. مثل  ${}^{60}_{27}Co$  و  ${}^{60}_{28}Ni$
- **ایزومرها:** اتم‌هایی که پروتون و نوترون یکسان دارند ولی از نظر وضعیت انرژی هسته‌ای باهم متفاوتند. مثل  ${}^{113m}_{54}Xe$  و  ${}^{113}_{54}Xe$  (m حالت نیمه پایدار است).

✓ **سوال:** تفاوت دو اتم ایزومر در کدام یک از پارامترهای زیر است؟ (ارتقاء ۹۳)

الف) تعداد نوترون (ب) سطح انرژی نوترون (ج) تعداد الکترون (د) سطح انرژی اتم

پاسخ: د



(بورد ۹۴)

سوال: کدامیک از تعاریف زیر صحیح نمی باشد؟

- الف) ایزوتوپها اتمهای با  $n$  متفاوت و  $Z$  برابر  
ب) ایزوتونها اتمهای با  $n$  برابر و  $Z$  متفاوت  
ج) ایزوبارها اتمهای با  $Z$  متفاوت و  $A$  برابر  
د) ایزومرها اتمهای با  $A$  متفاوت و  $Z$  برابر ولی با وضعیت انرژی متفاوت

پاسخ: د

نکته: زوج بودن پروتونها و نوترونها عامل پایداری هسته می باشد. ۲۰٪ از هسته های پایدار دارای تعداد پروتون زوج و نوترون فرد و ۲۰٪ دیگر دارای پروتون فرد و نوترون زوج می باشند. تمام هسته های ناپایدار دارای نوترون و پروتون فرد هستند، به استثناء ۴ هسته: هیدروژن  $^1_1H$ ، لیتیوم  $^6_3Li$ ، بور  $^{10}_5B$ ، نیتروژن  $^{14}_7N$

### جرم اتمی و واحدهای انرژی

واحد جرم اتمی یا وزن اتمی (Atomic Mass Unit) amu است که  $\frac{1}{12}$  جرم هسته  $^{12}_6C$  تعریف می شود. جرم اتمی الکترون در مقایسه با جرم نوترون و پروتون بسیار ناچیز است و جرم پروتون و نوترون بسیار شبیه هم و تقریباً ۱ amu است.

جرم یک اتم دقیقاً برابر با مجموع ذرات تشکیل دهنده آن نیست. وقتی هسته تشکیل می شود مقداری از جرم از بین رفته و به انرژی (برای نگهداری ذرات کنار یکدیگر) تبدیل می شود که انرژی وابستگی نام دارد که مانند چسب بین ذرات تشکیل دهنده در هسته عمل می کند. این اختلاف جرم را کاهش جرمی (mass defect) می نامند. واحد اصلی انرژی ژول است، ولی در فیزیک اتمی و هسته ای واحد انرژی الکترون ولت است. یک الکترون ولت برابر است با انرژی جنبشی کسب شده توسط الکترون در عبور از اختلاف پتانسیل یک ولت.

$$\bullet \quad 1\text{eV} = 1/602 \times 10^{-19}\text{J} \quad 1\text{amu} = 931/5\text{Mev} \quad E = 0/511\text{Mev}$$

که  $E$  جرم الکترون در حال سکون است.

سوال: معادل انرژی واحد جرم اتمی (amu) برابر ..... ۹۳۱ می باشد. (ارتقاء ۹۴)

الف) EV (ب) Mev (ج) Kev (د) Gev

پاسخ: ب

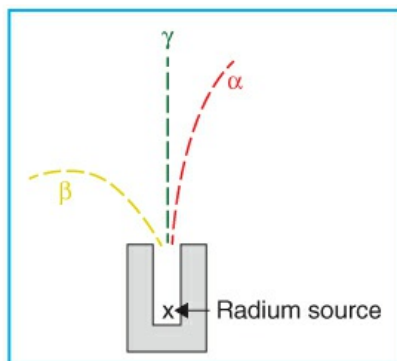
نکته: جرم ذرات به سرعت آنها بستگی دارد و با افزایش سرعت ذره، جرم آن نیز افزایش می یابد.

نکته: اثر نسبی سرعت بر جرم زمانی اهمیت پیدا می کند که سرعت ذره با سرعت نور قابل مقایسه باشد.

### راديوآكتيوپته

راديوآكتيوپته، پدیده‌ای است که در آن تابش توسط هسته عناصر انجام می‌شود. این تابش هسته‌ای می‌تواند به صورت تابش ذرات، تابش الکترومغناطیسی یا هر دو باشد. تابش‌های ساطع شده از هسته رادیوم را می‌توان با کمک یک میدان مغناطیسی از هم جدا کرد (شکل ۱-۲). چون ذرات  $\alpha$  (هسته‌های هلیوم) با بار مثبت سنگین‌تر از ذرات  $\beta$  (الکترون) با بار منفی است، کمتر در میدان مغناطیسی منحرف می‌شوند.

✓ نکته: پرتوهای گاما بدون بار بوده و تحت تأثیر میدان قرار نمی‌گیرند.



شکل ۱-۲: نمایش دیاگرام جداسازی سه نوع تابش ساطع شده از رادیوم تحت تأثیر میدان مغناطیسی (اعمال شده عمود بر صفحه کاغذ).

### ثابت واپاشی

واپاشی یک پدیده آماری است. دانستن زمان واپاشی در یک هسته امکان پذیر نیست ولی در تعداد زیادی از هسته‌ها می‌توان واپاشی را تخمین زد. طبق رابطه زیر:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N$$

$\Delta N/\Delta t$  تعداد اتم‌های واپاشی شده در واحد زمان و  $N$  تعداد اتم‌های راديوآکتیو و  $\lambda$  ثابت واپاشی است. علامت منفی رابطه بالا، کاهش هسته‌های پرتوزا با گذشت زمان را نشان می‌دهد.



