استفاده از کولیماتور چندتیغه‌ای جهت تعیین دقیق ناحیه هدف در پرتودرمانی با شدت متغیر

ع. کمالی‌اصل، ل. یاوری، م. کریمی، ف. شاهمردان، ف. سلمانی رضایی*، س. حریری، ا. بتولی
دانشگاه شهید بهشتی-دانشکده مهندسی هسته‌ای-گروه پرتوپزشکی

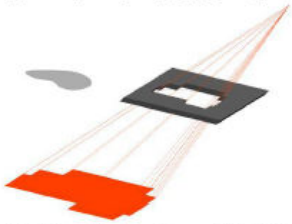
چکیده

یکی از روش‌های درمان تومورهای سرطانی، پرتودرمانی با شدت متغیر است که در طی آن پس از مشخص شدن شکل تومور بیمار، پرتو خروجی از شتاب‌دهنده خطی، برای از بین بردن سلول‌های سرطانی به سمت تومور تابیده می‌شود. تعیین مختصات ناحیه هدف در این روش بسیار حائز اهمیت می‌باشد که این عمل به کمک کولیماتور چند تیغه‌ای انجام می‌شود. در این فرایند پس از پردازش تصاویر CT یا MRI بیمار و تعیین محدوده تومور، با ارسال فرمان‌های لازم، تیغه‌های جاذب به منظور تغییر شدت پرتو به حرکت در آمده که نتیجه آن، رسیدن حداکثر دز پرتو به تومور و حداقل آن به بافت‌های سالم مجاور می‌باشد. نتایج شبیه‌سازی و عملی نمونه اولیه MLC نشان‌دهنده کارایی بالای آن بوده و توجه ویژه به آن می‌تواند موجبات خودکفایی کشور را در جهت درمان بیماران سرطانی فراهم سازد.

واژه‌های کلیدی: پرتودرمانی، کولیماتور چندتیغه‌ای، MLC، تومور و شتاب‌دهنده

۱- مقدمه

سرطان مهم‌ترین مشکل در جامعه پزشکی است که سالیانه موجب مرگ و میر زیادی می‌گردد. پرتودرمانی با شدت متغیر[1] جدیدترین تکنولوژی برای درمان بیماران سرطانی است که در این روش شتاب‌دهنده‌های خطی[2] با انرژی الکترون ۲۵ MeV-۴ که به دور بیمار می‌چرخند، برای تولید اشعه X جهت درمان تومور به کار می‌روند. پس از مشخص شدن شکل تومور بیمار، پرتو خروجی از شتاب‌دهنده خطی، برای از بین بردن سلول‌های سرطانی به سمت تومور تابیده می‌شود. بنابراین شدت و مسیر پرتو بایستی معین گردد تا حداکثر دز در تومور و حداقل آن در بافت‌های سالم مجاور ایجاد شود. برای نیل به این هدف باید از کولیماتورها بهره جست. کولیماتورها برای محدودسازی و جلوگیری از پراکندگی پرتو به کار می‌روند. در اکثر روش‌های پرتودرمانی از راه دور[3]، از کولیماتورهایی با صفحات متعدد میان‌تهی از جنس سرب یا تنگستن استفاده می‌گردد. علاوه بر آن به منظور تیز کردن لبه میدان تابش، کولیماتور ماهواره[4] به انتهای نزدیک‌ترین صفحه کولیماتور نسبت به بیمار متصل می‌شود. اما کولیماتورهای چندتیغه‌ای[5] علاوه بر موازی‌سازی و تغییر شدت پرتو، نقش ایجاد شکل هندسی مطابق با تومور را نیز به عهده دارند[۲،۱].



شکل ۱: اساس عملکرد کولیماتور چند تیغه‌ای

[1] - Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)
[2] - Linac
[3] - Teletherapy
[4] - Satellite Collimator
[5] - MultiLeaf Collimator (MLC)

اولین اختراع ثبت شده در زمینه پرتوهای موازی شده، توسط Mc Gunnigle در سال ۱۹۲۶ انجام گرفت که برای موازی ساختن پرتو نور مرئی و نه پرتوهای یونساز به کار می‌رفت[۴].

