

پطراحی، شبیه‌سازی و ساخت کولیماتور چندتیغه‌ای مورد استفاده در پرتودرمانی با شدت متغیر جهت تعیین دقیق ناحیه هدف

علیرضا کمالی اصل^۱، امیر حسین بتولی^۱، ساناز حریری^۲، فاطمه سلمانی رضایی^۲، فاطمه شاهمردان^۲، لیلا یآوری^۲

۱-استادیار گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران

۲-دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی هسته‌ای، گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۶/۱۶

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۲/۲۳

چکیده

مقدمه: یکی از روش‌های درمان تومورهای سرطانی، پرتودرمانی با شدت متغیر بوده که در این روش تعیین مختصات ناحیه هدف بسیار حائز اهمیت می‌باشد. این عمل به کمک کولیماتور چندتیغه‌ای انجام می‌شود.

مواد و روشها: در این مقاله طراحی و شبیه‌سازی کولیماتور چندتیغه‌ای به روش مونت کارلو و استفاده از آن در پرتودرمانی به منظور تعیین دقیق شکل تومور جهت کاهش دز بیمار مورد بررسی قرار گرفته و با استفاده از کد MCNP4C ماده بهینه جهت ساخت تیغه‌ها تعیین شده است. در سیستم فوق پس از پردازش تصاویر سی تی اسکن یا ام آر آی بیمار و مشخص شدن شکل تومور، پرتو خروجی از شتاب‌دهنده خطی، برای از بین بردن سلول‌های سرطانی به سمت تومور تابیده می‌شود. سیستم به گونه‌ای طراحی شده است که تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای پس از دریافت فرمان از میکروکنترلر، شروع به حرکت نموده و با جذب پرتو شدت آن را تغییر می‌دهند که نتیجه این امر، رسیدن حداکثر دز پرتو به تومور و حداقل آن به بافت‌های سالم مجاور می‌باشد. پس از انجام مراحل طراحی و شبیه سازی کولیماتور چند تیغه‌ای و تایید شدن ابعاد و مواد انتخاب شده در مرحله طراحی، مرحله ساخت سیستم آغاز می‌گردد. لازم به ذکر است این کولیماتور در ابعاد واقعی و با استفاده از تمامی قطعات و مدارات حقیقی ساخته شده است. تنها تفاوت مراحل ساخت کولیماتور با مراحل طراحی و شبیه سازی استفاده از تفلون برای ساخت تیغه‌ها بوده است. با توجه به هزینه بالای استفاده از تنگستن و از آن جا که این پروژه تا حدی یک نمونه آزمایشی بوده است، در ساخت تیغه‌ها از ماده تفلون استفاده نمودیم.

نتایج: طبق محاسبات شبیه‌سازی بهترین ماده جهت استفاده در تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای آلایژ تنگستن، مس و نیکل است که حداکثر تضعیف را موجب می‌شود و تضعیف پرتوهای اولیه توسط خود تیغه‌ها با ضخامت ۸/۶۵ سانتی متر، ۱۰/۵۵ درصد می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری: در حال حاضر برای درمان تومورهای سرطانی از بلوک‌های سربی استفاده می‌شود که مشکلاتی نظیر نگهداری آن‌ها، لزوم ساخت جداگانه برای هر بیمار و افزایش هزینه‌های درمان را در پی خواهد داشت. اما کولیماتورهای چندتیغه‌ای بهترین ابزار برای ایجاد شکل تومور و نیز امکان درمان در زوایای مختلف در روش پرتودرمانی با شدت متغیر می‌باشد که استفاده از آن دز بیمار را کاهش داده و حداکثر دز را به تومور خواهد رساند. در این پروژه ساخت سیستم کولیماتور چند تیغه‌ای در ابعاد واقعی با موفقیت صورت گرفته است و البته نتایج شبیه سازی نیز ماده مناسب برای ساخت تیغه‌ها را به ما پیشنهاد می‌کند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۱، پیاپی (۲۶)، بهار ۸۹، ۶۵-۶۸)

