

اصول حفاظت پرتوی در درمان‌های پیشرفته

سمینار آشنایی مقدماتی با درمان‌های پیشرفته با دستگاه توموتراپی

کورس اربابی
شرکت مهندسی مشاور رایین مهام ویرا



مراجع



STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X- AND GAMMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES
NCRP REPORT No. 151
NCRP
National Council on Radiation Protection and Measurements
2005

Safety Reports Series No. 47
Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities
IAEA
International Atomic Energy Agency
2006

Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities
IPEM Report 75
Edited by Patrick W. Hearnes, David J. Eaton
IPEM
Institution of Physics and Engineering Physics
2017



برخی از تکنیک‌های جدید پرتودرمانی



برخی از تکنیک‌های جدید پرتودرمانی که بر روی طراحی حفاظ تأثیر می‌گذارند و باید ملاحظاتی را برای آنها در نظر گرفت عبارتند از:

- **Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT)**
- **Stereotactic Radiosurgery (SRS)**
- **Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT)**
- **Tomotherapy®**
- **CyberKnife®**
- **Intra-Operative Electron beam Radiotherapy (IOERT)**
- **Gamma Knife®**
- **Total Body Irradiation (TBI)**



IMRT



- در این روش به دلیل پرتودهی بیمار از جهات متعدد زمان روشن بودن باریکه حدود ۱۰ برابر زمان پرتودرمانی با روش‌های معمول است.
- در این روش شاری که به حفاظ‌های اولیه می‌رسد برابر روش درمانی معمول است ولی نشت پرتو از حفاظ‌های ثانویه می‌تواند بیشتر باشد.
- افزایش **MU** که در این روش اتفاق می‌افتد تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر روی بار کاری حفاظ‌های اولیه و پراکندگی نمی‌گذارد بنابراین ضخامت این حفاظ‌ها در هر دو روش یکسان است.
- اما سهم بار کاری نشت پرتو از سر دستگاه به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر است که باید در محاسبات لحاظ شود.



IMRT



• مانیتور یونیت‌های شتابدهنده به دلیل اندازه میدان‌های کوچک، بسیار بیشتر از پرتودرمانی متعارف به ازای همان دز بیمار هستند. نسبت MU پرتودرمانی به روش $IMRT$ به MU درمان متعارف به ازای همان دز تجویز شده، فاکتور $IMRT$ (C_I) نامیده می‌شود. این ضریب را می‌توان با استفاده از روش زیر محاسبه کرد. مقدار MU_{IMRT} در ابتدا با استفاده از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$MU_{IMRT} = \frac{\text{Avg. total MU}}{\text{Dose (Gy)}}$$



IMRT



• سپس برای محاسبه مقدار MU_{conv} ، مانیتور یونیت مورد نیاز برای تحویل همان دز واحد در عمق d_{max} از یک فانتوم در فاصله پرتو تا سطح 100 cm برای اندازه میدان $10 \times 10\text{ cm}^2$ را محاسبه یا اندازه‌گیری کنید. ضریب C_I به سادگی برابر است با تقسیم MU_{IMRT} بر MU_{conv} :

$$C_I = \frac{MU_{IMRT}}{MU_{conv}}$$



IMRT



• ضریب G_r می‌تواند مقادیری بین ۲ تا ۱۰ یا بیشتر داشته باشد. افزایش MU ، باعث افزایش قابل توجه مقادیر بار کاری مربوط به حفاظ اولیه، پراکندگی از بیمار یا پراکندگی از دیوار ثانویه نمی‌شود. علت آن است که دز بیمار در $IMRT$ نسبت به دز بیمار در پرتودرمانی متعارف یکسان است اما بار کاری نشتی به اندازه ضریب G_r بیشتر است.

PARDISNOOR IMAGING



IMRT



• در مقایسه با درمان به روش معمول افزایش میزان نشتی در $IMRT$ با موارد زیر جبران می‌شود:

- افزایش زمان ست آپ بیمار؛
- استفاده از پرتوهای ایکس با انرژی کمتر در $IMRT$ (معمولاً ۶ MV)؛
- طراحی اتاق‌های درمان با روش‌های معمول محتاطانه‌تر و در نتیجه ضخامت حفاظ‌ها بیشتر است.

