

## Review Article

## مروری بر روش‌های مختلف پرتو درمانی

غلامحسن حدادی<sup>۱</sup>، محمد باقر حدادی<sup>۲\*</sup>، مجتبی وردیان<sup>۱</sup>

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی فسا، فسا، ایران.

۲- گروه برق - الکترونیک، شعبه بین الملل، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۰۹/۱۸

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۰۴/۱۸

## چکیده

سرطان یکی از علل اصلی مرگ و میر در دنیای کنونی است. برای درمان انواع سرطان‌ها از روش‌های مختلف درمانی از قبیل جراحی، شیمی درمانی، پرتو درمانی و هورمون درمانی استفاده می‌شود. حدود ۴۰٪ از بیماران سرطانی به منظور درمان یا تسکین بیماری خود، تحت پرتو درمانی قرار می‌گیرند. در این روش، سلول‌های سرطانی با استفاده از پرتوهای ایکس و گاما و یا ذرات هسته‌ای از بین برده می‌شوند. این فرآیند با کمک دو روش پرتو درمانی خارجی و پرتو درمانی داخلی انجام می‌گیرد. در سرطان شناسی بالینی، هدف نهایی درمان تحویل ماکزیمم دوز به بافت سرطانی با حداقل عوارض جانبی به بافت‌های سالم اطراف تومور می‌باشد. پیشرفت‌های تکنولوژی کمک کرده است که میدان اشعه حتی الامکان به ناحیه درمان محدود شود و بدین وسیله بافت‌های سالم تا حدود زیادی محافظت شوند. برای پاسخ به این سوال که کدام یک از روش‌های پرتو درمانی موثرتر است، بایستی اصول و ویژگی‌های هر کدام از این روش‌ها را بدانیم. در این مقاله اصول و کاربرد روش‌های مختلف مورد بررسی قرار می‌گیرند.

کلمات کلیدی: سرطان، پرتو درمانی، درمان

## مقدمه

پرتو درمانی خارجی: اساس این روش بر مبنای استفاده از انواع مختلف منابع پرتوهای یونیزان است که در خارج از بدن بیمار قرار گرفته و به انواع برخورد پرتو یونیزان با ماده بستگی دارند. طراحی درمان دقیق، نقش مهمی در درمان موفق بیمار دارد. این طراحی درمان شامل سه مرحله است:

**الف) طراحی:** در این مرحله بایستی تومور بدخیم به نحوی مشخص شود که بتوان اندازه دقیق و وضعیت قرار گرفتن آن در بدن را تجزیه و تحلیل نمود. اطلاعات مورد نیاز این مرحله را می‌توان از طریق تصاویر رادیوگرافی معمولی، MRI، PET، SPECT، CT scan و سونوگرافی به دست آورد.

**ب) شبیه سازی:** پس از این که مقدار پرتویی که بایستی توسط تومور دریافت گردد محاسبه شد، به منظور مشخص کردن وضعیت بیمار در مقابل دستگاه شتاب دهنده، بیمار به دستگاه سیمولاتور یا شبیه ساز منتقل می‌شود. با استفاده از سیمولاتور و تصاویری که توسط آن تهیه می‌شود، اطمینان حاصل می‌شود که تومور در موقعیت صحیح قرار گرفته و دوز درمانی مورد نیاز را دریافت می‌نماید.

**ج) درمان:** در این مرحله تومور در معرض پرتوهای گاما که از یک چشمه کبالت خارج می‌شوند و یا پرتوهای ایکس پر انرژی که توسط دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی تولید می‌شوند و یا منابع دیگر پرتو و ذرات یونیزان، قرار گرفته و فرآیند درمان انجام می‌شود (۱۰-۶).

**سیکلوترون:** ماشینی است که در یک مسیر حلقوی به ذرات باردار شتاب داده و در تحقیقات فیزیک هسته‌ای کاربرد دارد. از این وسیله در پرتو درمانی جهت تولید پروتون‌های پر انرژی استفاده