رابطه دیگر برای فروپاشی پرتو:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

$N_0$ : تعداد اتم‌های پرتوزای اولیه  $N$ : تعداد اتم‌های رادیواکتیو موجود  $e$ : پایه لگاریتم طبیعی ( $e \approx 2.718$ )  $t$ : زمان

### فعالیت (Activity)

$$A = \Delta N / \Delta t = \lambda N$$

تعداد واپاشی در واحد زمان ( $\frac{\Delta N}{\Delta t}$ ) را اکتیویته گویند.

✓ نکته: اکتیویته آهنگ واپاشی را نشان می‌دهد.

فرمول اکتیویته طبق رابطه زیر است:

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

که  $A$  اکتیویته باقی مانده و  $A_0$  اکتیویته اولیه است که معادل  $\lambda N_0$  می‌باشد. واحد اکتیویته در سیستم SI، بکرل (Bq) است که به صورت واپاشی در ثانیه (dps) تعریف می‌شود. در پرتودرمانی، واحد اکتیویته متداول، کوری (Ci) است.

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq (dps)}$$

$$1 \text{ mCi} = 3.7 \times 10^7 \text{ Bq}$$

$$1 \mu\text{Ci} = 3.7 \times 10^4 \text{ Bq}$$

$$1 \text{ nCi} = 3.7 \times 10^1 \text{ Bq}$$

$$1 \text{ pCi} = 3.7 \times 10^{-1} \text{ Bq}$$

✓ سوال: آهنگ واپاشی یک جسم رادیواکتیو با چه عاملی تعیین می‌شود؟ (بهشتی ۹۴)

الف) جرم ماده رادیواکتیو (ب) اکتیویته (ج) ثابت واپاشی (د) نیمه عمر فیزیکی

پاسخ: ب

✓ سوال: کدامیک واحد اکتیویته نیست؟

الف) mci.hr (ب) بکرل (ج) کوری (د) dis/sec

پاسخ: الف

### نیمه عمر و عمر میانگین

اصطلاح نیمه عمر ( $T_{1/2}$ ) ماده رادیواکتیو، عبارت است از مدت زمان لازم برای اینکه تعداد اتم‌های رادیواکتیو به نصف مقدار اولیه تجزیه شود.

$$T_{\frac{1}{2}} = \frac{0.693}{\lambda}$$

معادله نیمه عمر:





(شیراز ۹۴)

**سوال:** بعد از گذشت یک نیمه عمر از ماده رادیواکتیو:

- (الف) تعداد اتم‌های رادیواکتیو به نصف مقدار اولیه می‌رسد.  
 (ب) ثابت واپاشی اتم‌های رادیواکتیو ثابت می‌ماند.  
 (ج) اکتیویته ماده به نصف مقدار اولیه می‌رسد.  
 (د) همه موارد

پاسخ: د

در تعریف، عمر متوسط ( $T_a$ ) متوسط طول عمر یک اتم رادیواکتیو قبل از واپاشی است.

$$T_a = \frac{1}{\lambda} \Rightarrow T_a = 1.44T_{\frac{1}{2}}$$

**سوال:** اگر نیمه عمر ماده رادیواکتیو A دو برابر نیمه عمر ماده B باشد. عمر متوسط ماده A

چند برابر نیمه عمر ماده B می‌باشد؟

(بهشتی ۹۴)

- (الف) ۱/۴ (ب) ۲ (ج) ۲/۸ (د) ۴

پاسخ: ج

**سوال:** نیمه عمر فیزیکی یک ماده رادیواکتیو ۵ سال می‌باشد. عمر متوسط آن تقریباً چند سال

است؟

- (الف) ۷/۲ سال (ب) ۸/۵ سال (ج) ۹/۸ سال (د) ۱۴ سال

پاسخ: الف

$$5 \times 1.44 = 7.2$$

**نکته:** اکتیویته ویژه، میزان اکتیویته در واحد جرم یک ماده رادیواکتیو را نشان می‌دهد.

کاربرد مواد پرتوزا با اکتیویته ویژه بالا: به عنوان نشانگر (tracer) در مطالعات بیوشیمیایی که جرم بسیار کمی داشته باشند تا با متابولیسم طبیعی بدن تداخل نکرده و بتوانند اکتیویته قابل اندازه‌گیری را نشان دهند.

• در تله تراپی (درمان از راه دور)

**نکته:** کبالت ۶۰ نسبت به سزیم ۱۳۷ نیمه عمر کمتری دارد ولی به دلیل اکتیویته ویژه بالا

کاربرد بیشتری دارد.

(اصفهان ۹۳)

**سوال:** اکتیویته ویژه چیست؟

- (الف) اکتیویته هر گرم (ب) اکتیویته یک بکرل  
 (ج) اکتیویته یک مول (د) اکتیویته یک کوری

پاسخ: الف

# اندازه گیری تابشهای یونیزان

## فصل ۶

### Section 6

#### مقدمه

در روزهای اولیه استفاده از اشعه ایکس در پرتودرمانی، واحدی به نام دوز اریتمای پوستی (SED) تعریف شد که عبارت است از مقدار تابش اشعه X یا  $\gamma$  که در لحظه تابش فقط باعث قرمز شدن پوست انسان می‌شود. قرمز شدن پوست به موارد زیر بستگی دارد:

- نوع پوست
- کیفیت تابش
- میزان پوست در معرض
- تقطیع دوز (دوز در فراکشن و فاصله زمانی بین فراکشن‌ها)

بعدها SED به نفع یک واحد دقیقتر قابل اندازه‌گیری مانند رونتگن کنار گذاشته شد. در سال ۱۹۲۸، ICRU رونتگن (R) را به عنوان واحد اندازه‌گیری اکسپوزر اشعه X و  $\gamma$  تصویب کرد.