واژگان کلیدی: کولیماتور چندتیغه‌ای، کولیماتور چند تیغه‌ای، پرتودرمانی، تومور، شتاب‌دهنده، MCNP4C

* نویسنده مسؤول: علیرضا کمالی اصل

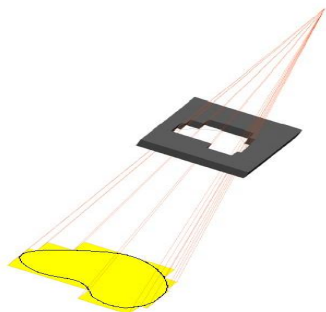
آدرس: گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی تهران
a_r_kamali@yahoo.com

تلفن: ۲۹۹۰۳۱۸۷-۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

سرطان یکی از مهم‌ترین معضلات در جامعه پزشکی است که سالیانه موجب مرگ و میر زیادی می‌گردد. بر اساس یک تخمین ۷۶۰۰۰۰۰ نفر در سال ۲۰۰۵ جان خود را بر اثر این بیماری از دست داده‌اند و پیش‌بینی می‌شود، طی ۱۰ سال آینده این تعداد به ۸۴ میلیون نفر برسد. پرتودرمانی با شدت متغیر^۱ جدیدترین تکنولوژی برای درمان بیماران سرطانی است که در این روش شتاب‌دهنده‌های خطی^۲ با انرژی الکترون ۲۵-۴ مگا الکترون ولت که به دور بیمار می‌چرخند، برای تولید پرتو 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^۳، از کولیماتورهایی با صفحات متعدد میان تهی از جنس سرب یا تنگستن استفاده می‌گردد. علاوه بر آن به منظور تیز کردن لبه میدان تابش، کولیماتور ماهواره^۴ به انتهای نزدیک‌ترین صفحه کولیماتور نسبت به بیمار متصل می‌شود. اما کولیماتورهای چندتیغه‌ای^۵ علاوه بر موازی‌سازی و تغییر شدت پرتو، نقش ایجاد شکل هندسی مطابق با تومور را نیز به عهده دارند[۱،۲]. پیشنهاد کولیماتور چند تیغه‌ای برای اولین بار توسط بورتفلد و بویر ارائه شد اما اولین اختراع ثبت شده در زمینه پرتوهای موازی شده، توسط مک گانیگل در سال ۱۹۲۶ انجام گرفت که برای موازی ساختن پرتو نور مرئی و نه پرتوهای یونساز به کار می‌رفت. دومین مورد توسط گرین و مک کولم در سال ۱۹۵۲ بود که به عنوان

روشی برای موازی ساختن پرتوهای یونساز به صورت چهار گوش در پرتودرمانی به کار می‌رفت[۳].



شکل ۱- اساس عملکرد کولیماتور چندتیغه‌ای

در شکل ۱ اساس عملکرد کولیماتور چند تیغه‌ای به تصویر کشیده شده است. کولیماتور چند تیغه‌ای ها مجموعه‌ای از چندین تیغه می‌باشند که با حرکت به چپ و راست روی محور افقی شکل‌های دلخواه را ایجاد می‌نمایند. کولیماتور چند تیغه‌ای 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 ۱/۴ تا ۱ سانتیمتر در موقعیت ایزو ستر است[۴]. همچنین میدان دید کولیماتورها می‌تواند از ۴×۴ تا ۴۰×۴۰ سانتیمتر مربع متغیر باشد[۱]. مهمترین کاربرد کولیماتور چند تیغه‌ای در پرتودرمانی، فراهم‌سازی شکل تومور است.