در شکل ۱ اساس عملکرد MLC به تصویر کشیده شده است. MLC ها مجموعه‌ای از چندین تیغه می‌باشند که با حرکت به چپ و راست روی محور افقی شکل‌های دلخواه را ایجاد می‌نمایند. MLC های مورد بحث معمولاً ۲۰ تا ۶۰ جفت تیغه داشته و دارای ویژگی‌های فیزیکی متفاوت در جنس، پهنا (w)، طول (d) و ضخامت تیغه (t) می‌باشند. پهنای تیغه‌ها (w) ممکن است متفاوت یا مساوی باشد، اما غالباً ۰/۴ تا ۱ سانتی‌متر است[۳]. هم‌چنین میدان دید کولیماتورها می‌تواند از ۴*۴ تا ۴۰*۴۰ سانتیمتر مربع متغیر باشد[۱]. مهمترین کاربرد MLC در پرتودرمانی، فراهم‌سازی شکل تومور است.

۲- مواد و روش‌ها

نمونه اولیه MLC مورد بحث برای اولین بار در ایران در دانشکده مهندسی هسته‌ای دانشگاه شهید بهشتی طراحی و ساخته شد که شکل ۲ نمایی از آن بدون روکش را نمایش می‌دهد. در ادامه بخش‌های فیزیک پرتو، نرم‌افزار، الکترونیک و مکانیک MLC مورد بررسی قرار گرفته است.

۲-۱- فیزیک پرتو

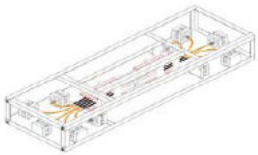
همان طور که اشاره شد، جهت تغییر شدت پرتو در پرتودرمانی از MLC استفاده می‌شود. تیغه‌های MLC با جذب پرتو، شدت آن را تغییر می‌دهند. طبق رابطه (۱) جذب پرتو به صورت نمایی است:

$$I = I_0 e^{-\mu t} \qquad (۱)$$

در رابطه (۱)، I شدت پرتو پس از عبور از ضخامت t در جاذب، I_0 شدت پرتو در ضخامت صفر ماده جاذب، e پایه دستگاه لگاریتم طبیعی و μ ضریب تضعیف خطی است[۵].

طبق رابطه (۱) ضخامت و جنس ماده جاذب در میزان جذب موثر است. به منظور افزایش جذب پرتو توسط تیغه‌ها، بایستی جنس تیغه‌ها مورد بررسی قرار گیرد که در بخش ۳ نتایج شبیه‌سازی ارائه شده است.

در نمونه اولیه طراحی شده توسط Takahashi در سال ۱۹۶۵، تیغه‌ها از ماده‌ای چگال به خصوص تنگستن ساخته شدند[۶]. آلیاژهای چگال بر اساس تنگستن، موادی شامل تنگستن زیاد و مقادیر کم NiCu یا NiFe هستند که چگالی آنها بین ۱۷ تا ۱۸,۵ g/cm^3 می‌باشد. از موارد مزیت آنها جذب خوب پرتوهای X و گاما است. در جدول ۱ مشخصات آلیاژ NiCuتنگستن ارائه شده است[۷]. با محاسبه میانگین مشخصات سیستم‌های موجود در بازار، جدول۲ بدست خواهد آمد[۶]. با محاسبه میانگین چگالی‌های ذکر شده برای آلیاژ تنگستن WHA[1] در مراجع [۸،۷] و با توجه به جدول ۲ وزن هر تیغه با در نظر گرفتن بیشترین چگالی جهت احتیاط، مقدار kg ۱/۵ می‌باشد.