#### روننگن

روننگن واحد اکسپوزر است. اکسپوزر کمیت اندازه‌گیری یونیزاسیون تولید شده در هوا توسط فوتون‌ها است.

(ICRU) میزان اکسپوزر (X) را به عنوان مقدار dQ در dm تعریف می‌کند که در آن dQ مقدار قدر مطلق کل بارهای هم علامت تولید شده در هوا است هنگامی که تمام الکترون‌های نگاترون‌ها و پوزیترون‌ها تولید شده توسط فوتون‌ها در جرم dm کاملاً متوقف شوند:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

واحد در سیستم SI برای اکسپوزر (C/kg) کولن بر کیلوگرم است، اما واحد قدیمی ویژه آن رونتگن (R) است:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \frac{C}{Kg} \text{ air}$$

یک پرتوی اشعه ایکس در عبور از هوا موجب حرکت الکترون‌ها توسط اثر فوتوالکتریک، اثر کامپتون یا تولید جفت می‌شود. این الکترون‌های پر سرعت در طول مسیرهای خود یونیزاسیون ایجاد می‌کنند. طبق تعریف رونتگن، الکترون‌های تولید شده توسط فوتون‌ها در یک حجم مشخص (سایه در شکل ۶-۱) باید تمام انرژی



خود را با یونیزاسیون در هوای محصور شده توسط صفحات (منطقه جمع‌آوری یونها) صرف کنند و کل بار یونی باید اندازه‌گیری شود.

برخی از الکترون‌های تولید شده در حجم مشخص، انرژی خود را در خارج از منطقه جمع‌آوری یون از دست می‌دهند و بنابراین اندازه‌گیری نمی‌شوند. از طرف دیگر، الکترون‌هایی که خارج از حجم مشخص شده تولید می‌شوند می‌توانند وارد منطقه جمع‌کننده یون شده و در آنجا یونیزاسیون تولید کنند. اگر این اتلاف جبران شود، شرایط تعادل الکترونی (Electron equilibrium) برقرار می‌شود.

(اصفهان ۹۳)

سوال ۲: رونتگن اشعه ایکس معادل چند کولن بر کیلو گرم است؟

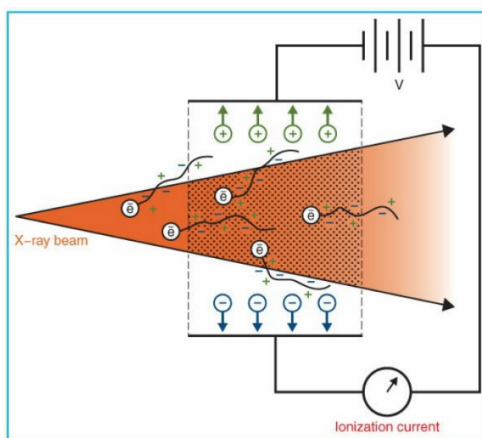
الف)  $۲/۵۸ \times ۱۰^{-۴}$

ب)  $۵/۱۶ \times ۱۰^{-۴}$

ج)  $۷/۷۴ \times ۱۰^{-۴}$

د)  $۱۰/۳۲ \times ۱۰^{-۴}$

پاسخ: ب



شکل ۶-۱: نشان‌دهنده تعادل الکترونی در یک اتاقک هوای آزاد.

### اتاقک یونیزاسیون هوای آزاد

اتاقک یونیزاسیون با هوای آزاد یا استاندارد، ابزاری است که برای اندازه‌گیری اکسپوزر بر حسب رونتگن به کار می‌رود. این وسیله فقط برای کالیبراسیون اتاقک‌های ثانویه مورد استفاده قرار می‌گیرد.

# توزیع دوز و تجزیه و تحلیل پراکندگی

## فصل ۹

### Section 9

در بیماران تحت درمان با اشعه به ندرت اندازه‌گیری توزیع دوز به طور مستقیم امکان پذیر است. داده‌ها در مورد توزیع دوز تقریباً به طور کامل از اندازه‌گیری‌ها در فانتوم‌های معادل بافت حاصل می‌شوند. این محاسبات برای حجم‌های بزرگ با شرایط پراکندگی کامل به دست می‌آید. در گذشته محاسبه دوز پرتوهای کم انرژی (تأحد  $^{60}\text{Co}$ ) با کالیبراسیون بر حسب میزان اکسپوزر در هوا یا میزان دوز در فضای آزاد با روش‌های زیر انجام می‌شد:

• درصد دوزهای عمقی (PDD)

• نسبت‌های بافت - هوا (TARs)

• نسبت‌های پراکندگی - هوا (SARs)

روش‌های فعلی محاسبه دوز، که برای پرتوهای با انرژی بالاتر مناسب ترند و اندازه‌گیری‌ها به جای هوا در فانتوم انجام می‌شود، شامل موارد زیر است:

• نسبت‌های بافت - فانتوم (TPRs)

• نسبت‌های بافت - حداکثر (TMRs)

### فانتوم‌ها

داده‌های توزیع دوز پایه، معمولاً در یک فانتوم آب اندازه‌گیری می‌شوند.

✓ نکته: آب از نظر ویژگی‌های جذب و پراکندگی تابش، دارای خاصیتی مشابه با عضله و سایر بافت‌های نرم می‌باشد.

دلیل دیگر انتخاب آب به عنوان ماده فانتوم این است که به وفور قابل دسترسی بوده و دارای خصوصیات تابشی تکرار پذیر است. مشکل عملی که وجود دارد این است که اتافک‌های یونش باید ضد آب طراحی شوند. برای مواردی که دوزیمتر را نمی‌توان در آب قرار داد، فانتوم‌های معادل آب ساخته شده‌اند. فانتوم‌های جامد به عنوان جایگزین آب تولید شده‌اند. در حالت ایده‌آل، برای اینکه ماده‌ای معادل بافت یا آب باشد، باید همان عدد اتمی موثر، تعداد الکترون برگرم و دانسیته جرمی یک ماده معین معادل آب یا بافت را داشته باشد.