برای درمان انواع سرطان‌ها می‌توان از روش‌های درمانی مختلف مثل جراحی، شیمی درمانی و پرتو درمانی استفاده نمود. پرتو درمانی خارجی و پرتو درمانی داخلی (براکی تراپی)، دو روش اصلی پرتو درمانی را تشکیل می‌دهند (۱). مبنای پرتو درمانی، قرار دادن سلول‌های بدخیم در معرض پرتوهای یونیزان می‌باشد که می‌تواند منجر به مرگ و از بین رفتن این سلول‌ها گردد. هدف ایده آل در پرتو درمانی این است که تومور مورد نظر، بیشترین دوز پرتو را دریافت کند و در همان حال بافت‌های سالم اطراف، کمترین مقدار پرتوگیری را داشته باشند (۲). نتیجه رادیوبیولوژیکی پرتوگیری بافت، بستگی زیادی به نحوه تاثیر پرتوهای یونیزان بر روی ملکول‌های حیاتی سلول‌ها دارد. پرتوهایی که در واحد طول مسیر خود انرژی کمی از دست می‌دهند، از طریق تولید رادیکال‌های آزاد منجر به شکستگی‌هایی در ملکول DNA می‌شوند و این شکستگی‌ها به صورت غیر مستقیم می‌تواند باعث صدمه به بافت‌های سالم گردد (۳). برای اطمینان از دریافت دوز درمانی کافی توسط تومور و کاهش آسیب‌های وارده به بافت‌های سالم بایستی یک طراحی درمان دقیق انجام شود. در طراحی درمان و محاسبه دوز بایستی به عواملی مانند انرژی که از پرتو به بافت واگذار می‌شود، طول مسیر پرتو در بافت، میزان پراکندگی آن، مقدار دوز پرتو و میزان انرژی که در واحد طول مسیر خود از دست می‌دهد (LET) توجه نمود. در صورتی که مقدار دوز دریافتی تومور در حد کافی نباشد و در همان حال، بافت‌های سالم در معرض پرتو قرار گرفته و آسیب ببینند، تمام سلول‌های تومور از بین نرفته و نتیجه‌ی مطلوب حاصل نمی‌شود (۴، ۵). در این مقاله، سابقه و پیشرفت‌های ایجاد شده در روش‌های مختلف پرتو درمانی مورد بررسی قرار می‌گیرند.

\* نویسنده مسئول: محمد باقر حدادی، گروه برق - الکترونیک، شعبه بین الملل، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران. تلفن: ۰۹۱۲۵۰۱۰۳۴۹  
Email: mohammadbagherhaddadi@gmail.com

آن است که با توجه به شکل تومور در هر جهت، همزمان با گردش منبع تولید پرتو در اطراف بدن بیمار شکل میدان پرتو دهی نیز مطابق آن تغییر می‌نماید. توزیع دوز مطلوب در هدف، پس از منطبق شدن این دسته پرتوها (که از جهات مختلف تابیده شده‌اند) بر روی یکدیگر به دست می‌آید. برای درمان تومورهای پروستات، ریه و پستان از این روش استفاده می‌شود. با استفاده از این روش می‌توان دوز با یکنواختی بیشتر به تومور تاباند و پرتوگیری بافت‌های سالم را به حداقل ممکن کاهش داد (۱۷-۱۵).

**چاقوی مجازی (Cyber knife):** در روش رادیوسرجری (جراحی پرتوی)، دوز زیادی از پرتو در طی یک جلسه درمانی به درون حجم تومور تخلیه می‌شود. این روش در واقع یک روش نوین رادیوسرجری می‌باشد که از یک شتاب دهنده خطی استفاده می‌کند که با کمک یک بازوی روباتیک و سیستم تصویربرداری اشعه ایکس، پرتوهای «غیر ایزوسنتر» را به تومور مورد نظر تحویل می‌نماید (شکل ۱). «غیر ایزوسنتر» بودن، مهمترین مشخصه‌ی پرتو است و می‌تواند به کمک یک بازوی روباتیک، منحنی‌های ایزودوز یکنواختی را در شش جهت ایجاد نمود. منبع شتاب دهنده خطی در فاصله ۸۰ سانتی متری ایزوسنتر مجازی قرار داده می‌شود. می‌توان ۱۰۰ موقعیت فرضی که بر روی کره‌ای در اطراف این مرکز قرار گرفته‌اند را در نظر گرفت که رسیدن به هر موقعیت از ۱۲ طریق امکان پذیر است و بنابراین در مجموع ۱۲۰۰ موقعیت ایجاد می‌شود. البته ممکن است که از تمام این موقعیت‌ها استفاده نشود ولی با وجود چنین انعطاف پذیری و با وزن دهی مختلف پرتوها می‌توان به یک شکل کاملاً یکنواخت دست پیدا کرد. شتاب دهنده دارای یک کولیماتور حلقوی با قطر ۵ تا ۶۰ میلی متر می‌باشد. چاقوی مجازی در مقایسه با رادیوسرجری معمولی دارای توانایی نفوذ زیادتر بوده و به کمک آن می‌توان از بافت‌های حیاتی محافظت بیشتری به عمل آورد. همچنین به کمک آن امکان تقطیع دوز و هدف قرار دادن چندین تومور (مثلاً تومورهای مغزی) به صورت همزمان و طی یک جلسه درمانی وجود دارد (۱۸، ۱۹).