هدف از انجام این پروژه طراحی، شبیه‌سازی و ساخت یک سیستم کولیماتور چند تیغه‌ای برای استفاده در سیستم‌های پرتو درمانی کشورمان بوده است. با وجود آن که ممکن است این سیستم در دیگر کشور های دنیا مورد تولید قرار گرفته و در حال استفاده باشد، با این حال، و به علت تحریم‌های سیاسی صورت گرفته علیه کشور ما، استفاده از سیستم‌های تولیدی کشور های دیگر برای ما امکان پذیر نمی‌باشد. در این پروژه ابتدا مشخصات کلی یک کولیماتور چند تیغه‌ای مورد طراحی قرار گرفت، سپس با انجام شبیه‌سازی طراحی‌های صورت گرفته مورد آزمایش قرار گرفتند و در نهایت نیز یک نمونه آزمایشی از این کولیماتور در ابعاد حقیقی ساخته شد.

¹ Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

² Linac

³ Teletherapy

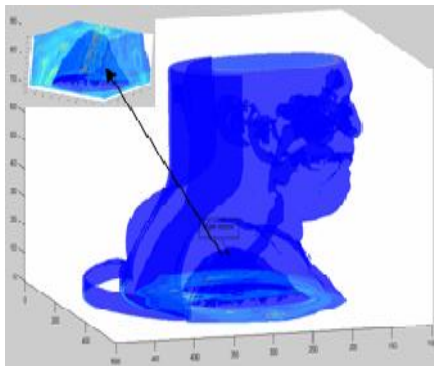
⁴ Satellite Collimator

⁵ MultiLeaf Collimator (MLC)

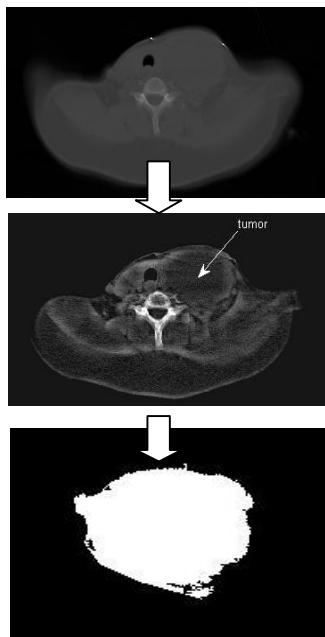
کولیماتور چند تیغه ای

- ۱- مشخص شدن تصویر سه بعدی از محدوده مورد نظر که در شکل ۳ ریه به عنوان هدف در نظر گرفته شده است.
- ۲- تفکیک دقیق تومور از پس زمینه مطابق شکل ۴
- ۳- به دست آوردن ۶ زاویه دید متفاوت از محدوده تومور طبق شکل ۵

۴- تعیین بزرگترین سطح مقطع تومور در هر یک از زوایای دید با افزایش تعداد باریکها علاوه بر توزیع دز بافت هدف، آسیب وارده به بافت های مجاور تومور کاهش خواهد یافت [۲]. بنابراین افزایش تعداد زوایای دید در سیستم فعلی، موجب افزایش دقت چشم گیری در درمان نسبت به سیستم های متداول شده است.



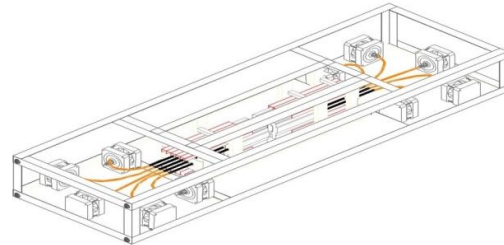
شکل ۳- تصویر سه بعدی حاصل از تصاویر سی تی



شکل ۴- تفکیک تومور از پس زمینه در هر اسلایس

۲- مواد و روشها

نمونه اولیه کولیماتور چند تیغه ای مورد بحث برای اولین بار در ایران در دانشکده مهندسی هسته ای دانشگاه شهید بهشتی طراحی و ساخته شد که شکل ۲ نمایی از آن بدون روکش را نمایش می دهد.