✓ نکته: به دلیل غالب بودن اثر کامپتون در پرتوهای فوتونی مگاولتاژ مورد استفاده در درمان، شرط لازم برای معادل سازی آب برای چنین فانتوم‌هایی، داشتن دانسیته الکترونی (تعداد الکترون در سانتی متر مکعب) برابر با آب است.



دانسیتته الکترون ( $\rho_E$ ) یک ماده را می توان از روی دانسیته جرمی ( $\rho_m$ ) و ترکیب اتمی آن طبق فرمول زیر محاسبه کرد:

$$\rho_E = \rho_m \cdot N_A \cdot \left(\frac{Z}{A}\right) \quad \frac{Z}{A} = \sum_i a_i \cdot \left(\frac{Z_i}{A_i}\right)$$

که در آن  $N_A$  عدد آووگادرو است و  $a_i$  کسر وزنی  $i$  امین عنصر با عدد اتمی  $Z_i$  و وزن اتمی  $A_i$  است. علاوه بر فانتوم های همگن، از فانتوم های شبیه انسان غالباً برای دوزیمتری بالینی استفاده می شود. یکی از این ها معروف به **فانتوم Alderson Rando** است که متشکل از موادی است که بافت های مختلف بدن مثل عضله، استخوان، ریه و حفره های هوایی را شبیه سازی می کند. این فانتوم شبیه تنه انسان ساخته شده است (شکل ۹-۱) و برای قرار دادن فیلم یا دوزیمترهای دیگر به صورت عرضی برش داده شده است. یک جایگزین جامد بر پایه رزین اپوکسی، به نام **آب جامد** طراحی شده که می تواند به عنوان یک فانتوم کالیبراسیون دوزیمتری برای پرتوهای فوتون و الکترون در محدوده انرژی های پرتودرمانی استفاده شود.



شکل ۹-۱: یک فانتوم انسانی (Alderson Rando Phantom) به صورت عرضی برای مطالعات دوزیمتری قسمت بندی شده است.

❑ **سوال:** در رادیوتراپی معمولاً از فانتوم جهت دوزیمتری مطلق و نسبی استفاده می شود. یک

(تهران ۹۵)

فانتوم کدام مشخصه را ندارد؟

ب) دانسیته جرمی یکسان با بافت نرم

الف) معادل بافت یا آب بودن

د) جرم اتمی مؤثر یکسان با بافت نرم

ج) دانسیته الکترونی یکسان با بافت نرم

پاسخ: د

# طراحی درمان II: اکتساب داده‌های بیمار، تأیید درمان و اصلاحات ناهمگنی

## فصل ۱۲

### Section 12

#### مقدمه

میزان درصد دوز عمقی ( $d_{max}$ ) و منحنی‌های ایزودوز معمولاً در فانتوم آب که ابعادی بسیار بزرگتری از فیلد درمانی مورد نظر دارد، اندازه‌گیری می‌شود. از آنجا که نه کانتور بدن مسطح و نه بدن بیمار یکنواخت است، توزیع دوز در بدن بیمار بسیار متفاوت با توزیع دوز استاندارد با فانتوم آب بوده و بنابراین بایستی اصلاحات ناهمگنی صورت پذیرد.

#### جمع‌آوری اطلاعات بیمار

دوزیمتری دقیق بیمار فقط در صورت وجود اطلاعات کافی از بیمار امکان پذیر است که شامل کانتور بدن، دانسیته ساختارهای داخلی و محل گسترش حجم هدف است.

#### کانتور بدن

بهترین راه برای کسب اطلاعات بیمار یا کانتور بدن برای طراحی درمان سه بعدی MRI و CT می‌باشد. اسکن بیمار جهت انجام طراحی درمان بایستی در همان وضعیت درمان انجام گیرد. در مواقعی که طراحی درمان سه بعدی لازم نباشد، کانتور بدن با استفاده از وسایل مکانیکی یا الکترومکانیکی انجام می‌گیرد که ساده‌ترین روش دستی با سیم لحیم یا سرب انجام می‌شود. از آنجا که سیم هنگام انتقال از بدن بیمار به کاغذ، ابعاد کانتور را حفظ نمی‌کند، بایستی به طور مستقل قطره‌های قدامی - خلفی (AP/PA) و جانبی (Lat) کانتور بیمار با یک کولیس اندازه گرفته شود.

دقیق‌ترین وسیله مکانیکی پانتوگراف است که در آن میله‌ای به سمت بالا و پایین و طرفین حرکت می‌کند. این میله روی کانتور بیمار حرکت کرده و با یک قلم کانتور بیمار روی کاغذ ثبت می‌شود. در مورد کانتور دستی بایستی نکات زیر رعایت شوند:

- کانتور بیمار باید مثل وضعیت درمان رسم شود. بهترین محل برای کانتور بیمار، تخت سیمولاتور می‌باشد.
- یک خط نمایانگر سطح تخت باید در کانتور نشان داده شود تا بتوان از این خط افقی به عنوان مرجع برای زاویه‌های پرتو استفاده کرد.



- علائم استخوانی مهم و همچنین نقاط ورود پرتو، در صورت وجود، باید روی کانتور مشخص شوند.
- گاهی به علت کوچک شدن تومور و یا کاهش وزن بیمار حین درمان، کنترل کانتور توصیه می‌شود.
- اگر ضخامت بدن به شکل قابل توجهی داخل میدان درمانی تغییر کند، کانتورها بایستی در بیشتر از یک صفحه تعیین شود.