**رادیوتراپی داخلی (پرتودرمانی به روش جذب نوترون توسط برم):** [BNCT] به منظور درمان تومورهای چندگانه نظیر تومورهای ناحیه پرده جنب قفسه سینه، کبد، ستون فقرات،

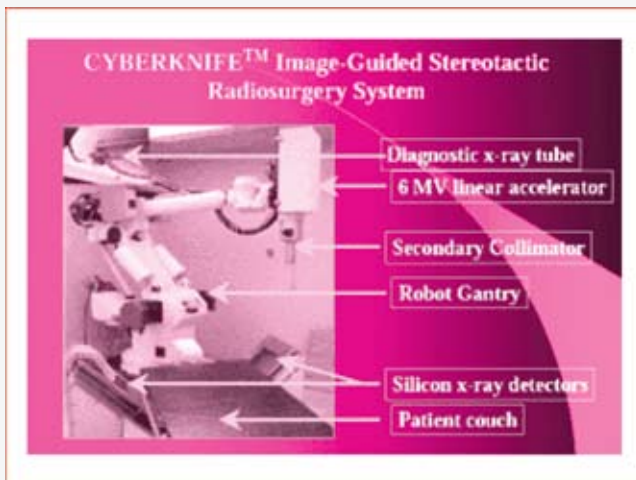
میدان مغناطیسی سیکلوترون باعث حرکت و شتاب گرفتن ذرات باردار در مدارهای حلقوی می‌شود. این ذرات توسط یک منبع که در مرکز سیستم قرار گرفته است تولید شده و از آنجا به سمت خارج شروع به شتاب گرفتن می‌نماید. ذرات باردار در داخل دو یا چند الکتروتود توخالی که به شکل حرف لاتین D طراحی شده‌اند و به همین نام (دی) نیز نامیده می‌شوند، توسط یک میدان الکتریکی با فرکانس بالا شتاب می‌گیرند. هنگامی که یون‌ها از یک «دی» به «دی» دیگر وارد می‌شوند، شتاب آن‌ها افزایش می‌یابد. این عمل به دفعات زیادی تکرار می‌شود و باعث افزایش تصاعدی شتاب، انرژی و شعاع چرخش یون‌ها می‌گردد تا این که نهایتاً از قسمت بیرونی سیستم خارج می‌شوند. همچنین، در پزشکی از این سیستم جهت تولید رادیوداروها استفاده می‌شود (۱۳-۱۱).

**سینکروترون:** این وسیله یک شتاب دهنده‌ی حلقوی ذرات باردار می‌باشد که به کمک آن می‌توان طیف پرتوهای الکترومغناطیسی از فرسوخ تا پرتوهای ایکس را تولید نمود. از این سیستم نیز می‌توان در موارد خاص جهت پروتون تراپی استفاده نمود. در آزمایشگاه هسته‌ای فرمی، توانسته‌اند به پروتون‌ها و آنتی پروتون‌ها تا مقدار «یک ترا الکترون ولت» انرژی بدهند. اجزای اصلی تشکیل دهنده‌ی سینکروترون شامل یک تفنگ الکترونی و یک شتاب دهنده‌ی خطی می‌باشد (۱۴-۱۲).

**شتاب دهنده خطی (linac):** معمولاً در مراکز درمانی، پرتو درمانی خارجی توسط پرتوهای ایکس و یا الکترون به کمک این روش انجام می‌شود. الکترون‌ها و فوتون‌های ایکس، با انرژی ۵ تا ۲۵ میلیون الکترون ولت، در این دستگاه تولید می‌شوند. این دستگاه از امواج رادیویی الکترومغناطیسی با فرکانس بالا جهت شتاب دادن به الکترون‌ها در یک استوانه خطی استفاده می‌کند. می‌توان مستقیماً از الکترون‌های پر انرژی جهت درمان تومورهای سطحی استفاده نمود. همچنین از این الکترون‌ها برای تولید پرتوهای ایکس استفاده می‌شود تا در درمان تومورهای عمقی بدن مورد استفاده قرار گیرند. برای ساخت این وسیله طراحی‌های مختلفی وجود دارد. در یک نمونه که در مراکز پرتودرمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد، از امواج رادیویی ساکن یا متحرک در ناحیه‌ی میکروویو (با فرکانس ۳۰۰۰ مگاهرتز) استفاده می‌شود. تفاوت در طراحی شتاب دهنده‌ها، بر اساس استفاده آن‌ها از امواج رادیویی ساکن یا متحرک می‌باشد (۱۶، ۱۱).