• بنابراین بطور معمول شتابدهنده‌هایی که برای درمان به روش $IMRT$ استفاده می‌شوند را می‌توان در بونکرهایی که طراحی حفاظ محتاطانه‌تری برای درمان‌های معمول دارند نصب کرد.



QA



- اگر اندازه‌گیری‌های مربوط به تضمین کیفیت به طور معمول در ساعات کاری عادی انجام شود و بار کاری در مقایسه با بار کاری درمان متعارف قابل چشم‌پوشی نباشد، تأثیر آن بر الزامات حفاظ‌سازی باید ارزیابی شود.
- اندازه‌گیری‌های تضمین کیفیت عبارتند از: آزمایش‌های روزانه، ماهانه و سالانه، اندازه‌گیری‌های مربوط به راه‌اندازی، تصدیق دز *IMRT*، تحقیقات و سایر فعالیت‌هایی که منجر به پرتودهی می‌شوند. اگر تصدیق دز *IMRT*، بخش اعظمی از اندازه‌گیری‌های تضمین کیفیت را در بر بگیرد، ممکن است یک ضریب تضمین کیفیت (C_{QA}) مشابه با ضریب *IMRT* برای تصحیح افزایش *MU* مورد نیاز باشد.



IMRT



- محاسبات حفاظ اولیه

$$WU]_{pri} = WU]_{wallscat} = W_{conv} U_{conv} + W_{TBI} U_{TBI} + W_{IMRT} U_{IMRT} + W_{QA} U_{QA} + \dots$$
- محاسبات حفاظ ثانویه

$$W]_{pat\ scat(iso)} = W_{conv} + W_{IMRT} + W_{QA} + \dots$$
- محاسبات نشتی

$$W_L = W_{conv} + W_{TBI} + C_I \times W_{IMRT} + C_{QA} \times W_{QA} + \dots$$



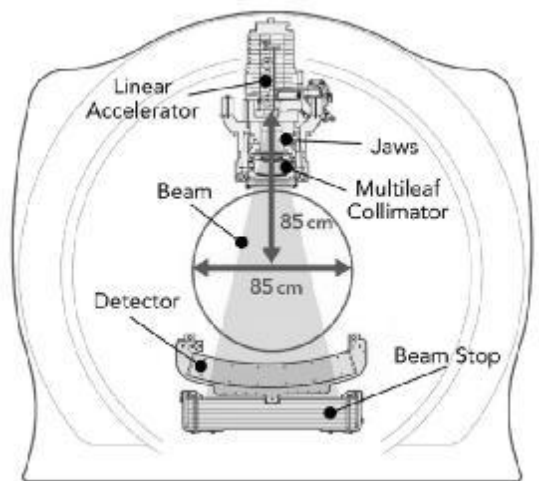
Tomotherapy®



- توموتراپی یکی از جدیدترین تکنیک‌های تحویل دز است که دارای سیستم تصویربرداری CT به همراه درمان به روش IMRT با باریکه فوتونی 6 MV می‌باشد.
- مسائل حفاظتی دستگاه و اتاق درمان توموتراپی:
 - نرخ دز اسمی دستگاه Gylmin ۸/۸ است.
 - ضخامت حفاظ‌های ثانویه برای پرتوهای پراکنده مانند ضخامت حفاظ برای دستگاه‌های با روش معمول است چون جمع دز جذبی یکسان است؛
 - ضخامت حفاظ‌های ثانویه برای پرتوهای نشتی از سر دستگاه ممکن است تا حداقل ۲ TVL ضخیمتر از ضخامت حفاظ برای روش‌های معمول باشد؛
 - عموماً در یک بونکر استاندارد بدون تغییرات زیادی در ضخامت حفاظ‌ها قابل استفاده هستند.



Tomotherapy®





Tomotherapy®



باریکه اولیه

- دستگاه متوقف کننده باریکه (*Beam stopper*) با ضریب عبور ۰/۴٪ دارد؛
- ضخامت سرب آن ۱۳ *cm* است؛
- مقدار *TVL* برای باریکه اولیه ۳۴ *cm* بتن (با چگالی $2/3 \text{ glcm}^3$) است؛
- به دلیل چرخش منبع پرتو ضریب کاربرد آن کم است؛
- ضخامت حفاظ اولیه حدود یک دهم حفاظ برای روش های درمان معمول است.