### ارگان‌های داخلی

برای تعیین موقعیت دقیق ارگان‌های داخلی، بایستی وضعیت بیمار روی تخت شبیه به حالت درمان باشد. برای تعیین موقعیت ارگان‌های داخلی از ابزارهای زیر استفاده می‌شود:

#### CT-۱

در سی تی اسکن اسلایس به اسلایس، لامپ اشعه ایکس به دور بیمار می‌چرخد تا هر بار یک اسلایس را تصویربرداری کند. در سی تی اسکن هلیکال یا اسپیرال، در حالی که بیمار به صورت طولی در داخل حفره اسکنر حرکت می‌کند، لامپ اشعه ایکس به طور مداوم به دور بیمار می‌چرخد. حلقه‌های آشکارساز متعددی برای اسکن اسلایس‌ها در هر چرخش وجود دارند (شکل ۱-۱۲). الگوریتم بازسازی، کات‌های آگزپال را به وکسل‌هایی تقسیم می‌کند. ضریب تضعیف محاسبه شده داخل این وکسل‌ها قرار می‌گیرد و اعدادی به نام اعداد CT یا اعداد هانسفیلد (H) تولید می‌کند.

اعداد CT، -۱۰۰۰ برای خلاء، صفر برای آب و +۱۰۰۰ برای استخوان می‌باشد.

$$H = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$

در این رابطه  $\mu$  ضریب تضعیف خطی است که می‌تواند به دانسیته الکترونی (الکترون در سانتی متر مکعب) هم تعبیر شود.

از اوایل دهه ۱۹۵۰ الکترون‌های پرتو درمانی در پرتو درمانی استفاده می‌شوند. در برخی شرایط معمولاً هیچ درمان جایگزینی برای الکترون وجود ندارد.

✓ نکته: مفیدترین دامنه انرژی از نظر بالینی برای الکترون‌ها، ۶ MeV تا ۲۰ است.

در این انرژی‌ها، می‌توان از پرتوهای الکترون برای درمان تومورهای سطحی (عمق > ۵ سانتی متر) استفاده کرد و خصوصیت اصلی آنها افت سریع دوز در ناحیه پس از تومور است.

کاربردهای اصلی الکترون تراپی عبارتند از:

- درمان سرطان‌های پوست و لب
- تابش دیواره قفسه سینه برای سرطان پستان
- تجویز دوز Boost به غدد لنفاوی
- درمان سرطان‌های سر و گردن

اگرچه بسیاری از این‌ها با اشعه ایکس سطحی، برای تراپی یا پرتوهای فوتونی تانژانت نیز قابل درمان هستند، اما تابش پرتو الکترون از نظر یکنواختی دوز در حجم هدف و در به حداقل رساندن دوز به بافتهای عمیق، مزایای مشخصی را ارائه می‌دهد.

### برهمکنش‌های الکترونی

هنگامی که الکترون‌ها از یک ماده عبور می‌کنند، به دلیل فعل و انفعالات نیروی کولنی با فرآیندهای مختلف با اتم‌ها ارتباط برقرار می‌کنند. این فرایندها شامل:

- برخورد‌های غیر الاستیک با الکترون‌های اتمی (یونیزاسیون و تحریک)
- برخورد‌های غیر الاستیک با هسته‌های اتمی (برمشتراانگ)
- برخورد الاستیک با هسته‌های اتمی (پراکندگی هسته‌ای)
- برخورد الاستیک با اتم الکترون (پراکندگی الکترون-الکترون)

در برخورد‌های غیر الاستیک: ممکن است مقداری از انرژی جنبشی در تولید یونیزاسیون یا تحریک الکترون‌های اتمی محیط از بین برود و یا ممکن است به شکل‌های دیگر انرژی مانند انتشار فوتون‌های برمشتراانگ تبدیل شود.





در برخورد های الاستیک: انرژی جنبشی از بین نمی‌رود بلکه ممکن است در بین ذرات حاصل از برخورد توزیع شود.

✓ نکته: در مواد با عدد اتمی پایین (مانند آب یا بافتها) انرژی الکترون‌ها عمدتاً از طریق ایجاد یونیزاسیون/تحریک با الکترون‌های اتمی از دست می‌رود.

✓ نکته: در مواد با عدد اتمی بالاتر (مانند سرب) تولید برمشترالانگ (پرتو ترمزی) از اهمیت بیشتری برخوردار است.

در فرآیند برخورد با الکترون‌های اتمی، اگر انرژی جنبشی به دست آمده توسط الکترون آزاد شده به اندازه کافی زیاد باشد تا باعث یونیزاسیون بیشتر شود، الکترون به عنوان یک الکترون ثانویه یا یک پرتو  $\delta$  شناخته می‌شود. هنگامی که پرتوی الکترون از یک ماده عبور می‌کند، انرژی الکترون به طور مداوم تخریب می‌شود تا زمانی که الکترون به سطح انرژی گرمایی برسد و توسط اتم‌های اطراف جذب شود. برخوردهای الاستیک متعدد الکترون‌های با انرژی بالا پراکندگی چندگانه، انحراف‌های زاویه‌ای متعدد کوچکی ایجاد می‌کنند. در نتیجه الکترون مسیری پر پیچ و خم (زیگزاگ) را دنبال می‌کند و به طور مداوم انرژی جنبشی را از طریق برخورد غیر الاستیک با اتم‌ها (یونیزاسیون و تحریک) از دست می‌دهد تا زمانی که تمام انرژی جنبشی آن از بین برود.

### A-آهنگ کاهش انرژی

وقتی الکترونی از یک ماده عبور می‌کند در نتیجه فرایندهای برخوردی و تابشی، انرژی خود را از دست می‌دهد.