شکل ۲- نمایی از کولیماتور چند تیغه ای بدون روکش

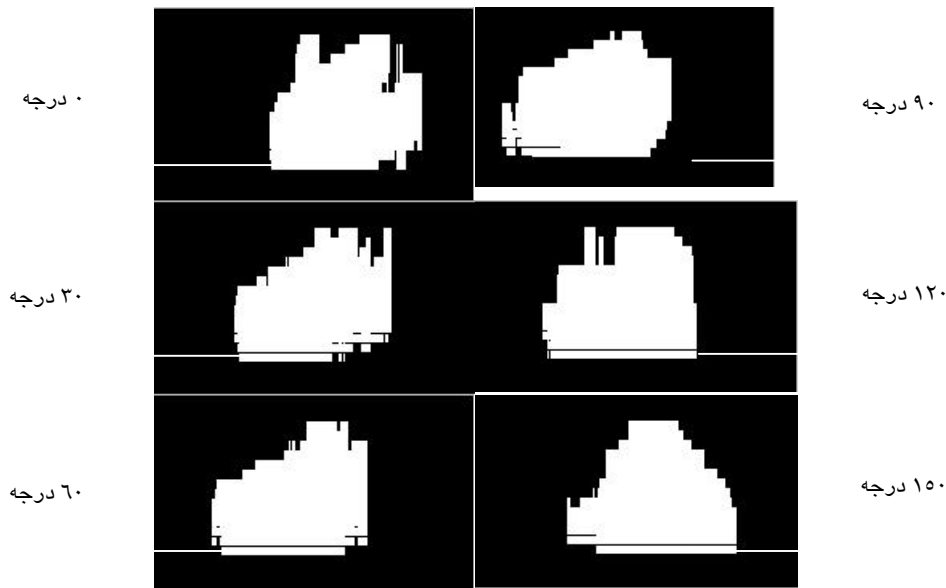
به طور کلی روند عملکرد کولیماتور چند تیغه ای و جابجایی تیغه ها در پرتودرمانی را می توان به مراحل زیر تقسیم نمود:

- ۱- پردازش تصاویر سی تی یا ام آر آی بیمار و مشخص شدن محدوده تومور به صورت ۲ و ۳ بعدی
- ۲- تعیین میزان جابجایی تیغه ها بر اساس شکل تومور
- ۳- ارسال فرمان به پورت کامپیوتر دریافت آن توسط میکروکنترلر
- ۴- ارسال دستورات از میکروکنترلر به موتورها و چرخش هم زمان موتورها و جابجایی تیغه ها
- ۵- قرارگیری تیغه ها به شکل تومور و روشن شدن شتاب دهنده جهت پرتو دهی

در ادامه بخش های مختلف کولیماتور چند تیغه ای مورد بررسی قرار گرفته است.

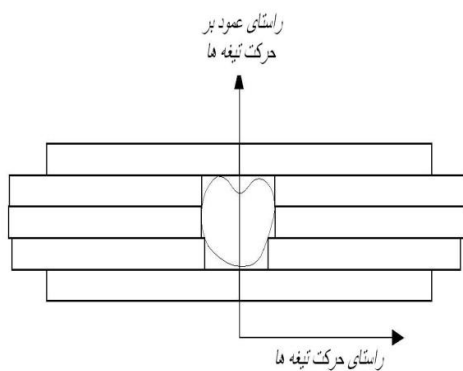
۳-۱- پردازش تصویر

در بخش پردازش تصویر امکان درمان در زوایای مختلف لحاظ شده است. چرا که طراحی سیستم کولیماتور چند تیغه ای به گونه ای است که چرخش هد شتاب دهنده، اختلالی در عملکرد آن ایجاد نمی نماید. پس از تشخیص تومور توسط پزشک، به منظور تعیین دقیق منطقه هدف، مراحل پردازش تصویر با نرم افزار MATLAB به شرح زیر انجام می پذیرند:



شکل ۵-۶ نمای متفاوت از تومور

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. در شکل ۶ این مسئله قابل مشاهده است. نکته حائز اهمیت اختصاص حاشیه اطمینان برای تومور است. چرا که احتمال عدم پرتوگیری لبه‌های تومور در طی درمان وجود دارد و این بخش‌ها با رشد مجدد در آینده منجر به ایجاد تومور جدید خواهند شد. میزان حاشیه اطمینان متناسب با بافت هدف، دقت و نوع تصویر برداری متغیر است. اما در این مقاله حدود ۲ پیکسل که معادل ۴ میلیمتر در تصویر سی تی می‌باشد، لحاظ شده است.



