نشریه تابش و فناوری هسته ای، سال دوم، شماره 1، تابستان 1394

هادرون درمانی با استفاده از شتاب دهنده لیزری و مقایسه آن با سایر شتابدهنده ها

عبدالکاظم انصاری نژاد *

استادیار، پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران

(تاریخ ارسال مقاله: 1393/12/20 - تاریخ پذیرش مقاله: 1394/3/2)

چکیده

امروزه با توسعه تکنولوژی، هادرون درمانی در حال گسترش بیشتری نسبت به سایر روش های متداول پرتو درمانی است. در این زمینه شتاب دهنده لیزری بعنوان روشی نوین، بصورت سیستمی بسیار جمع و جور، امکان درمان طیف وسیعی از بیماران سرطانی را بکمک تجهیزاتی مختصر و با هزینه ای مناسب میسر می سازد. این روش دارای فن آوری متفاوت نسبت به روش های دیگر پرتودرمانی با شتاب دهنده های متعارف است. از مهمترین ویژگی های شتاب دهنده لیزری، داشتن وزن و ابعاد کم بدلیل فشردگی اجزاء، حفاظ گذاری مختصردر مقابل اشعه، کوچکی و تعداد کم مگنت های هدایت و انتقال بیم و علاوه بر آن مجهز بودن به گانتری جمع و جور، است، این مزیت ها برای آنکولوژیست های پرتو پزشکی، عملکردهای مناسب درمانی را فراهم می کند. درضمن درمان غیر ممکن برخی از تومورها با روش های متداول و شتاب دهنده های متعارف، با توجه به ویژگی های بیم ذرات باردار، سهولت در تغییر شدت پالس، نقطه ای بودن بیم، قابلیت گسترش دامنه بیم و توزیع دز، با این سیستم، میسر می گردد. در این سیستم، امکان قرار گرفتن دستگاه توموگرافی گسیل پوزیترون همراه با گانتری فراهم است تا آنکولوژیست پرتو درمانی بتواند در ضمن پرتودهی تومور با بررسی نتایج پرتوتشخیصی، از مقادیر واقعی دز دریافتی بیمار اطلاع یافته و طرح درمان را بهبود بخشد. توزیع دز توسط بیم پرتو تولیدی بکمک شتابدهنده لیزری، با ابعاد کوچک توموری که در مراحل اولیه رشد است، بخوبی متناسب است. این تکنولوژی بویژه در پیشبرد روش نوین پرتو درمانی تطبیقی بیولوژیکی اهمیت دارد و می تواند در زمینه کاربرد شتاب دهنده های انرژی بالا، نظیر سینکروترون و سیکلوترون، تحولی ایجاد کند.

واژه های کلیدی: هادرون درمانی، شتابدهنده لیزری ، شتابدهنده ذرات

* تهران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، پژوهشکده فیزیک و شتابگرها

پست الکترونیکی: aansari@aeoi.org.ir

1. مقدمه

با استفاده از بیم ذرات پروتون و یون های کربن بخاطر اثرات بیولوژیکی آن ها بر بافت های سرطانی درمانی بکمک ویژگی فیزیکی پیک براگ، می توان پرتوگیری بافت های سالم اطراف تومور تحت درمان را به حداقل رسانید، معمولا بیم ذرات باردار بکمک شتابدهنده هایی از قبیل سیکلوترون و سینکروترون تولید می شود [1،2]. این شتابدهنده ها با تکنولوژی مبتنی بر فرکانس رادیویی کار می کنند و برای انتقال بیم به اتاق درمان و ایجاد شرایط انطباق آن با هدف، نیاز به تعدادی مگنت های بزرگ می باشد با در نظر گرفتن حفاظ گذاری در مقابل تابش پرتویی. شتابدهنده لیزری، امکان دست یابی به راه حل مناسبتری برای هادرون تراپی را فراهم می سازد.

2. پرتو درمانی توسط باریکه ذرات باردار تولیدی توسط شتابدهنده

با پیشرفت تکنولوژی توسعه پرتودرمانی نیز با شتاب بیشتری پیش می رود و در این راه روش های نوین پرتو درمانی در رقابت با روش های متداول در مرحله تحقیق و توسعه می باشند در اینجا به روش پرتو درمانی بکمک شتابدهنده لیزی و مقایسه آن با روش متداول فعلی توسط شتابدهنده سینکروترون پرداخته می شود.

2 .1 . ویژگی های شتابدهنده لیزری ذرات در مقایسه با سینکروترون

بخشی از اهم ویژگی های فنی شتابدهنده لیزری در مقایسه با شتابدهنده سینکروترون مورد استفاده در پرتو درمانی به کمک ذرات باردار به اختصار معرفی می شود.