#### A1-کاهش برخوردی (یونیزاسیون و تحریک)

- میزان کاهش انرژی به دانسیته الکترونی ماده بستگی دارد.
- میزان کاهش انرژی در هر گرم در سانتی متر مربع که به آن توان ایستاندگی جرمی می‌گویند، برای مواد با عدد اتمی ( $Z$ ) کم، بیشتر از مواد با عدداً اتمی زیاد است. دو دلیل برای این امر وجود دارد:

- ۱- مواد با  $Z$  زیاد در هر گرم، الکترون کمتری نسبت به مواد با  $Z$  کم دارند.
- ۲- مواد با  $Z$  بالا دارای الکترون‌های با پیوند محکم تری هستند که برای این نوع فعل و انفعالات در دسترس نیستند.

- با افزایش انرژی الکترون در ابتدا آهنگ کاهش انرژی کم می‌شود و در حدود  $1 \text{ MeV}$  به حداقل خود می‌رسد. بالای  $1 \text{ MeV}$ ، تغییر در انرژی بسیار تدریجی است (شکل ۱۴-۱).

✓ نکته: میزان کاهش انرژی الکترون‌ها در انرژی  $1 \text{ MeV}$  و بالاتر در آب تقریباً  $2 \text{ MeV/cm}$  است.

# محافظت در برابر اشعه

## فصل ۱۶

### Section 16

محدودیت‌ها و استانداردهای استفاده از تشعشع در ابتدای قرن بیستم هنگامی که خطرات بالقوه پرتو یونیزان را متوجه شدند، معرفی شد. یکی از اولین سازمان‌هایی که استاندارد استفاده از پرتو را ارائه نمود، کمیسیون بین‌المللی حفاظت در رادیولوژی (ICRP) بود. شورای ملی اندازه‌گیری و حفاظت پرتویی (NCRP) وظیفه اصلی تعیین استاندارد از طریق انتشاراتی متفاوت را عهده‌دار است. همچنین کمیسیون تنظیم مقررات هسته‌ای (NRC) تنظیم مقررات هسته‌ای را برعهده دارد.

#### دوز معادل (Dose Equivalent)

کمیت دوزیمتری مربوط به حفاظت در برابر اشعه، دوز معادل (H) نام دارد. به دلیل وابستگی اثرات زیستی تابش به میزان دوز و کیفیت پرتو، رابطه زیر برقرار است:

$$H = D \cdot Q$$

در این رابطه D دوز جذبی و Q ضریب کیفیت پرتو است. در سیستم SI دوز معادل بر حسب سیورت است:

$$1Sv = 1J/Kg$$

$$1rem = 10^{-2}Sv$$

واحد قدیمی دوز معادل رم (rem) می‌باشد.

استفاده از ضریب کیفیت در حفاظت در برابر اشعه، مشابه استفاده از اثر نسبی بیولوژیکی (RBE) در رادیوبیولوژی است. مقادیر فاکتور کیفیت به انتقال خطی انرژی پرتو مرتبط است. پس فاکتور Q که RBE را شامل می‌شود، از ارگان‌ها و محل بیولوژیکی مورد نظر مستقل می‌باشد.

جدول ۱۶-۱ فاکتورهای تقریبی ضریب کیفیت برای پرتوهای مختلف را نشان می‌دهد.

TABLE 16.1 Recommended Quality Factors	
Radiation	Quality Factor
X-rays, γ-rays, and electrons	1
Neutrons, energy < 10 keV	5
10–100 keV	10
100–2 MeV	20
2–20 MeV	10
>20 MeV	5
Protons, other than recoil protons and energy >2 MeV	2
Alpha particles, fission fragments, nonrelativistic heavy nuclei	20

جدول ۱۶-۱: ضریب‌های کیفیت پیشنهادی



### دوز معادل موثر

احتمال اینکه تابش به تمام بدن یکنواخت باشد، خیلی کم است. برای یک تابش دهی معین، دوز معادل برای بافت‌های مختلف ممکن است به طور قابل توجهی متفاوت باشد. همچنین، بافت‌ها از نظر حساسیت به اثرات ناشی از اشعه متفاوت هستند.

دوز معادل موثر ( $H_E$ ) به عنوان مجموع دوزهای معادل وزن‌دهی شده برای بافت‌ها یا اندام‌های تابش دیده تعریف می‌شود.

$$H_E = \sum W_T H_T$$

که در آن  $W_T$  ضریب وزنی بافت و  $H_T$  میانگین دوز معادل دریافت شده توسط بافت  $T$  است. جدول ۱۶-۲ مقادیر فاکتور وزنی را برای انواع بافت‌ها نمایش می‌دهد.

Tissue (T)	$W_T$
Bone surface	0.01
Skin	0.01
Bladder	0.05
Breast	0.05
Liver	0.05
Esophagus	0.05
Thyroid	0.05
Remainder	0.05
Bone marrow	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12
Stomach	0.12
Gonads	0.20
Total	1.00

جدول ۱۶-۲: مقادیر فاکتور وزنی پیشنهاد شده برای محاسبه دوز معادل موثر

### تابش زمینه

تابش زمینه توسط سه منبع اتفاق می‌افتد:

- تابش ناشی از خاک: باتوجه به اینکه عناصر پرتوزا در نقاط مختلف متفاوت است، این مقدار تابش در نقاط مختلف زمین فرق می‌کند.

✓ نکته: دوز معادل موثر ناشی از تابش زمینه طبیعی برای هر فرد در آمریکا تقریباً  $3 \text{ msv/year}$  ( $300 \text{ mrem/h}$ ) است.

میانگین دوز معادل سالیانه برای مخاط نایزه ناشی از واپاشی محصولات رادون در خاک و مصالح ساختمانی  $24 \text{ msv}$  می‌باشد.