**میکروترون:** میکروترون یک شتاب دهنده الکترون می‌باشد که از ترکیب قوانین حاکم بر شتاب دهنده‌ی خطی و سیکلوترون استفاده می‌کند. با کمک یک میدان مغناطیسی متغیر، به الکترون‌ها شتاب داده می‌شود. پس از انتخاب انرژی مورد نظر، یک لوله منحرف کننده به صورت خودکار به سمت مدار متناسب با آن انرژی حرکت می‌کند تا پرتو الکترونی بتواند از آن خارج شود. مزیت اصلی میکروترون نسبت به شتاب دهنده‌ی خطی، ساده بودن انتخاب انرژی، کوچک بودن دسته پرتو آن و کوچک بودن اندازه سیستم می‌باشد (۶).

**پرتو درمانی با شدت تعدیل یافته (IMRT):** پس از استفاده از سی تی اسکن در طراحی درمان، این روش به عنوان یکی از پیشرفت‌های جالب در رادیودرمانی مورد توجه قرار گرفته است. در این روش، پرتوها از جهات مختلف به تومور تابانده می‌شوند ولی نکته مهم



شکل ۱ - قسمت‌های اساسی یک دستگاه سایبر نایف که بر روی یک بازوی رباتیک نصب شده است.

روش‌های درمان سرطان، امکان اندازه‌گیری مقدار رادیو نوکلئید تجمع یافته در داخل بافت هدف با استفاده از تصویربرداری ملکولی از طریق SPECT و PET است. عواملی نظیر نوع و انرژی پرتو تابش یافته توسط رادیونوکلئید، نیمه عمر، اکتیویته ویژه، آسان بودن تولید و کاربرد و خلوص رادیونوکلئید در انتخاب آن جهت رادیوتراپی داخلی، تاثیر گذار می‌باشند (۳۴).

**هسته‌های تابش کننده الکترون اوژه:** در سال‌های اخیر، استفاده از الکترون‌های کم انرژی از قبیل الکترون‌های اوژه و الکترون‌های تبدیلی نیز مورد توجه قرار گرفته‌اند. بعضی از هسته‌های رادیواکتیو از طریق پدیده‌ای به نام «جذب الکترون» و یا «تبدیل داخلی» به حالت پایدارتر تغییر وضعیت می‌دهند. در این روش استحاله یک سری از الکترون‌های کم انرژی از اتم خارج می‌شوند. خروج بی‌درپی این الکترون‌ها و برد کوتاهی که این الکترون‌ها در بافت دارند، باعث می‌شود دوز جذبی ناشی از آن‌ها در بافت هدف افزایش یابد (۴۰-۳۵).

**هسته‌های تابش کننده ذره آلفا:** در طی سه دهه اخیر، تحقیقات زیادی در مورد امکان استفاده از تابش کننده‌های ذره آلفا به منظور پرتو درمانی انجام شده است. این ذرات همان هسته اتم هلیوم می‌باشند که دارای دو بار مثبت هستند. تابش آن‌ها از یک هسته رادیواکتیو منجر به ایجاد هسته جدیدی می‌شود که تعداد دو نوترون و دو پروتون کمتر از هسته اولیه دارد. انرژی این ذرات بین ۵ تا ۹ میلیون الکترون ولت می‌باشد و برد آن‌ها در بافت بین ۵ تا ۱۰ برابر قطر یک سلول است. این ذرات در هر میکرومتر از مسیر خود ۸۰ الی ۱۰۰ کیلو الکترون ولت انرژی منتقل می‌نمایند (۴۱). Launch

**هسته‌های تابش کننده ذرات بتا:** در حال حاضر، درمان به وسیله‌ی رادیونوکلئیدها بر اساس استفاده از ایزوتوپ‌های تابش کننده ذرات بتا می‌باشد. ذرات بتا همان الکترون‌های دارای بار منفی هستند که از هسته‌های رادیواکتیو خارج می‌شوند. این ذرات دارای انرژی‌های مختلفی بوده و در نتیجه، برد آن‌ها در بافت متفاوت است. پس از تابش این ذرات از هسته اتم رادیواکتیو، هسته جدید دارای یک پروتون اضافی نسبت به هسته اولیه و یک نوترون کمتر از آن خواهد شد. این ذرات در حین حرکت در ماده انرژی جنبشی خود را از دست داده و متوقف می‌شوند. به علت کوچک بودن جرم این ذرات، انرژی که در واحد طول مسیر خود از دست می‌دهند کم بوده و در هر میکرومتر از مسیر حرکت خود فقط ۰/۲ کیلو الکترون ولت انرژی از دست می‌دهند و در نتیجه هنگام استفاده از این مواد در پرتودرمانی بایستی غلظت نسبتاً زیادی از آن‌ها را وارد بافت هدف نمود (۴۲).