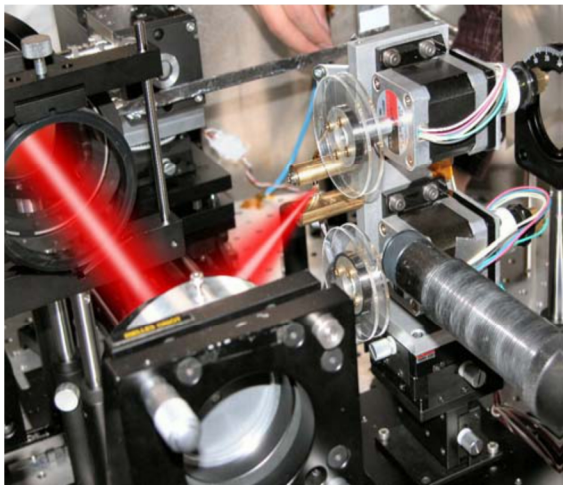
2 .1 .1 . جمع و جور بودن

یک شتابدهنده لیزری باید به اندازه کافی جمع وجور باشد تا با توجه به امکانات و زیرساخت موجود در هر بیمارستان بتوان فضای مناسبی را به آن اختصاص داد. گانتری طبیعتا کوچک است چون به مگنت های بزرگ موجود در شتابدهنده های متعارف ، برای انتقال فوتون لیزر ،نیازی نیست. حفاظ گذاری برای شتابدهنده های متعارف، کامل و جامع اما برای شتابدهنده لیزری مختصر و ناحیه ای است. شتابدهنده لیزری در مقایسه با سایر شتابدهنده ها، بسیار مختصر و ساده است چون گرانترین و پیچیده ترین المان آن لیزر است و از آنجاییکه لیزرها بسرعت در حال ارزانتر و پر توان تر شدن هستند، توسعه شتابدهنده لیزری سهم مهمی درپرتو درمانی دارد [3]. یک سیستم پرتودرمانی مجهز به شتابدهنده لیزری، معمولا شامل یک سیستم لیزر با قدرت چند تراوات، یک اتاقک تولید بیم، یک سیستم جداکننده مغناطیسی و یک سامانه استقرار بیمار است. این ویژگی ها در مقایسه با یک سیکلوترون یا سینکروترون بسیار قابل توجه است. یک سیستم هادرون درمانی با ویژگی شتابدهنده لیزری [4] ، از نظر ابعاد با سیستم های شتابدهنده خطی اشعه ایکس مورد استفاده در بیمارستان ها، قابل رقابت است. زیرا کاهش هزینه ایجاد زیر ساخت لازم برای نصب تاسیسات پرتودرمانی، بسیار مهم است[5].

2 .1 .2 . انتقال بیم

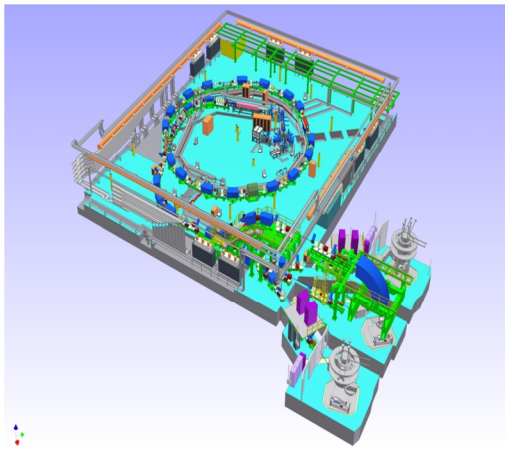
بطور کلی شتابدهنده لیزری براحتی در درون سیستم انتقال بیم قرار می گیرد، چون نور لیزر توسط آینه هایی جهت گیری و هدایت می شود و توسط آخرین آینه بر روی هدفی که خود بعنوان شتابدهنده عمل میکند، متمرکز می شود. نکته

دیگر آنکه در شتابدهنده لیزری نیازی به استفاده از تزریق کننده یون وجود ندارد . (شکل1).