# پرتو درمانی استریوتاکتیک بدن (SBRT)

## فصل ۲۲

### Section 22

#### مقدمه

Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) یک روش پرتودرمانی استریوتاکتیک برای درمان تومورهای خارج جمجمه است که در هر جلسه دوزهای فوق العاده بالا ۶ تا ۳۰ گری، در یک رژیم درمانی هیپوفراکشنه با تعداد جلسات پنج یا کمتر انجام می‌شود.

✓ نکته: SBRT بیشتر روی تومورهای ستون فقرات، ریه، کبد، لوزالمعده، کلیه و پروستات بکار می‌رود.

از آنجایی که این درمان شامل دوزهای زیاد در هر جلسه است با تعداد جلسسه‌های کمتری اعمال می‌شود، تطبیق دوز بالا به حجم هدف همراه با افت سریع دوز خارج از حجم هدف از اهمیت اساسی در به حداقل رساندن آسیب به بافت سالم برخوردار است. بر این اساس، دقت تحویل دوز و انطباق توزیع دوز از اهمیت فوق العاده‌ای برخوردار است. نیاز دقیق به موقعیت‌یابی تومور و تحویل دوز در SBRT تنها از طریق طراحی درمان دقیق، بی‌حرکت نمودن بیمار، مدیریت حرکات تنفسی و تکنیک‌های پیشرفته هدایت تصویر برای موقعیت‌یابی هدف و تأیید هندسی حاصل می‌شود. خصوصیات عمده‌ای که SBRT را از پرتودرمانی سه بعدی (3-D) و IMRT متمایز می‌کند، شامل موارد زیر است:

- دوز غیر متعارف در هر جلسه (دوز زیاد در هر جلسه و اعمال آن در تعداد جلسات کمتر)
  - فقط برای تومورهای کاملاً محدود انجام‌پذیر است (بیشترین قطر مقطع حدود ۵ سانتی متر یا کمتر)
  - قرار دادن حاشیه کم و یا بدون حاشیه برای ناحیه نیمسایه پرتو
  - نیاز شدید به بی‌حرکتی بیمار و مدیریت حرکت تنفسی و فرکانس بالاتر نظارت بیمار و تأیید هندسی از طریق هدایت تصویر
  - الزام ارائه آموزش ویژه SBRT برای کارکنان
- منطق رادیوبیولوژیکی SBRT اساساً مشابه با رادیوسرجری استریوتاکتیک جمجمه (SRS) و رادیوتراپی است.



✓ **نکته:** اعمال دوز بالا در مدت زمان کوتاه، اثر بیولوژیکی قوی تری نسبت به همان دوز کل اعمال شده از طریق فراکشن معمولی دارند.

با این حال، چنین افزایش دوزی می‌تواند به طور قابل توجهی خطر سمیت بافت سالم را افزایش دهد. از آنجا که دوزهای تابشی اعمال شده در SBRT اساساً کاهنده است، باید حجم بافت سالم دریافت‌کننده اکسپوزر دوز بالا به حداقل برسد. اینکار تنها با رساندن دقیق دوز کاملاً مطابق با هدف در حالی که از بافت‌های سالم اطراف از طریق گرادیان‌های دوز حفاظت می‌شوند، امکان پذیر است.

### شبیه سازی (سیمولیشن)

هدف از شبیه سازی SBRT ارائه تجسم واضحی از آناتومی بیمار و موقعیت درمانی بیمار و به دست آوردن داده‌های آناتومی سه بعدی (3-D) است که در طراحی درمان، تنظیم درمان و محاسبات دوزیمتری استفاده می‌شود.

روش‌های مدرن شبیه سازی شامل CT، MRI و PET است. انتخاب یک روش تصویربرداری خاص به ویژگی‌های بافتی که در حال تصویربرداری است، بستگی دارد.

✓ **نکته:** در حالی که شبیه سازی CT روش اصلی تصویربرداری است، اغلب از MRI و PET به عنوان روش‌های مکمل استفاده می‌شود. شبیه سازی SBRT اساساً از سه قسمت تشکیل شده است:

۱- بی‌حرکت کردن بیمار

۲- مدیریت / کنترل حرکت تومور

۳- دریافت داده‌های آناتومی 3-D برای طراحی درمان و انجام درمان با هدایت تصویر

### بی‌حرکت کردن بیمار

انتقال بی‌خطر دوزهای فوق‌العاده بالا با SBRT، به دقت مکانی بیشتری نسبت به پروتودرمانی متداول تقطیعی نیاز دارد. در نتیجه برای بی‌حرکت کردن بهتر بیماران برای SBRT، کلیشه فریم‌های بدن استریوناکتیک ساخته شد.

✓ **نکته:** در حالت ایده‌آل، frame‌های بدن دارای وزن کمتر از ۱۰ کیلوگرم بوده و از مواد با دانسیته کم ساخته شده‌اند که تا آنجا که ممکن است جذب فوتون را کاهش دهند.

این سیستم‌ها معمولاً از بالشتک‌های خلاء برای سازگاری و بی‌حرکتی بدن بیمار استفاده می‌کنند. برخی از سیستم‌ها دارای دستگاه‌های فشرده‌سازی شکمی مانند پدال دستی یا کمربند فشرده‌سازی بادی برای ایجاد تنفس کم عمق و در نتیجه کاهش حرکت تنفسی هستند. تصویری از فریم اصلی Elekta Body در شکل ۲۲-۱ نشان داده شده است. انحراف ۳ تا ۴ میلی‌متر در صفحه عرضی و ۴ تا ۵ میلی‌متر در صفحه طولی را برای ناحیه‌های درمانی مختلف در فریم بدن الکتا گزارش کرده‌اند.