**رادیوایمونوتراپی (RIT):** این روش درمانی شاخه‌ای از پزشکی هسته‌ای می‌باشد که در آن از یک آنتی بادی مثل CD20-positive lymphoma به منظور انتقال رادیونوکلئید به سلول‌های هدف استفاده می‌شود. سلول‌های هدف به عنوان آنتی ژن در نظر گرفته می‌شوند و به صورت انتخابی مورد هدف آنتی بادی نشاندار قرار می‌گیرند. اثر ضد تومور RIT اساساً به دلیل انتقال هسته رادیواکتیو توسط آنتی بادی به سلول‌های تومور می‌باشد که باعث می‌شود دوز جذبی به صورت تدریجی و مداوم در DNA سلول هدف تخلیه شده و باعث آسیب به سلول سرطانی گردد. یکی از مزیت‌های این روش این است که آنتی

گلیوبلاستوما، تومورهای ناحیه سر و گردن و یا ناحیه دهان و همچنین سلول‌های سرطانی احتمالی که به تومور اصلی متصل نیستند، می‌توان از این روش درمانی استفاده کرد. اساس این روش واکنش هسته‌ای زیر می‌باشد:  $2.79\text{Mev} + n \rightarrow 11\text{B} \rightarrow \alpha + 7\text{Li} + \text{B10}$

ذره آلفا و هسته برگشتی لیتیم در مسیر حرکت خود انرژی زیادی منتقل می‌نماید (LET زیاد دارند) و در نتیجه اثر بیولوژیکی نسبی (RBE) آن‌ها زیاد می‌باشد. روش BNCT از دسته پرتوی استفاده می‌کند که صرفاً برای استفاده کلینیکی تولید نشده است، همچنین ذراتی که در طی واکنش هسته‌ای فوق تولید می‌شوند، دارای توزیع طیفی گسترده‌ای می‌باشند و LET آن‌ها با یکدیگر متفاوت است (۲۰). این روش درمانی به یک ماده واسطه جهت حمل برم به داخل بافت‌های سرطانی احتیاج دارد که همانند سایر داروهای تشخیصی بایستی با کمک برخی از تست‌های استاندارد، مورد آزمایش قرار گیرد. بر خلاف سایر داروهای ضد سرطان، ترکیبی که برای این منظور استفاده می‌شود ذاتاً هیچ‌گونه اثر درمانی نداشته و صرفاً اتم‌های برم را وارد سلول‌های سرطانی می‌نماید (۲۱). با استفاده از این روش می‌توان بدون آسیب رساندن به بافت‌های سالم، تومورهای مختلفی را درمان نمود. برای تولید نوترون‌های گرمایی که در این روش مورد استفاده قرار می‌گیرند، می‌توان از واکنش هسته‌ای برخورد پروتون با هسته برلیوم استفاده نمود. کوتاه بودن مدت درمان باعث راحتی بیشتر بیمار در حین درمان و مقرون به صرفه بودن این روش درمانی می‌شود (۲۲،۲۳).

**براکی تراپی:** در این روش درمانی از یک چشمه رادیواکتیو بسته استفاده می‌شود و دوز درمانی در فاصله کوتاهی از چشمه به درون تومور تخلیه می‌شود (۲۴، ۲۵). با کمک این روش می‌توان دوز زیادی از پرتو را به صورت موضعی به تومور تحویل داد. در گذشته برای این منظور عمدتاً از یک چشمه رادیوم یا رادن استفاده می‌شد ولی در حال حاضر استفاده از هسته‌های رادیواکتیوی مثل پالادیوم ۱۱۰ و ید ۱۲۵ رو به گسترش است (۲۶، ۲۷). مواد رادیواکتیو به شکل مهره، سیم و یا قرص مستقیماً در درون تومور قرار می‌گیرند. از این روش درمانی می‌توان برای درمان سرطان‌های رحم، دهانه رحم، پستان، پروستات، داخل دهان، پوست، تیروئید، استخوان و مغز استفاده نمود (۲۸، ۲۹).

**پرتودرمانی داخلی (درمان با هسته‌های رادیواکتیو):** پرتودرمانی خارجی و براکی تراپی بر مبنای تابش فوتون‌ها بنا شده است در حالی که در این روش درمانی، مبنای درمان، تابش ذرات یونیزان می‌باشد (۳۰). با نشاندار کردن یک ملکول حامل مناسب با یک رادیونوکلئید تابش کننده ذرات یونیزان می‌توان در سطح ملکولی پرتودرمانی را انجام داد (۳۱). در این روش از هسته‌های رادیواکتیو تابش کننده ذرات آلفا، بتا، و الکترون اوژه استفاده می‌شود (۳۲). تحقیقات زیادی جهت یافتن رادیونوکلئیدهای مناسب در حال انجام می‌باشند. انتخاب یک رادیونوکلئید مناسب که تابش کننده پرتوهای ذره‌ای باشد، تابع خصوصیات فیزیکی و شیمیایی رادیونوکلئید و نیز روش‌های تولید و رفتار بیولوژیکی آن است. اخیراً رادیونوکلئیدهایی که با یک آنتی بادی یا پپتید نشاندار شده‌اند وارد استفاده کلینیکی شده‌اند (۳۳). در واقع می‌توان گفت رادیوتراپی داخلی یک نوع کاربرد پزشکی هسته‌ای با استفاده از پرتوهای یونیزان جهت درمان بیماری‌هایی مثل سرطان یا آرتریت است. مهم‌ترین مزیت این روش درمانی در مقایسه با سایر