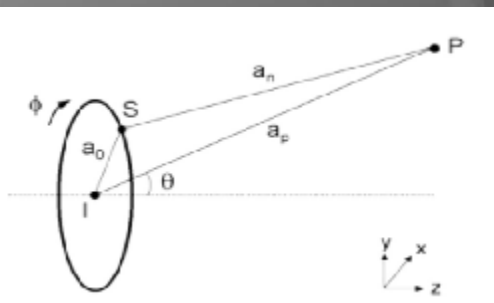


Tomotherapy®



محاسبه نشت از تیوب (فرمول *Baechler*)

$$\bar{a}_n(a_p, \theta) = \left((a_0^2 + a_p^2)^2 - (2a_p \times a_0 \times \sin \theta)^2 \right)^{0.25}$$



- فاکتور *IMRT* دستگاه ۸ است؛
- مقدار *TVL* برای پرتوهای نشتی ۲۹ *cm* بتن (با چگالی $2/3 \text{ glcm}^3$) است.



Tomotherapy®



پراکندگی

- تحت شرایط نرمال کلینیکی نیز میزان پراکندگی از بیمار به سمت دیوارهای اتاق در مقایسه با میزان نشتی ناچیز (نزدیک به ۰.۳٪) است.

PARDISNOOR IMAGING



CyberKnife®




- یک شتابدهنده مینیاتوری که بر روی یک بازوی رباتیک قرار گرفته می‌تواند باعث شود تا اصولاً تمامی حفاظها از نوع اولیه باشند بنابراین اساساً تمامی دیوارها و سقف باید حفاظ اولیه در نظر گرفته شوند.
- با در دست داشتن جزئیات گستره حرکتی دستگاه که در آن زوایا باریکه می‌تواند روشن باشد را باید در زمان طراحی حفاظها در نظر گرفت.



IOeRT



دستگاه‌های پرتودرمانی حین درمان

- شتابدهنده‌های متحرکی هستند که فقط باریکه‌های الکترون تولید می‌کنند و در حین عمل جراحی بعد از دسترسی مستقیم به تومور پرتودرمانی را انجام می‌دهند. آهنگ دز این دستگاه‌ها تا حداکثر 40 Gy/min می‌باشد.
- معمولاً در گستره انرژی الکترونی 6-12 MeV کار می‌کنند.



نیاز به حفاظ سازی ویژه‌ای ندارند چون دستگاه:

- دارای متوقف کننده باریکه (*Beam stopper*) است؛
- دارای پنل‌های سربی متحرکی هستند که در اطراف تخت بیمار قرار می‌گیرند.



تجهیزات مورد استفاده برای دزیمتری محیطی



شمارنده گایگر – مولر یا شمارنده سوسوزن را می‌توان برای مراکز کار با پرتوی گاما استفاده نمود. با این وجود، هیچ یک از این شمارنده‌ها برای اندازه‌گیری آهنگ دز مطلق در مراکز مجهز به شتابدهنده خطی مناسب نیستند. شمارنده‌های گایگر – مولر به دلیل زمان مرده نسبتاً زیادی که دارند، برای اندازه‌گیری میدان‌های پالسی حاصل از شتابدهنده خطی مناسب نیستند.

شمارنده‌های سوسوزن در هنگام اندازه‌گیری پرتو پالسی حاصل از شتابدهنده‌های خطی به راحتی اشباع می‌شوند. در نتیجه هر دو آشکارساز، آهنگ دز ناشی از پرتوی پالسی را کمتر از حد واقعی اندازه‌گیری می‌کنند. با این حال، این دو آشکارساز به دلیل پاسخ سریعی که دارند، برای اسکن حفاظها مربوط به دستگاه‌های ایزوتوپی و مراکز مجهز به شتابدهنده خطی و در نتیجه شناسایی حفره‌ها و ترک‌های موجود در آن‌ها مناسب هستند.