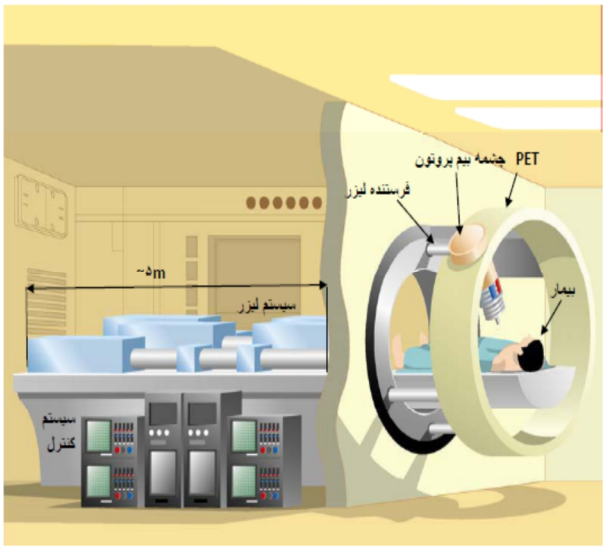


شکل 1. افزار آرایی سیستم شتابدهنده لیزری

اما پروتون درمانی با سینکروترون به مگنت های متعدد و حجیم نیاز دارد تا ذرات باردار از میان مگنت ها عبور کرده، خم شده، تنظیم جهت شده و سرانجام بر روی بدن بیمار متمرکز گردد. یکی از دلایل نیاز به مگنت های بزرگ در قسمت گانتری شتابدهنده 200 MeV جهت تنظیم بیم در 135 درجه می باشد، بر خلاف شرایط در شتابدهنده لیزری یعنی تولید بیم در نزدیکی بیمار و استفاده از زاویه خمیدگی حدود 10 درجه. سیستم انتقال بیم در شتابدهنده لیزری می تواند در اتاق درمان و در گانتری نصب شود بر خلاف آنچه در شتابدهنده های سینکروترون متداول است که سیستم انتقال بیم در محلی مجزا و دور از اتاق درمان قرار می گیرد. در شکل های 2 و 3 بترتیب شتابدهنده های سینکروترون و لیزری و ابعاد آنها مشاهده می شود.



شکل 2. شتابدهنده سینکروترون و خطوط انتقال باریکه پروتون

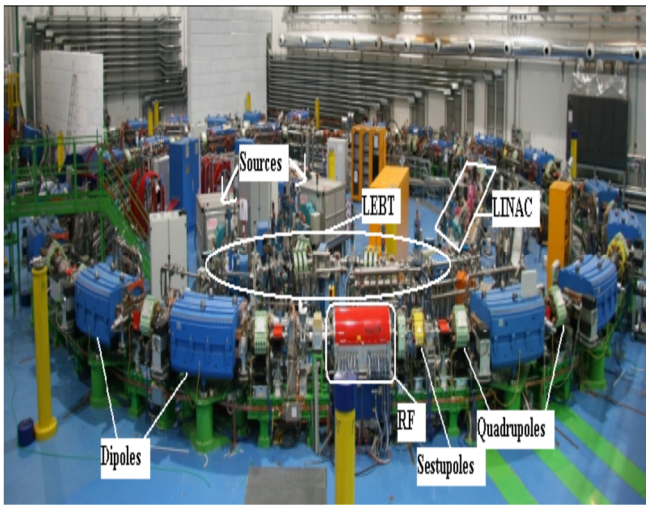


شکل3. سیستم شتابدهنده پروتون بکمک لیزر – بخش های اصلی تشکیل دهنده سیستم

2 .1 .3 . ویژگی های سیستم شتابدهنده سینکروترون CNAO و ابعاد آن در مقایسه با یک شتابدهنده لیزری

در جدول 1، تعداد مگنت ها بعنوان پارامتر مهم شتابدهنده سینکروترون ودر جدول2و3 خصوصیات فنی و ویژگی های قابل مقایسه با شتابدهنده لیزری از نظر فنی و کلینیکی با توجه به تعداد و حجم دستگاه ها و اهمیت فضای

قابل اشغال تاسیسات در یک مر کز درمانی آورده شده است(شکل4).



شکل4. سالن سینکروترون مرکز هادرون درمانی ایتالیا شامل بخش های مختلف خطوط انتقال باریکه پرتو و مگنت های مختلف

جدول1. برخی ویژگی های شتابدهنده سینکروترون

پارامتر	
طول شتابدهنده	7764 سانتیمتر
ذرات باردار تولیدی	پروتون یون کربن
مگنت دوقطبی	16 عدد
مگنت چهار قطبی	24 عدد
مگنت شش قطبی	5 عدد
مگنت تصحیح کننده	20 عدد

جدول2. ویژگی های شتابدهنده لیزری نسبت به شتابدهنده سینکروترون

ویژگی	شتابدهنده سینکروترون	شتابدهنده لیزری
انتقال بیم	مگنت های بزرگ جهت هدایت ذرات باردار و حفاظ در برابر پرتو در اطراف خط انتقال بیم	خم کردن و انتقال بیم با آینه و عدم نیاز به حفاظ در برابر پرتو در اطراف خط انتقال بیم
شتابدهنده	مگنت های بزرگ برای شتابدهی ذرات و حفاظ در برابر پرتو برای کل سیستم	پرتودهی فقط در قسمت هدف و در نتیجه امکان مختصر کردن سیستم
سیستم پرتودهی	سیستم مگنت بطول 3 تا 5 متر جهت خم کردن بیم ذرات با زاویه 90-135 درجه	نیاز به مگنتی کوچک(در ابعاد حدود یک دهم مگنت های شتابدهنده متعارف) جهت خم کردن بیم با زاویه 30-10 درجه
گانتری	دارای ابعادی بزرگ(250- 100 تن) با عدم امکان قرار گرفتن سیستم پرتو تشخیصی نزدیک بیمار	ابعاد کوچک(10-1تن) امکان قرار گرفتن سیستم پرتو تشخیصی نزدیک بیمار در گانتری
روبش	تزریق پالس اصلی طولانی	پالس های کوتاه
تکنولوژی	توسعه یافته (از سال های 1930)	درحال‌توسعه(از 1990)