شکل ۲: نمایی از MLC بدون روکش

جدول۱: مشخصات آلیاژ NiCu تنگستن [۷]

کلاس	درصد وزن تنگستن نامی	چگالی(g/cm^3)
۱	۹۰	۱۶/۸۵-۱۷/۲۵
۲	۹۲/۵	۱۷/۱۵-۱۷/۸۵
۳	۹۵	۱۷/۷۵-۱۸/۳۵
۴	۹۷	۱۸/۲۵-۱۸/۸۵

جدول۲: میانگین مشخصات سیستم‌های MLC موجود در بازار[۶]

سرعت (cm/s)	۲,۲۴
ماکزیمم طول یک تیغه (cm)	۱۸,۵۳
ماده	جز WHA ،Brainlab Brainlab: تنگستن با پوشش
ضخامت تیغه (mm)	۶۵,۷۶
پهنای تیغه در isocente (mm)	۶,۸۸
تعداد تیغه‌ها	۳۷

[1] - Tungsten Heavy Alloy

۲-۲- نرم افزار

۲-۲-۱- پردازش تصویر

در بخش پردازش تصویر امکان درمان در زوایای مختلف لحاظ شده است. چرا که طراحی سیستم MLC به گونه‌ای است که چرخش هد شتاب‌دهنده، اختلالی در عملکرد آن ایجاد نمی‌نماید. پس از تشخیص تومور توسط پزشک، برای تعیین دقیق منطقه هدف، مراحل پردازش تصویر با نرم‌افزار MATLAB به شرح زیر انجام می‌پذیرند:

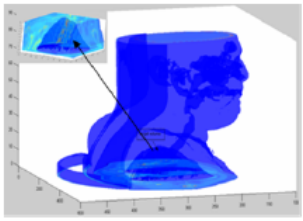
۱- مشخص شدن تصویر سه بعدی از محدوده مورد نظر که در شکل ۳ ریه به عنوان Target Volume در نظر گرفته شده است.

۲- تفکیک دقیق تومور از پس‌زمینه مطابق شکل ۴

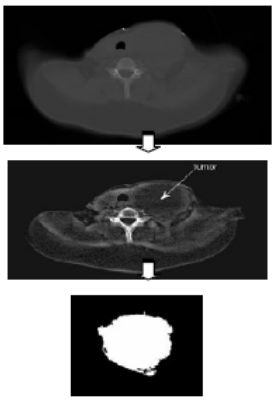
۳- به دست آوردن ۶ زاویه دید متفاوت از محدوده تومور

۴- تعیین بزرگ‌ترین سطح مقطع تومور در هر یک از زوایای دید

با افزایش تعداد باریکه‌ها علاوه بر توزیع دز بافت



شکل ۳: تصویر سه بعدی حاصل از تصاویر CT



شکل ۴: ۶ تفکیک تومور از پس‌زمینه در یک اسلایس

هدف، آسیب وارده به بافت‌های مجاور تومور کاهش خواهد یافت[۲]. بنابراین افزایش تعداد زوایای دید در سیستم فعلی، موجب افزایش دقت چشم‌گیری در درمان نسبت به سیستم‌های متداول شده است.

۲-۲-۲- تعیین میزان جابجایی تیغه‌ها

میزان حرکت تیغه‌ها متناسب با شکل تومور بایستی تعیین گردد، که این امر فقط برای تومورهای با اشکال مونوتون امکان‌پذیر می‌باشد. شکل مونوتون به شکلی اتلاق می‌شود که بتوان آن را به دو منحنی مونوتون تقسیم کرد. منحنی مونوتون نسبت به محور x، منحنی است که هر خط موازی محور y، آن را تنها در یک نقطه قطع نماید.

برای تصویر ۲ بعدی تومور، می‌توان دو محور یکی هم‌جهت با حرکت تیغه‌ها و دیگری عمود بر جهت حرکت تیغه‌ها تعریف کرد. در طراحی و ساخت MLC، فرض بر این است که شکل تومور نسبت به محور عمود بر جهت حرکت تیغه‌ها مونوتون باشد و گرنه بایستی تصحیح مونوتونیک بر روی آن صورت بگیرد. خطای ناشی از این تصحیح باید در برنامه محاسبه خطا لحاظ شود[۳].

از آنجا که MLC حاضر دارای ۵ جفت تیغه می‌باشد، بایستی شکل تومور با ۱۰ مقطع مستطیلی تقریب زده شود. به این منظور تصویر تومور به دو ناحیه چپ و راست محور عمود بر راستای حرکت تیغه‌ها تقسیم شده و هر ناحیه شامل ۵ نوار هم جهت با حرکت تیغه‌ها خواهد بود. به این ترتیب تیغه‌های سمت راست از راست و تیغه‌های سمت چپ از چپ شروع به حرکت می‌نمایند تا به لبه شکل تومور برسند.