تجهیزات مورد استفاده برای دزیمتری محیطی



شمارنده گایگر مولر

دزیمتر سنتیلاتور

دزیمتر اتاقک یونش



دزیمتری محیطی



برای اندازه‌گیری دز مطلق فوتون در مراکز مجهز به شتابدهنده خطی، به یک دزیمتر محیطی بر پایه اتاقک یونش نیاز است. در حالت ایده‌آل، این اتاقک یک مُد تجمعی و یک مُد آهنگ دز دارد. اتاقک یونش در مُد تجمعی بدون اینکه نیازی باشد تا کاربر برای خوانش حضور داشته باشد، اندازه‌گیری را در حین پرتودهی انجام می‌دهد. اتاقک یونش زمان پاسخ‌گویی دارد و بنابراین استفاده از آن برای یافتن عیوب حفاظها دشوار است. این اتاقک همچنین باید در برابر تداخل ناشی از فرکانس‌های رادیویی تولید شده از شتابدهنده‌های خطی محافظت شود. اگر شتابدهنده خطی در انرژی‌های 10 MV یا بالاتر کار می‌کند، یک دزیمتر محیطی قابل حمل نوترون نیز لازم خواهد بود.



دزیمتری محیطی



نخست باید میزان حفاظ ساخته شده ارزیابی شود. قسمت بیرونی هر حفاظ را باید با شمارنده گایگر-مولر یا شمارنده سوسوزن اسکن کرد تا هر گونه عیبی در حفاظ شناسایی شود. اگر دستگاه درمانی یک شتابدهنده خطی باشد، این اندازه‌گیری‌ها را باید در بالاترین میزان انرژی قابل تنظیم در حداکثر آهنگ دز دستگاه انجام داد. اگر عیبی در حفاظ شناسایی شد، اندازه‌گیری‌های بیشتری را باید در این نقاط با استفاده از یک آشکارساز مناسب انجام داد.



دزیمتری محیطی



حفاظ‌های اولیه را باید در حالتی که باریکه تابشی به سمت آن‌ها گسیل می‌شود، ارزیابی نمود. دستگاه باید بر روی حداکثر اندازه میدان موجود تنظیم شود و کولیماتورها 45° چرخانده شوند تا قطر میدان پرتو (بیشترین ابعاد) در امتداد طول حفاظ قرار بگیرد. همچنین نقاطی که حفاظ اولیه به حفاظ ثانویه می‌رسد، باید بررسی شوند تا کفایت طول حفاظ اولیه تأیید گردد. علاوه بر این، اندازه‌گیری‌ها را باید در مرز مشترک بین دال سقف و دیوارها انجام داد. اگر اتاق موردنظر، اتاقی باشد که برای دستگاه با انرژی بالاتر ارتقاء یافته است، اندازه‌گیری‌ها را باید در مرزهای مشترکی که حفاظ اضافه یا اصلاح شده، انجام داد. نقشه درمانی باید در هنگام بررسی‌ها در دسترس باشد تا بتوان این نقاط را شناسایی کرد. این اندازه‌گیری‌ها را باید بدون وجود هیچگونه فانتومی در مسیر باریکه تابشی انجام داد.