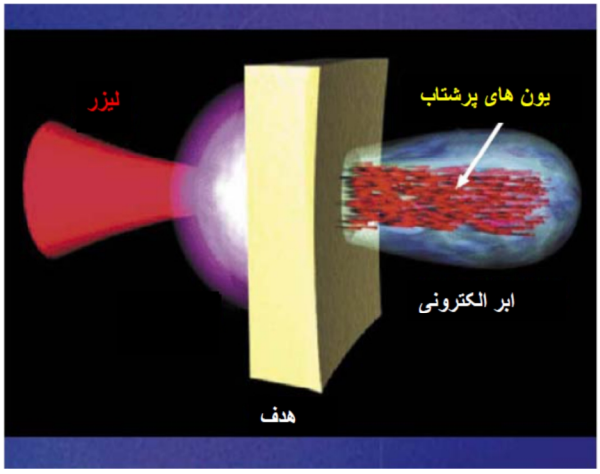
جدول 3. پارامترهای مهم شتابدهنده های سینکروترون و لیزری

پارامترمقایسه	شتابدهنده سینکروترون	شتابدهنده لیزری
ابعاد دستگاه	بزرگ- سینکروترون (CNAO= قطر 26 متر)	کوچک (قابل نصب بر روی یک میز)
هزینه	بسیار گران	نسبتا ارزان
انرژی	حدود 240MeV	MeVچند ده
تغییر انرژی	نیاز به زمان دارد	سریع و آسان
وسعت کار	32 سانتیمتر(تمام بدن)	چند سانتیمتر(تومور های سطحی)
ابعاد بیم	حدود10 mm	کمتر از 1 mm
زمان عملیات درمان	حدود 132ثانیه ثانیه(هرنوبت درمان)	متاسب با دز
کاربرد کلینیکی	تومور های جامد در داخل بدن(عمق زیاد)	تومور های کوچک و در عمق کم بافت

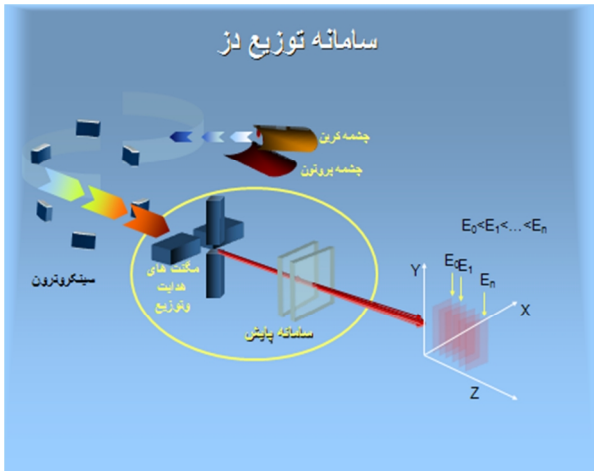
2 .1 .4 . ویژگی های توزیع بیم با هدایت لیزری و سینکروترون

توزیع کننده لیزری انرژی برای درمان تومورهای کوچک به طور متوسط 10^{10}ذره در هر پالس توزیع میکند. بسیاری از آزمایش ها عملکردی با حدود 10^9 ذره در پالس را نشان میدهد. از اینرو انرژی لیزر شتاب دهنده تا رسیدن به شار پروتونی مطلوب ، هنوز فاصله زیادی دارد اما در مقایسه با سامانه توزیع باریکه پرتو بکمک سینکروترون با مشخصات زیر کارایی بسار بالاتری را داراست بترتیب ، برای پروتون و یون های کربن :

p (E : 60-250 MeV, I :10^{10})
C^6+(E : 120-400 MeV/u, I : 4 x 10^8) (شکل 5 و 6) .