۲-۲-۳- محاسبه خطای نرم‌افزاری MLC

به طور کلی مساحت خطا نسبت به مساحت میدان دید با نام خطای نسبی عنوان می‌شود. عوامل ایجاد کننده خطا شامل موارد زیر می‌باشند:

۱- خطای تصویر ورودی

این خطا بر اساس نوع تصویربرداری معین شده و بایستی به برنامه تعیین خطا گزارش شود. در تصاویر CT میزان خطا در هر بعد mm ۲ و مساحت خطا mm^2 ۴ در نظر گرفته شده است.

۲-خطای نرم‌افزاری

این خطا ناشی از ۴ مورد زیر است:

الف- خطای ناشی از تصحیح اشکال غیر مونوتونیک (در صورت مونوتون بودن تصویر تومور این خطا صفر خواهد بود.)

ب- خطای ناشی از تبدیل میدان دید به ۵ ناحیه در هر طرف

ج- خطای ناشی از لحاظ شدن حاشیه اطمینان

د- خطای ناشی از محیط واسطه

در بخش محیط واسط از پورت پرینتر استفاده شده است که دلیل آن سادگی سخت‌افزاری و هم‌خوانی سطح ولتاژ و جریان پورت پرینتر با پورت‌های میکروکنترلر AVR و نیز قابلیت کنترل پورت پرینتر توسط نرم‌افزار MATLAB که در نمونه اولیه MLC استفاده شده، می‌باشد. دقت جابجایی تیغه‌ها برابر با mm ۱ می‌باشد. خطای سه بخش الف، ب و ج طبق الگوریتم زیر قابل محاسبه می‌باشد:

۱) تعیین میزان جابجایی تیغه‌ها

۲) تعیین مساحت کلی تومور

۳) تعیین مساحت ایجاد شده ناشی از حرکت تیغه‌ها در میدان دید

۴) کسر مساحت تومور از مساحت میدان ایجاد شده از حرکت تیغه‌ها

۵) نسبت مساحت بخش خطا به مساحت میدان دید

۲-۳- الکترونیک

۲-۳-۱- مدار کنترلی

حرکت موتورهای MLC به یک بخش کنترلر مرکزی نیازمند است که برای این کار از میکروکنترلر AVR سری ATmega استفاده شده است. سیستم کنترل موتورها شامل یک میکروکنترلر AVR و ۱۰ سوئیچ متناسب با ۱۰ موتور و تیغه موجود در سیستم می‌باشد. نتیجه پردازش تصویر توسط پورت پرینتر به میکروکنترلر ارسال شده، میکروکنترلر با ارسال فرمان لازم، موتورها را به حرکت در آورده و با توجه به میزان جابجایی هر تیغه، پس از ثابت نگاه‌داشتن آنها به شکل مورد نظر، مدتی (به طور پیش فرض ۱ ثانیه) را جهت پرتودهی به بیمار صبر نموده و سپس با تحریک مجدد موتورها اقدام به بازگردانی تیغه‌ها به ابتدای مسیر می‌نماید. در این فرآیند سوئیچ‌هایی که در ابتدای تیغه‌ها قرار دارند، جهت لحاظ نمودن اینرسی موتورها در هنگام شروع به کار (در صورت وجود) و همچنین تعیین اتمام کار و بازگشت تیغه ها به جایگاه، استفاده می‌شوند. برای برنامه نویسی میکروکنترلر از برنامه CodeVisionAVR استفاده شده است.

۲-۳-۲- درایور موتور

برای راه‌اندازی موتورها از IC هایی که برای این منظور طراحی شدند استفاده گردید. با آزمایش میزان توانایی موتورها در اعمال نیرو به باری معادل kg ۱/۵-۱، مدار مورد نظر قادر به تامین ولتاژی معادل V ۱۸ و جریانی در حدود mA ۴۰۰ بوده که برای منظور این سیستم بسیار مناسب است.