شکل ۶- تقریب تومور با تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای

۳-۲- تعیین جابجایی تیغه‌ها

میزان حرکت تیغه‌ها متناسب با شکل تومور بایستی تعیین گردد، که این امر فقط برای تومورهای با اشکال مونوتون امکان پذیر می‌باشد. شکل مونوتون به شکلی اطلاق 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 کولیماتور چند تیغه‌ای، 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 [۴].

از آنجا که کولیماتور چند تیغه‌ای 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

۳-۳- ساخت تیغه‌ها و مکانیک سیستم

جدول ۲- میانگین مشخصات سیستم‌های کولیماتور چند تیغه‌ای موجود در بازار [۶]

در بازار [۶]	
۲/۲۴	سرعت (سانتیمتر بر ثانیه)
۱۸/۵۳	ماکزیمم طول یک تیغه (سانتیمتر)
جز برین لب، آلیاژ سنگین	ماده
تنگستن	
برین لب: تنگستن با پوشش	ضخامت تیغه (میلیمتر)
۶۵/۷۶	
۶/۸۸	پهنای تیغه در خط مرکزین (میلیمتر)
۳۷	تعداد تیغه‌ها

با محاسبه میانگین چگالی‌های ذکر شده برای آلیاژ سنگین تنگستن^۱ در مراجع [۸،۷] و با توجه به جدول ۲ وزن هر تیغه با در نظر گرفتن بیشترین چگالی جهت احتیاط، مقدار ۱/۵ کیلوگرم می‌باشد.

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

میدان دید ۶×۱۰ سانتیمتر مربع بوده و ۵ جفت تیغه از جنس تفلون از نوع پلی‌اتیلن در دو طرف قرار دارد که کل فضا را می‌پوشاند. مطابق شکل ۷، پهنای هر تیغه (W) ۱/۲ سانتیمتر، طول (d) ۱۳ سانتیمتر و ضخامت (t) ۶/۵ سانتیمتر 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.

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

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad (1)$$

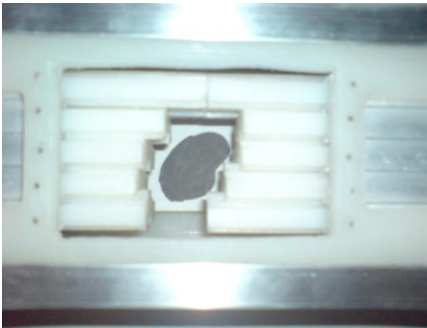
در رابطه (۱)، I شدت پرتو پس از عبور از ضخامت t در جذب، I₀ شدت پرتو در ضخامت صفر ماده جذب، e پایه دستگاه لگاریتم طبیعی و μ ضریب تضعیف خطی است [۵]. طبق رابطه (۱) ضخامت و جنس ماده جذب در میزان جذب موثر است. به منظور افزایش جذب پرتو توسط تیغه‌ها، بایستی جنس تیغه‌ها مورد بررسی قرار گیرد که در بخش ۳ نتایج شبیه‌سازی ارائه شده است. در نمونه اولیه طراحی شده توسط تاکاهاشی 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 نیکل و مس یا نیکل و آهن هستند که چگالی آنها بین ۱۷ تا ۱۸.۵ گرم بر سانتیمتر مکعب می‌باشد. از موارد مزیت آنها جذب خوب پرتوهای ایکس و گاما است. در جدول ۱ مشخصات آلیاژ نیکل و مس و تنگستن ارائه شده است [۷]. با محاسبه میانگین مشخصات سیستم‌های موجود در بازار، جدول ۲ بدست خواهد آمد [۶].