شکل5. مکانیزم و عملکرد شتابدهنده لیزری



شکل6. سامانه توزیع دز در مرکز هادرون درمانی ایتالیا

2 .1 .5. ترکیب هماهنگ پرتو درمانی و پرتوتشخیصی

از دیگر الزامات تابش دقیق، تصویربرداری تشخیصی در زمان واقعی (بهنگام و بر خط) می باشد. در پروتون درمانی، تنها روش غیر مخرب پایش در محل، توموگرافی با تابش پوزیترون است [6]، ادغام مراحل تشخیص و درمان، امکان درمان هدایت شده با تصویر را در پرتودرمانی با شدت مدوله شده فراهم می سازد، یک شتاب دهنده پروتون لیزری به اندازه کافی جمع و جور است تا بتوان با قرار دادن دوربین PET در داخل سیستم پرتودهی[7]، مرحله پرتو تشخیصی را همراه با پرتودرمانی انجام داد. با توجه به اینکه هدف، کنترل دز پرتوی در زمان واقعی اندازه گیری پوزیترون های تابشی در پایان پرتودهی می باشد. بررسی برخط دز پروتون اجازه می دهد تا درمانی دقیق، ایمن و مطمئن بر روی تومورهای کوچک انجام شود.

2 .1 .6 . پرتودهی دقیق

برای پرتودهی دقیق تومورهای نافرم از طریق اسکن هدف با باریکه پروتون توسط شتابدهنده های پزشکی، اهداف زیر مورد توجه است: الف) کنترل ابعاد پرتو، ب) کنترل شدت

پرتو، ج) قطع سریع پرتو ، و د) کنترل زمان پرتودهی اگر چه رسیدن به این ویژگی ها بکمک شتابدهنده های متعارف ذرات میسر است اما با استفاده از شتابدهنده لیزری می توان با سهولت بیشتر به آنها دست یافت.

موردالف)، شتاب دهنده لیزری یون ها مزیت تولید باریکه ای نازک از پروتون را داراست، با توجه به داده های تجربی و شبیه سازی های انجام گرفته در این زمینه، می توان به یک بیم باریک پروتون به قطر μ 200- 50 دست یافت و بکمک آنها و تشکیل نقاط بسیار کوچک(spots) می توان بیم هایی با ابعاد مختلف و دلخواه تشکیل داد.

مورد ب) ، شدت بیم پروتون را برای مقادیر ثابت، مدت زمان پالس لیزر و ابعاد نقطه، توسط انرژی لیزر می توان به راحتی کنترل کرد. انرژی بیم پروتون خروجی و شار را با توجه به مدولاسیون شدت لیزر می توان تغییر داد، چون شدت لیزر را می توان به راحتی و به سرعت با تغییر انرژی لیزر، تغییر داد، تغییر انرژی باریکه پروتون نسبت به شتاب دهنده های متداول، سریع تر انجام می شود. این ویژگی ها درمان اهداف کوچک در عمق کم بافت را با استفاده از روش روبش نقطه ای میسر می سازد. با بهبود شناسایی وتشخیص زود هنگام سرطان بکمک سیستم های نسل آینده، همانطور که انتظار می رود این ویژگی های جذاب تر خواهد شد. وقتی از مدولاسیون بیم پویا با اسکن نقطه استفاده می شود ، انتقال دوز با تراکم بیشتری به تومور انجام می شود به نحوی که تومور به المان های حجمی کوچک voxel تقسیم می شود و شدت پالس لیزری برای هر المان حجمی، متناسب با انرژی بیم پروتون مورد نیاز مدوله می شود. تغییر شدت لیزر برای یک المان نسبت به المان دیگر بسیار سریع و متناسب با آن است ، تغییرات انرژی بیم پروتون نیز سریع خواهد بود. بنابراین، پروتون تراپی با شدت لیزر مدوله شده (IMPT) توسط هدایت لیزری، روشی موثر در روبش نقطه ای و تحقق هدف اصلی پرتو درمانی با ذرات یعنی دستیابی به دقت بسیار بالا است.

درموارد ج و د) ویژگی منحصر بفرد دیگر پروتون های شتاب داده شده توسط لیزر، کوتاهی زمان پالس می باشد(پیکو ثانیه بجای چند صد نانو ثانیه در شتابدهنده های سنتی) . از آنجا که چنین پالس کوتاهی از پروتون را به راحتی می توان با روشن یا خاموش پالس لیزر کنترل کرد، قطع بسیار سریع پالس و کنترل زمان بازسازی در مقایسه با شتاب دهنده های معمولی امکان پذیر می گردد. این نکته مستقیما با ساختار زمانی پیکو ثانیه ای بیم پروتون تولیدشده با لیزر مربوط می باشد[8].