۲-۴- مکانیک

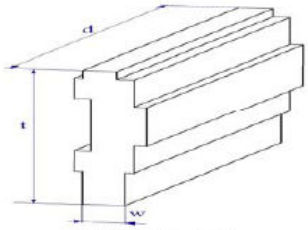
برای ساخت نمونه اولیه با مطالعه مقالات و کسب اطلاعات از شرکت های تجاری طراحی به شیوه زیر انجام گرفته است:

میدان دید ۱۰*۶ سانتیمتر مربع بوده و ۵ جفت تیغه ازجنس تفلون از نوع پلی‌اتیلن در دو طرف قرار دارد که کل فضا را می‌پوشاند. مطابق شکل ۵، پهنای هر تیغه (w) cm ۱/۲، طول (d) cm ۱۳ و ضخامت (t) cm ۶/۵ می‌باشد. علت عدم استفاده از تنگستن در نمونه اولیه و استفاده از تفلون به جای آن، بدست آوردن طرح مناسب تیغه‌ها و انجام ماشین‌کاری‌های

متفاوت بر روی آن بوده، که با توجه به گرانی تنگستن این امر مقرون به صرفه نبوده است. ولیکن تمامی طراحی اعم از موتورها، الکترونیک و درایورها بر مبنای وزن تیغه‌های تنگستنی می‌باشد. شایان ذکر است که تیغه‌ها به صورت شیار و زبانه[1] ساخته شده‌اند. تیغه‌ها در دو ریل در بالا و پایین با اصطکاک کم، حرکت می‌کنند. با استفاده از دو ریل، چرخش سیستم در هر زاویه‌ای امکان‌پذیر است و طراحی سخت افزار به گونه‌ای است که هیچ محدودیتی در مورد جهت یا مسیر حرکت MLC ایجاد نخواهد شد.

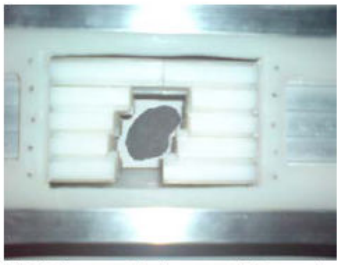
برای حرکت تیغه‌ها از موتور پله‌ای استفاده شده است. علت استفاده از موتور پله‌ای، کنترل آسان‌تر و عدم نیاز به فیدبک نسبت به موتورهای DC دیگر مانند Servo Motor است. نیرو از طریق یک سیستم انتقال نیرو از موتور به تیغه‌های MLC منتقل شده و این انتقال با در نظر گرفتن تعدد موتورها و تمرکز آن‌ها در فضای نسبتاً کوچک از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. علاوه بر این، دقت مکانی در انتقال نیرو در کارایی کلی سیستم بسیار حائز اهمیت می‌باشد. از نکات برجسته کار حاضر، می‌توان تکنیک

به کار گرفته شده در انتقال نیرو از موتورها به تیغه‌ها را برشمرد. چرا که موتورها دارای ابعاد فیزیکی بزرگتری نسبت تیغه‌ها بوده و تعداد تیغه‌ها نیز زیاد می‌باشد. هم‌چنین طراحی سیستم به گونه‌ای انجام شده است، که می‌توان برای هر پالس موتور دامنه تغییراتی مابین میکرون تا میلی متر ایجاد کرد.



شکل ۵: یک تیغه MLC

[1] - Tongue & Groove



شکل ۶: نمونه‌ای از یک شیء احاطه شده توسط MLC

در کار حاضر نیز به دلیل کیفیت تصاویر پزشکی حاوی اطلاعات تومور که دارای قدرت تفکیک مکانی در حدود ۲ mm می‌باشند، دقت مکانی ۱ mm روی سیستم پیاده سازی شده است. شایان ذکر است به دلیل وجود فاصله بین MLC و بیمار و نیز به علت ابعاد چشمه گسیلنده پرتو، همواره اثر نیم‌سایه وجود خواهد داشت. بنابراین قدرت تفکیک مکانی حاصل شده از سیستم MLC کمی بیشتر از ۱ mm خواهد بود. در شکل ۶ نمونه‌ای از یک شیء احاطه شده توسط MLC نشان داده شده است

۳- نتایج عملی و شبیه سازی

برای یافتن ماده مناسب جهت ساخت تیغه‌ها از کد MCNP4C استفاده شده است. با محاسبه میانگین ضخامت تیغه‌ها در MLC های موجود، ضخامت cm ۶/۵ را در همه آلیاژها به عنوان مبنا در نظر گرفته و برای پرتو با انرژی ۶ MeV میزان عبور پرتو بوسیله کد بدست آمده که در جدول ۳ خلاصه شده است.