نزدیک با همکاری متخصصین رشته‌های پزشکی هسته‌ای، بیوشیمی، فارماکولوژی هسته‌ای، فیزیک پزشکی، انکولوژی و مهندسی هسته‌ای، روش‌های رادیوایمینوتراپی و تخلیه رادیونوکلئیدها در بافت سرطانی مورد توجه بیشتری قرار خواهند گرفت. آینده شیمی درمانی و پرتودرمانی با یکدیگر در ارتباط می‌باشد. امروزه رادیونوکلئید درمانی با کمک حامل‌های دارویی شیمی درمانی نظیر بلومایسین انجام شده است و این در حالی است که این حامل‌های دارویی نقش مهمی در درمان نداشته و تنها به عنوان حامل عمل می‌کنند. سوال اینجاست که با توجه به پیشرفت‌های ایجاد شده، آیا می‌توان امیدوار بود که در آینده نزدیک درمان سرطان را فقط به کمک پرتودرمانی انجام داد و عوارض جانبی پرتو درمانی را به حداقل رساند؟ و این که آیا می‌توان در آینده از شیمی درمانی و پرتودرمانی به صورت همزمان استفاده نمود؟

### تشکر و قدردانی

بدین وسیله از آقای دکتر سید حسین موسوی انیجندان عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی بابل به دلیل پیشنهادات سازنده ایشان سپاسگزاری می‌شود.

### References

1. Symonds RP, Foweraker K. Principles of chemotherapy and radiotherapy. *Curr Obstet Gynaecol*. 2006;16(1):106-108.
2. Sridhar T, Symonds RP. Principles of chemotherapy and radiotherapy. *Obstet Gynaecol Repro Med*. 2009;19(5):61-67.
3. Symonds RP. Recent advances in radiotherapy. *BMJ*. 2001;323(7321):1107-1110.
4. Boyd M, Ross SC, Dorrens J, Fullerton NE, Zalutsky MR, Mairs RJ. Radiation induced biologic bystander effect elicited in vitro by targeted radiopharmaceuticals labeled with  $\alpha$ -,  $\beta$ -, and Auger electron-emitting radionuclides. *J Nucl Med*. 2006;47(6):1007-1015.
5. Dale RG, Jones B, Carabe-Fernandez A. Why more needs to be known about RBE effects in modern radiotherapy? *Appl Radiat Isot*. 2009;67(3):387-392.
6. Khan F. *Handbook of the physics of radiation therapy*. Baltimore: Williams and Wilkins; 2009. Pp.36-53.
7. Kassisi AI. Radiotargeting agents for cancer therapy. *Expert Opin Drug Deliv*. 2005;2(6):981-991.
8. Podgorsak E. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: IAEA; 2003. P.179-198.
9. Mackie TR. Radiation therapy treatment optimization. *Semin Radiat Oncol*. 1999;9(1):1-3.
10. Tannock IF. Treatment of cancer with radiation and drug. *J Clin Oncol*. 1996;14(12):3156-3174.
11. Schlyer DJ, Van den Winkel P, Ruth TJ, Vora MM. *Cyclotron produced radionuclides: Principles and practice*. Technical Reports Series No.465, Vienna: IAEA; 2008. P.31-57.
12. Lewis RA. Medical applications of synchrotron radiation

بادی نیز ممکن است به تنهایی در کشتن سلول هدف دخالت نماید. چندین عامل که در شکل‌گیری یک درمان موثر دخالت دارند شامل انتخاب رادیونوکلئید مناسب، تعیین آنتی ژن، انتخاب و طراحی آنتی بادی با ویژگی زیاد است. رادیونوکلئیدهایی که بدین منظور می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند شامل تابش کننده‌های آلفا نظیر سرب  $^{212}$ ، بیسموت  $^{213}$ ، تابش کننده‌های بتا (NP- $^{131}$ I- $^{131}$ I) و یتریوم  $^{90}$  می‌باشند (۲۳، ۴۲، ۴۷-۴۴).