2 .1 .7 . پرتودرمانی همراه با هدایت تصویری

از دیگر الزامات تابش دقیق، تصویربرداری تشخیصی در زمان واقعی (بهنگام و بر خط) می باشد. ادغام مراحل تشخیص و درمان، امکان درمان هدایت شده با تصویر را در پرتودرمانی با شدت مدوله شده فراهم می سازد، یک شتاب دهنده پروتون لیزری به اندازه کافی جمع و جور است تا بتوان با قرار دادن دوربین PET در داخل سیستم پرتودهی[7]، مرحله پرتو تشخیصی را همراه با پرتودرمانی انجام داد. با توجه به اینکه هدف، کنترل دز پرتوی در زمان واقعی اندازه گیری پوزیترون های تابشی در پایان پرتودهی می باشد. بررسی برخط دز پروتون اجازه می دهد تا درمانی دقیق، ایمن و مطمئن بر روی تومورهای کوچک انجام شود.

3. محدودیت ها

تا امروز، بیشینه انرژی بیم پروتون تولیدی با شتابدهنده لیزری که بصورت تجربی اندازه گیری شده است محدود به

چند ده MeV بوده است و قدرت نفوذ این بیم محدود به چند سانتی متر در بافت بدن است. همچنین، برای شتابدهی ذراتی غیر از پروتون (یون های سنگین، الکترون، گاما، نوترون، و غیره)، نیاز به توسعه این روش در زمینه برهم کنش بین لیزر و هدف می باشد. دیگر آنکه، جهت بیم هادرون شتاب گرفته با لیزر را می توان با انتخاب جهت تابش لیزر تنظیم کرد و مگنت ها تنها برای تفکیک اجزاء بیم مورد نظر بکار می روند. بنابراین، بزرگی میدان مغناطیسی (و در نتیجه اندازه مگنت ها) تقریبا با اندازه یک مرتبه بزرگی کمتر از آنچه در گانتری سنتی معمول است، می تواند باشد(باریکه ذرات باردار معمولا به اندازه 90 یا 135 درجه نیاز به خم شدن دارد).

4. ویژگی های کلینیکی

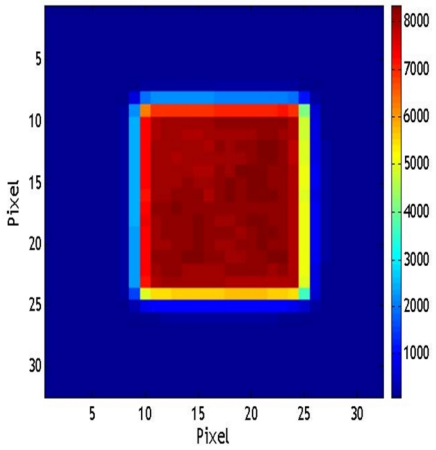
برای انجام پرتو درمانی های دقیق، روش پرتودهی نقطه ای توسط بیم پروتون باریک، هدایت شده لیزری برای هدفی که در عمق کم واقع شده باشد، بسیار ایده آل است. در حال حاضر، کاربرد بالینی بیم پروتون حاصل از شتابدهنده لیزری به دلیل انرژی نسبتا کم آن، تنها محدود به تومورهای واقع در عمق چند سانتی متری زیر پوست است، مانند تومورهای کوچک واقع شده در چشم، تیروئید، حنجره، بینی یا حفره پارانازال ، سینه، گره های لنفاوی سطحی، پوست و بافت زیر پوستی[9]. راه حل دیگر استفاده از شتاب دهنده لیزری، عملکرد ترکیبی آن با شتاب دهنده ذرات متعارف است، بطوریکه شتاب دهنده متعارف ذرات با تولید یون هایی با انرژی به اندازه کافی بالا، برای درمان تومورهای عمقی و شتاب دهنده لیزری با تولید یون هایی با انرژی پایین تر برای تومور های نسبتا سطحی مورد استفاده قرار گیرند.

در بسیاری از مطالعات تجربی و شبیه سازی، برای تولید یون هایی با انرژی بیش از 100 MeV شدتی برابر 10^{20} - 10^{21}W/cm لازم است. این موضوع بیانگر آنست که نیاز به تابش لیزری با پیک قدرت 100 TW یا بیشتر خواهد بود (با تمرکز بر ناحیه ای به مساحت $10^{-3}\times10^{-3}$ سانتیمتر مربع. یک پالس لیزر با شدت 100 TW در فاصله زمانی 100fsec حاوی 10 J انرژی است. اگر برای توزیع یک دوز 70 Gy در توموری در مراحل اولیه بوزن 1 gr، این لیزر با فرکانس 10 Hz به مدت 100 ثانیه پرتودهی کند (البته در طی پرتودهی ، می توان آهنگ پرتودهی را برای مطابقت با طرح درمان تغییر داد ، اما در اینجا تنها بخشی از طرح درمان در نظر گرفته می شود) انرژی کل پروتون ذخیره شده لازم در تومور،0.07 J(0.07 mJ در هر پالس لیزر) است. از آنجا که پالس لیزر تک انرژی مورد نظر، 10 J است، در ارتباط با درمان ، فقط به انتقال یک بخش کوچک (10^{-5}) از انرژی پالس لیزر به انرژی پروتون نیاز داریم. در برخی از آزمایش های فعلی به طور معمول، 1٪ از انرژی پالس لیزر به پروتون انتقال می یابد، هر چند این مقدار در هر آزمایش تغییر می کند.