دزیمتری محیطی



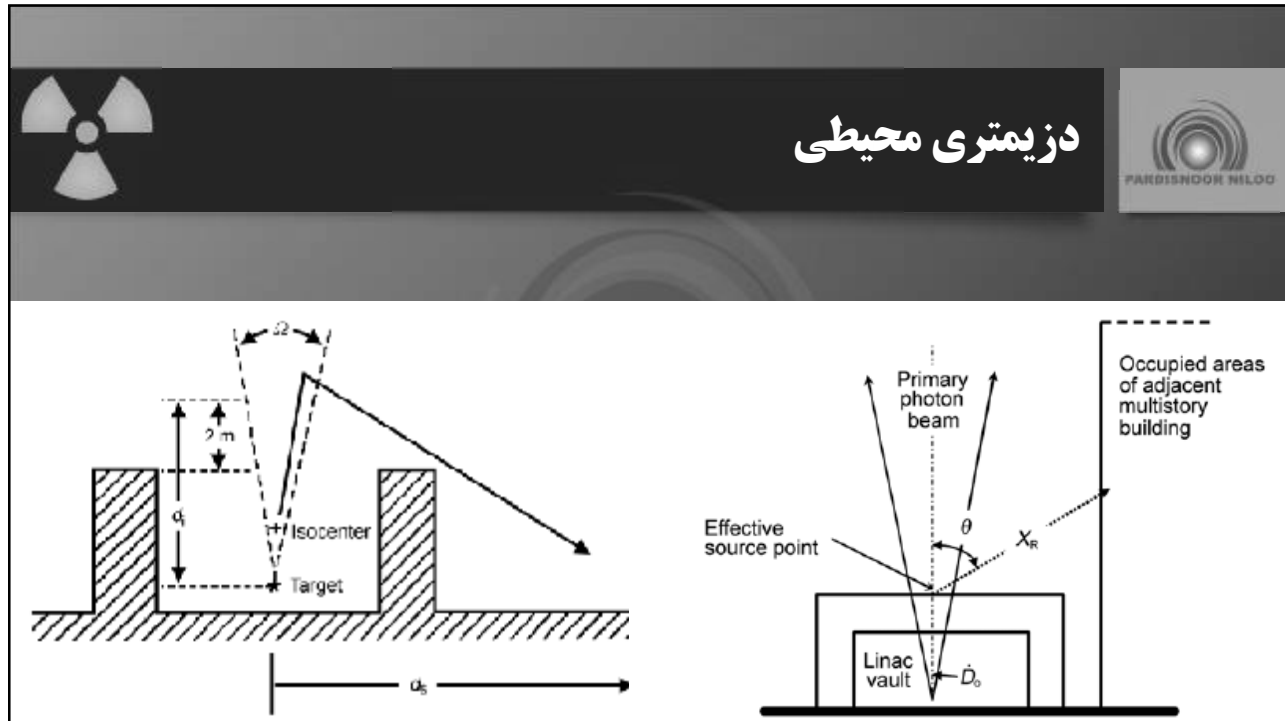
در خصوص حفاظهای ثانویه برای دستگاههای پرتودرمانی خارجی، اندازهگیریها با فانتوم انجام می‌شوند تا شرایط اندازهگیری با شرایط حضور بیمار مشابه باشد. فانتوم در مسیر باریکه تابشی و در نقطه ایزوسنتر قرار داده می‌شود، اما اگر اتاق برای پرتودهی کل بدن طراحی شده باشد، باید اندازهگیریهای بیشتری را با استفاده از فانتوم در محل موردنظر انجام داد. اندازهگیریها باید به ازای هر حفاظ ثانویه در زوایای گانتری ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه انجام شوند. مرزهای مشترک بین حفاظهای ثانویه و اولیه باید به دقت اندازهگیری شوند تا از عدم وجود ناشی از پرتوهای پراکنده شده تحت زاویه کوچک در حدود انتهای حفاظ اولیه اطمینان حاصل گردد.



دزیمتری محیطی



• اندازهگیریها باید در خارج از مرکز برای بررسی میزان پرتو ناشی از *Skyshine* نیز انجام شوند. اگر ساختمانهای بلندی در مجاورت مرکز وجود داشته باشد، اندازهگیریها باید در طبقات فوقانی این ساختمانها نیز انجام شود تا هرگونه خطری ارزیابی گردد.



دزیمتری محیطی

PARDISNOOR NILOO

TABLE 5.1—Measured and calculated x-ray skyshine dose-equivalent rates for 18 MV x rays produced in a vault with little ceiling shielding (adapted from McClintley, 1993).^a

Distance from Isocenter (d_1) (meters)	Photon Dose-Equivalent Rate ($\mu\text{Sv h}^{-1}$)		Ratio Measured/Calculated
	Measured	Calculated	
7.5	50	202	0.25
9.4	112	127	0.88
10.6	150	97	1.5
13.6	157	63	2.5
19.2	100	30	3.3
25.4	75	18	4.2
33.0	55	10	5.3
48.3	25	4.7	5.3

^aThe absorbed-dose rate at isocenter was 4 Gy min^{-1} (240 Gy h^{-1}) with the beam directed vertically up; $d_1 = 5.97 \text{ m}$ and $\Omega = 0.122 \text{ mrad}$ in Equation 5.1.