از جدول ۳ چنین استنباط می‌شود که حداکثر تضعیف و حداقل گذر مربوط به تنگستن خالص و برابر با ۱۶/۴۶٪ است. میزان مطلوب گذر ۱۰٪ است. بنابراین برای گذر ۱۰٪، ضخامت تقریبی تیغه را با معادله (۱) بدست آورده و به ازای آن ضخامت، درصد گذر واقعی با استفاده از کد MCNP4C حاصل شده که در جدول ۴ خلاصه گردیده است.

همان‌طور که در جدول ۴ ملاحظه می‌گردد، درصد گذر سرب خالص با مقدار مطلوب ۱۰٪ تفاوت زیادی دارد که نشان دهنده تاثیر زیاد انرژی بر μ در این

حالت است. بنابراین تخمین انجام شده نتوانست کارآمد باشد. برای رسیدن به درصد گذر مطلوب،

جدول۳: درصد گذر برای تیغه‌ها با جنس متفاوت و ضخامت ۶/۵ cm

جنس(نوع و درصد عناصر موجود در آلیاژ)	چگالی (g/cm^3)	درصد گذر
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Fe	۱۶	٪۱۷/۷۴
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Fe	۱۸/۵	٪۱۶/۷۴
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Cu	۱۶	٪۱۷/۷۴
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Cu	۱۸/۵	٪۱۶/۷۳
تنگستن خالص	۱۹/۳	٪۱۶/۴۶
سرب خالص	۱۱/۳۴	٪۲۰/۸۱

جدول ۴: ضخامت لازم برای تیغه‌ها برای حصول به درصد گذر مطلوب و درصد گذر به ازای ضخامت مذکور

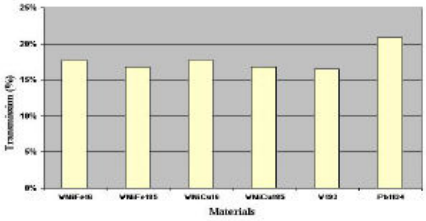
جنس(نوع و درصد عناصر موجود در آلیاژ)	چگالی (g/cm^3)	ضخامت لازم برای تیغه‌ها(cm)	درصد گذر
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Fe	۱۶	۸/۶۵	٪۱۰/۵۶
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Fe	۱۸/۵	۸/۳۷	٪۱۰/۷۳
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Cu	۱۶	۸/۶۵	٪۱۰/۵۵
٪۹۱/۵W ٪۵/۷Ni ٪۲/۸Cu	۱۸/۵	۸/۳۷	٪۱۰/۷۳
تنگستن خالص	۱۹/۳	۸/۲۹	٪۱۰/۸
سرب خالص	۱۱/۳۴	۹/۵۳	٪۱۸/۴۶

ضخامت را می‌افزاییم تا به ۱۰٪ برسیم. به این ترتیب اگر تیغه‌ها از جنس سرب خالص باشند، بایستی ضخامت آن بیش از ۱۲/۵ cm باشد.

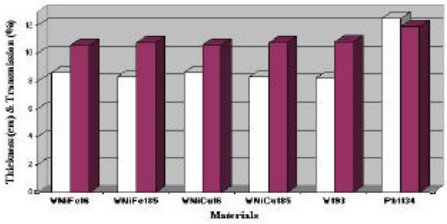
بنابراین بهترین ماده جهت استفاده درتیغه‌های MLC تنگستن خالص است که با حداقل ضخامت، حداکثر تضعیف را ایجاد می‌نماید. ولی به دلیل شکننده بودن و سختی ماشین‌کاری این عنصر، در MLC های موجود در بازار، از آلیاژهای تنگستن استفاده می‌شود که به نام عمومی WHA معروف بوده و می‌تواند ترکیب تنگستن، نیکل و آهن یا مس باشد. از نتایج بدست آمده پر واضح است که در چگالی‌های یکسان، این دو آلیاژ تقریباً مشابه هم رفتار می‌کنند.