5. اندازه گیری و محاسبه دز

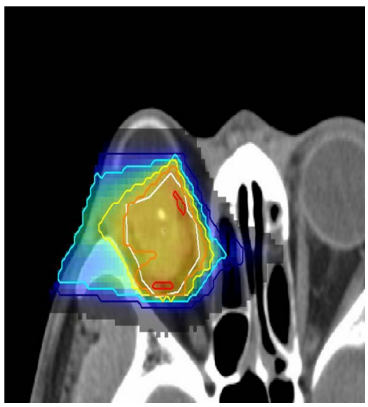
یکی از اهداف مهم در پروتون درمانی انتقال و توزیع ذرات باردار بصورت یکنواخت و دقیق درحجم کامل بافت سرطانی است. از اینرو ناحیه ای مربع شکل به ابعاد $10\times10cm^2$ متشکل از 21× 21 نقطه با فواصل 0/5 cm بر روی سطح حساس آشکارسازهای سیستم توزیع و انتقال باریکه پروتون جهت اندازه گیری یکنواختی توزیع دز درنظر گرفته می شود. در شکل 7 ، نتیجه اندازه گیری و آنالیز داده

ها بصورت شمارش ذرات جمع آوری شده جهت تعیین یکنواختی توزیع دز در جریان درمان نشان داده شده است. تفاوت تعداد شمارش ها متناسب با مقادیر دز دریافتی و با رنگ های مختلف شدت باریکه پروتون را نشان می دهد[6]شکل 7، بررسی تداوم دقت در پروتون درمانی را بصورت پارامتر یکنواختی پاسخ آشکارساز برخط، با خطایی کمتر از 0/1 mm نشان می دهد..

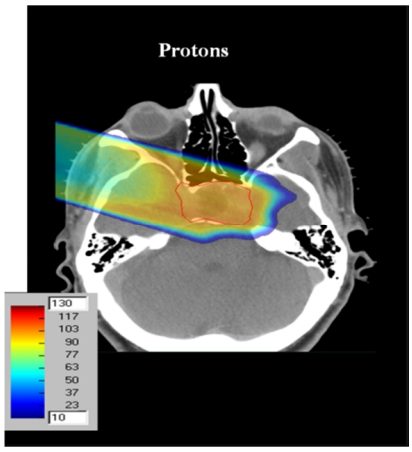


شکل7. اندازه گیری یکنواختی توزیع دز بکمک اسکن نقاط تعیین شده بروی آشکارساز برخط سیستم پروتون درمانی

برای مقایسه دو روش پرتو درمانی بکمک شتابدهنده لیزری و شتابدهنده سینکروترون و محاسبه دز در پروتون درمانی بکمک شبیه سازی مونت کارلو، شکل 8، روش اسکن نقطه ای (تومور ناحیه چشمی) را بکمک شتابدهنده لیزری نشان می دهد، خطوط رنگی، منحنی های دز متناسب با 25%، 50%، 75%، 90% و110% معرف دز های مورد نیاز می باشند. همچنین شکل 9، درمان با سینکروترون با باریکه پروتون بر روی توموری در ناحیه سر را نشان می دهد، نواحی تحت تابش متناسب با مقادیر دز دریافتی بصورت رنگی مشخص شده است.



شکل8. شبیه سازی مونت کارلو برای پروتون درمانی بکمک شتابدهنده لیزری



شکل9. شبیه سازی مونت کارلو برای پروتون درمانی توسط سینکروترون

6. نتیجه گیری

شتاب دهنده لیزری باریکه ذرات باردار با ابعاد بسیار جمع و جور ، قادر است روش های نوینی در هادرون درمانی ارائه نماید. در این نوع شتابدهنده، تغییر انرژی بیم پروتون به راحتی و به سرعت انجام می گیرد و می توان به راحتی به یک روبش پرتویی خوب و دقیق با استفاده از بیم کوچک نقطه ای دست یافت. کوچکی ابعاد این سیستم، انجام

مرحله پرتوتشخیصی در زمان حقیقی را با ادغام سیستم توموگرافی تابش پوزیترون با آن میسر می سازد. تکنیک های بهینه سازی برای دستیابی به انرژی بیشینه پروتون، کمک زیادی به افزایش راندمان تبدیل انرژی لیزر به انرژی ذره باردار می کند. در حال حاضر باریکه پروتون حاصل از شتابدهنده های لیزری بعنوان ابزاری پیشرفته در پرتو درمانی، امکان درمان تومورهای سطحی را فراهم می سازد، البته برای تحقق کامل کاربردهای کلینیکی نیاز به تلاش و همکاری متخصصان در زمینه های مختلف می باشد. شتاب دهنده یونی لیزری، کوچک ولی با پتانسیل بالا برای کاربردهای درمانی، به منظور پرتودهی تومورهای کوچک بسیار مناسب است و در آینده بکمک آن می توان روش های هادرون درمانی را بهبود بخشید و به نوآوری هایی در این زمینه دست یافت.