پرتودرمانی پیشرفته با تکنیک IMRT توانایی ایجاد توزیع دوز کاملاً منطبق با PTV و گرادیان‌های با دوز بالا در مجاور ساختارهای مهم را ایجاد می‌کند. طراحان درمان معمولاً در حین بهینه‌سازی، دوزها و وزن‌های مورد نظر را به صورت تعاملی تنظیم کرده و سعی می‌کنند برنامه را به راه حل مطلوب خود برسانند. از آنجا که طراحی درمان فرآیند پیچیده‌تری با IMRT است، توانایی دستیابی به یک برنامه مطلوب اکنون بیش از هر زمان دیگری به مهارت پرسنل انجام‌دهنده برنامه درمانی بستگی دارد. یک راه‌حل، استفاده از یک مجموعه استاندارد از اهداف دوزیمتری تعریف شده مثل QUANTEC است.

#### برآورد دوز مبتنی بر دانش

##### مفاهیم کلی

در دهه گذشته، رشد فوق‌العاده‌ای در توسعه الگوریتم‌های رایانه‌ای برای تقلید از هوش انسان ایجاد شده است.

✓ **نکته:** در برنامه‌ریزی پرتودرمانی، توانایی تولید یک برنامه درمانی با کیفیت بالا به عوامل زیادی از جمله نزدیک بودن PTV به ساختارهای مهم بستگی دارد.

✓ **نکته:** مثلاً وقتی میزان همپوشانی بین PTV و پاروتید کمتر از ۲۰٪ باشد، درمان با حفظ غده پاروتید امکان‌پذیر است.

در نتیجه، تلاش‌ها برای تلفیق برنامه‌ریزی دانش بنیان تا حد زیادی بر تعیین اینکه، توزیع دوز با توجه به رابطه هندسی خاص بین PTV و OAR قابل دستیابی است، متمرکز شده است. الگوریتم‌های دانش بنیان یا به صورت اطلس و یا مدل محور طبقه بندی شده‌اند.

##### الگوریتم‌های مبتنی بر اطلس

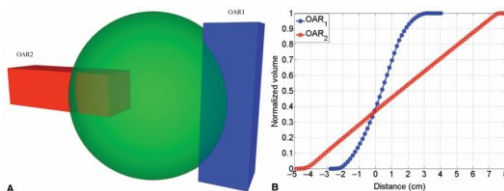
در الگوریتم‌های مبتنی بر اطلس، برنامه‌درمانی بیمار در مقایسه با اطلس برنامه‌های درمانی قبلی برای همان محل، ارزیابی و یا بهینه می‌شود. استدلال شده که کیفیت یک طرح، بیشتر به فاصله بین PTV و



ساختارهای مهم بستگی دارد. در حالی که تلاش‌های قبلی میزان همپوشانی یک ساختار حیاتی با PTV، را کمی (quantified) کرده است، اما وقتی این دو ساختار به طور کلی با هم همپوشانی نداشته باشند، این مسئله کمک نمی‌کند.

✓ نکته: هیستوگرام حجم همپوشانی (r) OVH نمایانگر کسری از OAR است که در فاصله r از PTV قرار دارد.

شکل ۲۸-۱ مفهوم OVH را نشان می‌دهد. کره سبز با یک شعاع ۷ سانتی‌متری PTV را نشان می‌دهد که تا حدی دو جعبه مستطیل شکل با همان اندازه اما در جهت‌های مختلف را پوشش می‌دهد. برای هر دو OAR، همپوشانی حدود ۴۰٪ (r=0) OVH است.



شکل ۲۸-۱: نمودار نشان‌دهنده هیستوگرام حجم همپوشانی (OVH). A: PTV کروی با شعاع ۷ سانتی‌متر تا حدی با دو OAR مستطیلی همپوشانی دارد. B: در مقابل فاصله برای OAR1 (آبی) و OAR2 (قرمز). OARها: اندام‌های در معرض خطر؛ PTV: برنامه‌ریزی حجم هدف

برای در نظر گرفتن OVH در فواصل بیشتر، لازم است که کسر OAR موجود در PTV پس از گسترش توسط فاصله r محاسبه شود.

از نمودار مشخص است که جعبه آبی رنگ با جهت عمودی با سرعت بیشتری توسط یک PTV گسترش یافته از جعبه قرمز افقی پوشانده می‌شود. در نتیجه (r) OVH با فاصله OAR1 سریعتر از OAR2 افزایش می‌یابد. در مقایسه دو OAR، فاصله مورد نیاز برای دستیابی به حجم همپوشانی بیشتر از ۴۰٪، برای OAR1 کمتر از OAR2 است. بنابراین، رساندن حداقل دوز به OAR2 باید آسان‌تر باشد. این روش به عنوان ابزاری برای اطمینان از کیفیت برنامه درمانی کافی و تضمین کیفیت (QA) است.

### الگوریتم‌های مبتنی بر مدل

با استفاده از الگوریتم‌های مبتنی بر مدل، روابط عملکردی برای تعیین دوز مورد انتظار ایجاد می‌شود. می‌توان میانگین دوز OAR را از حجم همپوشانی آن با PTV با رابطه زیر پیش بینی کرد:

$$D_{pred} = D_{RX} \left[ 0.2 + 0.8 \left( 1 + e^{\frac{-2V_{overlap}}{V_{OAR}}} \right) \right]$$

که در آن  $D_{pred}$  میانگین دوز OAR پیش بینی شده و  $D_{RX}$  دوز تجویز شده برای PTV است.  $V_{overlap}$  و  $V_{OAR}$  به ترتیب حجم همپوشانی و حجم OAR هستند. در روش آقای اپنزولر OAR به پوسته‌های نازکی که در فاصله ثابت و دور از PTV تعریف شده، تقسیم می‌شود. دوز در هر پوسته متناسب با عملکرد طبیعی است تا