ولی به علت بالاتر بودن عدد اتمی مس نسبت به آهن، آلیاژ ساخته شده از مس با اختلاف بسیار کمی به آلیاژ آهن ترجیح دارد. سرب خالص به دلیل تضعیف بسیار کم و نیاز به ضخامت غیر عملی جهت رسیدن به تضعیف مطلوب، به تنهایی برای استفاده در MLC مناسب نیست. شکل ۷ و ۸ نمودار میله‌ای نتایج شبیه‌سازی را نمایش می‌دهند.

در شکل ۸ میله‌های روشن ضخامت لازم از هر آلیاژ جهت حصول درصد گذر ۱۰٪ را نشان می‌دهند. محور عمودی ضخامت بر حسب سانتیمتر است. علاوه بر آن



شکل ۷: درصد گذر برای ضخامت ۶/۵ cm از مواد مختلف



شکل۸: مقایسه درصد گذر و ضخامت لازم در آلیاژهای مختلف

چون هیچ‌کدام دقیقاً همان گذر ۱۰٪ را نداشته‌اند، درصد گذر متناظر با ضخامت در هر ماده، با میله‌های تیره نشان داده شده است. برای مثال در سرب (اولی از سمت راست) ضخامت ۱۲/۵ cm، ۱۱/۹۱٪ پرتو را عبور داده است.

۴- نتیجه‌گیری

از مهم‌ترین مزایای استفاده از MLC در تعیین دقیق ناحیه هدف، عدم نیاز به ساخت بلوک‌های متداول فعلی برای هر بیمار و متعاقباً عدم نیاز به فضا جهت نگهداری آن‌ها، کاهش هزینه‌های درمان و نیز ایجاد حداکثر دز برای نابودی تومور و کاهش دز بیمار می‌باشد. علاوه بر آن، استفاده از MLC امکان پرتودرمانی در زوایای مختلف و تغییر موقعیت تیغه‌ها به طور هم‌زمان، بنا به زاویه دید مورد نظر را فراهم نموده است که این امر موجب بهبود روند درمان می‌گردد. طبق محاسبات شبیه‌سازی، آلیاژ تنگستن،مس و نیکل بهترین گزینه جهت ساخت تیغه‌های MLC بوده که ضخامت ۸/۶۵ cm از آن ۱۰/۵۵٪ پرتو را عبور می‌دهد. در نمونه اولیه دقت

حرکت تیغه‌ها ۱ mm و حداکثر خطای قرارگیری تیغه‌ها به شکل تومور ۵ ٪ است.

مراجع

[1] J. V. Dyk, T. Kron, G. Bauman, J. J.Battista, "TOMOTHERAPY: A "REVOLUTION" IN RADIATION THERAPY", from website: http://www.lhsc.on.ca/Research_Training/LRCP/Research_Scientists.

[2] M. Ehrgott, "An Optimisation Model for Intensity Modulated Radiation Therapy", from website: http:www.esc.auckland.ac.nzzSzOrganisationszSzORSNZzSzconf37zSzpaperszSzEhrgott.pdf

[3] Cancer Treatment, from website: http://www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/cs/comp5308/cancer_treament.

[[4] S. Webb, "The physics of three-dimensional radiation therapy: conformal radiotherapy, radiosurgery, and treatment planning", 1993.

[۵] هرمان سمبر، ترجمه محمد ابراهیم ابوکاظمی، هوشنک سپهری، علیرضا بینش، " آشنایی با فیزیک بهداشت از دیدگاه پرتوشناسی"، انتشارات مرکز نشر دانشگاهی.

[6] M. Williams, "Investigation Into Static Multileaf Collimator Based Intensity Modulated Radiotherapy",Ph.d, University of New South Wales, Sidney, Australia,2004. Thesis, from website: http://www.library.unsw.edu.au/~thesis.

[7] from website: http://www.tungestan.com

[8] A. Werner, "Tungsten Heavy Alloys for Multiple Impact Application", AIP Conf. Proc. Vol. 706, pp. 1319-1322, 2004.