تشکر و قدردانی

با تشکر و قدردانی از مسئول گروه فیزیک پزشکی دپارتمان فیزیک دانشگاه تورینو دکتر **چیریو**، متخصصان انستیتو فیزیک هسته ای تورینو، مسئولین و متخصصان مرکز هادرون درمانی ایتالیا بویژه دکتر **رسی**، که امکان انجام تحقیقات مربوطه را فراهم ساختند و با اجازه ایشان داده ها و اطلاعات آن مرکز مورد استفاده و استناد قرار گرفته است.

مراجع

[1] U. Amaldi, CNAO-The Italian Centre for Light-Ion Therapy. *Radiother. Oncol.* 73 Suppl 2:S191-201, 2004.

[2] A. Ansarinejad, A. Attili, F. Bourhaleb, R. Cirio, et al. The on-line detectors of the beam delivery system for Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica (CNAO). *Nucl. Instrum. Meth. Phys. B-PS*, 197(1):185, 2009.

[3] T.Tajima, Prospect for compact medical laser Accelerators, *J. Jpn. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* 9 (Suppl 2), 8, 1997.

[4] S.V. Bulanov, T.Zh. Esirkepov, V.S. Khoroshkov, A.V. Kuznetsov, and F. Pegoraro, Oncological hadrontherapy with laser ion accelerators, *Phys. Lett. A* 299, 240-247, 2002.

[5] V. Malka, S. Fritzler, E. Lefebvre, E. d'Humières, R. Ferrand, G. Grillon, C. Albaret, S. Meyroneinc, J.P. Chambaret, A. Antonetti, and D. Hulin, Practicability of protontherapy using compact laser systems, *Med. Phys.* 31, 1587-1592, 2004.

[6] W. Enghardt, P. Crespo, F. Fielder, R. Hinz, K. Parodi, J. Pawelke, and F. Pönisch, "Charged hadron tumour therapy monitoring by means of PET, *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A* 525, 284-288, 2004.

[7] W. Enghardt, P. Crespo, F. Fielder, R. Hinz, K. Parodi, J. Pawelke, and F. Pönisch, Charged hadron tumour therapy monitoring by means of PET, *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A*, 525, 284-288, 2004.

[8] M. Borghesi, J. Fuchs, S.V. Bulanov, A.J. MacKinnon, P.K. Patel, and M. Roth, Fast ion generation by high-intensity laser irradiation of solid targets and applications, *Fus. Sc. Techn*. 49, 412-439, 2006.

[9] W. H. Scharf, Biomedical Particle Accelerators, *AIP, Press, New York*, 1994.

Journal of Radiation and Nuclear Technology

JRNT

Journal of Radiation and Nuclear Technology

Journal of Radiation and Nuclear Technology / Vol. 2 / No. 1 / summer 2015

Hadron therapy using laser particle accelerator in comparison with traditional accelerators

A. Ansarinejad *

Assistant professor, Physics and Accelerators Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran

** Corresponding author's E-mail: aansari@aeoi.org.ir*

(Received: 11/3/2015 - Accepted: 23/5/2015)

ABSTRACT

Actually the hadrontherapy as an advanced technique of radiation therapy is increasing. The advantage of the high accuracy of the dose deposition resulting from the physical properties of hadrons and the higher radiobiological effectiveness make this kind of radiation a promising tool for cancer treatment. This is feasible with the introduction of an advance technology that is different from the conventional accelerator-based approach. The laser acceleration represents a new generation of hydrotherapy treatment where a compact accelerator system for cancer beam therapy can become affordable to a broad range of patients. In general will be reduced the overall system size and weight. This is due not only to the compactness of the accelerator component, but also to reduced radiation protection shielding requirements, fewer proton magnets, and the compactness of the gantry. A compact, laser acceleration system allows a PET device to be located nearby the patient and incorporated into the gantry. The radiation oncologist may be able to irradiate a tumor by scanning with a pencil beam that is well conforms to the small size of early stage tumors while controlling the dosage in the patient, according to the treatment plan. The laser acceleration method due to its compactness and other novel characteristics provides many enhanced capabilities for the radiation treatment oncology.

Keywords: *Hadrontherapy, laser accelerator, particle accelerator*