### نتیجه‌گیری

رادیوتراپی با سرعت شگفت‌انگیزی در حال گسترش است. به دنبال حذف کبالت  $^{60}$  از فرآیند درمان، از شتاب دهنده‌های خطی و حلقوی که قادر به شتاب دادن به ذرات باردار هستند، به منظور درمان سرطان استفاده می‌شود. روش‌های پیشرفته‌ای از قبیل چاقوی مجازی (سایبر نایف) و IMRT که می‌توان به کمک آن‌ها دوز درمانی زیادی را به بافت سرطانی تحویل داد و بافت‌های سالم مجاور را نیز از آسیب اشعه در امان نگه داشت، نیز مورد توجه قرار گرفته‌اند. با استفاده از راکتورها و شتاب دهنده‌ها، رادیوایزوتوپ‌هایی تولید شده‌اند که می‌توان از آن‌ها در روش براکی تراپی استفاده نمود. در آینده

in Australia. *Phys med boil*. 1997;42(7):1213-43.

13. Blattman H, Gebbers J, Brauer-krisch E, Bravin A, Le Du G, Burkar W. Applications of synchrotron X-Rays to radiotherapy. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2005;548(1-2):17-22.
14. Hiramoto K, Umezawa M, Saito K, Tootake S, Nishiuchi H, Tanaka SH. The synchrotron and its related technology for ion beam therapy. *Nucl Instrum Methods Phys Res B*. 2007;261(1-2):786-790.
15. Zelefsky MJ, Fuks Z, Leibel SA. Intensity modulated radiation therapy for prostate cancer. *Semin Radiat Oncol*. 2002;12(3):229-237.
16. Van Houtte P. New potentials of radiotherapy in non-small cell lung cancer: Stereotactic therapy and IMRT. *Curr Probl Cancer*. 2003;27(1):60-63.
17. Beriwal S, Kim H, Coon D, Mogus R, Heron DE, Li X. Intensity modulated radiation therapy for the treatment of vulvar carcinoma: A comparative dosimetric study with early clinical outcome. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64(5):1395-1400.
18. Morgia G, De Renzis C. Cyberknife in the treatment of prostate cancer: A revolutionary system. *Eur Urol*. 2008;56(1):40-42.
19. Adler JR. Cyberknife radiosurgery for brain and spinal tumors. *Int Congr Ser*. 2002;1247:545-552.
20. Suzuki M, Endo K, Satoh H, Sakurai Y, Kumara H. A novel concept of treatment of diffuse or multiple pleural tumors by boron neutron capture therapy. *Radiother Oncol*. 2008;88(2):192-195.
21. Zonta A, Pinelli T, Prati U, Roveda L, Ferrari C, Clerici AM. Extra-corporeal liver BNCT for the treatment of diffuse



- metastases: What was learned and what is still to be learned. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(7-8suppl):567-575.
22. Nakai K, Kumada H, Yamamoto T, Tsurubuchi T, Zabaronok A. Feasibility of boron neutron capture therapy for malignant spinal tumors. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(7-8suppl):S43-46.
23. Wittig A, Collette L, Moss R, Sauerwein WA. Early clinical trial concept for boron neutron capture therapy: A critical assessment of the EORTC trial 11001. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(7-8suppl):59-62.
24. Nsg S, Dobelbower R, Glasgow G, Gustfson G, Seyd N, Thomadsen B. Inter-society standards for the performance of brachytherapy: A joint report from ABS, ACMP and ACRO. *Crit Rev Oncol Hematol.* 2003;48(1):1-17.
25. Regueiro C. Brachytherapy: Basic concepts, current clinical indications and future perspective. *Rev Oncol.* 2002;4(9):512-516.
26. Leob S, Nadler RB. Management of the complications of external beam radiotherapy and brachytherapy. *Curr Urol Rep.* 2006;7(3):200-208.
27. Saito S, Nagata H, Kosugi M, Toya K. brachytherapy with permanent seed implantation. *Int J Clin Oncol.* 2007;12(6):395-397.
28. Golombeck M, Heise S, Schloesser K, Schuessler B. Intravascular brachytherapy with radioactive stents produced by ion implantation. *Nucl Inst Meth Phys Res.* 2003;206:495-500.
29. Saxena SK, Sharma SD, Dash A, Venkatesh M. Development of a new design 125I-brachytherapy seed for its application in the treatment of eye and prostate cancer. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(7-8):1421-1425.
30. Brans B, Linden O, Giammarile F, Tennvall J, Punt C. Clinical applications of newer radionuclide therapies. *Eur J Cancer.* 2006;42(8):994-1003.
31. Carlson J, Forssell-Aronsson E, Hietala SO, Stigbrand T, Tennvall J. Tumor therapy with radionuclides: Assessment of progress and problems. *Radiother Oncol.* 2003;66(2):107-117.
32. Murray D, Mcewan AJ. Radiobiology of systemic radiation therapy. *Cancer Biother Radiopharm.* 2007;22(1):1-23.
33. Rosch F. Radiolanthanides in endocardiatherapy: An overview. *Radiochim Acta.* 2007;95:303-311.
34. Zoller F, Eisenhut M, Haberkon U, Mier W. Endoradiotherapy in cancer treatment-Basic concepts and future trends. *Eur J Pharmacol.* 2009;625(1-3):55-62.
35. Thisgaard H, Jensen M. Production of the auger emitter 119sb for targeted radionuclide therapy using a small PET-cyclotron. *Appl Radiat Isot.* 2008;67(1):34-38.
36. Behr TM, Behe M, Lohr M, Sgouros G, Angerstein C. Therapeutic advantages of auger electron-over beta-emitting radiometals or radioiodine when conjugated to internalizing antibodies. *Eur J Nucl Med.* 2000;27(7):753-765.
37. Bernhardt P, Forssell-Aronsson E, Jacobsson L, Skarnekmark G. Low energy electron emitters for targeted radiotherapy of small tumors. *Acta Oncologica.* 2001;40(5):602-608.
38. Odongoghuey JA, Wheldon TE. Targeted radiotherapy of small tumors. *Acta Oncologica.* 2001;41:1973-1992.
39. Nikjoo H, Girard P, Charlton DE, Hofer KG, Laughton CA. Auger electron-A nanoprobe for structural, molecular and cellular. *Radiat prot Dosimetry.* 2006;122(1-4):72-79.
40. Adelstein SJ, Kassis AI, Bodei L, Mariani G. Radiotoxicity of iodine-125 and other Auger electron-emitting radionuclides: Background to therapy. *Cancer Biother Radiopharm.* 2003;18(3):301-315.
41. Walicka MA, Vaidyanathan G, Zalutsky MR. Survival and DNA damage in Chinese hamster V79 cells exposed to alpha particles emitted by DNA incorporated astatine- 211. *Radiat Res.* 150(3):263-268.
42. Wu AM, Seenter PD. Arming antibodies: Prospects and challenges for immunoconjugates. *Nat Biotechnol.* 2005;23(9):1137-1146.
43. Milenic DE, Garmestani K, Brady ED, Albert PS. Alpha-particle radioimmunotherapy of disseminated peritoneal disease using a 212pb- labeled radioimmunoconjugate targeting HER2. *Cancer Biother Radiopharm.* 2005;20(5):557-568.
44. Zalutsky MR, Mclendon RE, Garg PK, Archer GE. Radioimmunotherapy of neoplastic meningitis in rats using an alpha particle emitting immunoconjugate. *Cancer Res.* 1994;54(17):4719-4725.
45. Rajendran J. Radioimmunotherapy for the 21st century: An old approach with a new paradigm. *Indian J Nucl Med.* 2004;19:81-88.
46. Ginj M, Hinni K, Tschumi S, Schulz S, Maecke HR. Trifunctional somatostatin-based derivatives designed for targeted radiotherapy using Auger electron emitters. *J Nucl Med.* 2005;46(12):2097-2103.
47. Okarvi SM. Peptid based radiopharmaceuticals and cytotoxic conjugates: Potential tools against cancer. *Cancer Treat Rev.* 2008;34(1):13-26.



## Review Article

## Different Radiotherapy Methods: A Review

Haddadi Gh<sup>1</sup>, Haddadi MB<sup>2\*</sup>, Vardian M<sup>1</sup>

1-Department of medical Physics, Fasa University of Medical Sciences, Fasa, Iran.

2- Department of Electrical Engineering, Shiraz University of International Unit, Shiraz, Iran.

Received: 08 Jul 2012

Accepted: 08 Dec 2012

### **Abstract**

Cancer is an essential cause of mortality in the new world. There are different treatment methods such as surgery, chemotherapy, radiotherapy and hormone therapy. About 40% of all cancer patients receive radiotherapy during their illness for cure or for local control or symptomatic palliation. In clinical radiation oncology, the final aim is to attain uncomplicated cancer treatment. The aim of treatment is to deliver a maximum radiation effect to a tumor or other lesion with minimal effect on normal tissue. Significant technological advance like intensity-modulated radiotherapy has improved the possibility to shape the dose distribution to the target volume in a better way and thus spare more of healthy tissues. In this review, principles and application of different method are compared.

**Keywords:** Radiotherapy, Cancer, Chemotherapy

\* **Corresponding author:** Haddadi Mohammad Bagher, Department of Electrical Engineering, Shiraz University of International Unit, Shiraz, Iran.

Tel: +98 912 5010349

Email: mohammadbagherhaddadi@gmail.com