جدول ۱- مشخصات آلیاژ نیکل و مس و تنگستن [۷]

کلاس	درصد وزن تنگستن نامی	چگالی (گرم بر سانتیمتر مکعب)
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

¹ Tungsten Heavy Alloy

قدرت تفکیک مکانی در حدود ۲ میلی‌متر می‌باشند، دقت مکانی ۱ میلی‌متر روی سیستم پیاده سازی شده است. شایان ذکر است به دلیل وجود فاصله بین کولیماتور چند تیغه‌ای و بیمار و نیز به علت ابعاد چشمه گسیلنده پرتو، همواره اثر نیم‌سایه وجود خواهد داشت. بنابراین قدرت تفکیک مکانی حاصل شده از سیستم کولیماتور چند تیغه‌ای کمی بیشتر از ۱ میلی‌متر خواهد بود.



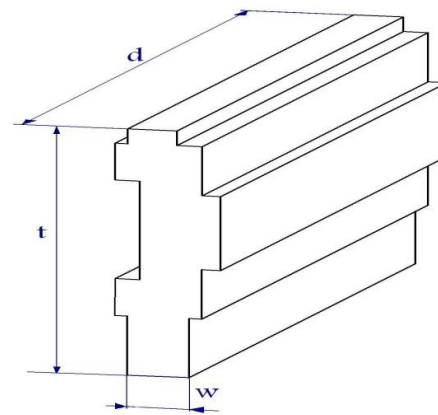
شکل ۸- نمونه‌ای از یک شیء احاطه شده توسط کولیماتور چند تیغه‌ای

شکل ۸ نمونه‌ای از یک شکل احاطه شده توسط کولیماتور چند تیغه‌ای را نشان می‌دهد.

۳-۴- الکترونیک سیستم

۳-۴-۱- مدار کنترلی

حرکت موتورهای کولیماتور چند تیغه‌ای به یک بخش کنترل مرکزی نیازمند است که برای این کار از میکروکنترلر ای وی آر^۲ استفاده شده است. سیستم کنترل موتورها شامل یک میکروکنترلر ای وی آر 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



شکل ۷- یک تیغه کولیماتور چند تیغه‌ای

شایان ذکر است که تیغه‌ها به صورت شیار و زبانه^۱ 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 کولیماتور چند تیغه‌ای 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 جریان مستقیم دیگر مانند سرو موتور است. نیرو از طریق یک سیستم انتقال نیرو از موتور به تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای منتقل شده و این انتقال با در نظر گرفتن تعداد 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 به 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 میلی‌متر ایجاد کرد. در کار حاضر نیز به دلیل کیفیت تصاویر پزشکی حاوی اطلاعات تومور که دارای

² AVR -ATmega

¹ Tongue & Groove

استفاده شده، می باشد. دقت جابجایی تیغه‌ها برابر با ۱ میلیمتر می باشد. خطای سه بخش الف، ب و ج طبق الگوریتم زیر قابل محاسبه می باشد:

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

۳-۶- شبیه سازی

با توجه به انرژی فوتونهای فرودی به کولیماتور، مسئله عبور تابش از تیغه‌ها مطرح می گردد که این عبور بایستی در صورت امکان حذف و یا به حداقل ممکن کاهش یابد و این مسئله هنگامی تحقق می یابد که محاسبات ضخامت دیواره و جنس آن به صورت مناسبی صورت گیرد. جهت انجام این امر شبیه سازی بوسیله کامپیوتر صورت می پذیرد تا با توجه به روابط تضعیف و پراکندگی و لحاظ نمودن هندسه سیستم به بررسی نتایج پرداخته و ابعاد و جنس مناسب بدست آید.

در سیستمهایی که وقایع بصورت اتفاقی رخ داده و پاسخ به این وقایع صرفاً آماری و یا با احتمالهای خاص صورت می گیرد استفاده از روش شبیه سازی مونت کارلو مفید می باشد. ماهیت این روش ابداع پدیده های اتفاقی است که از مطالعه رفتار و نتایج این پدیده ها می توان در توجیه پدیده های فیزیکی استفاده کرد یا بعبارتی روش مونت کارلو، استفاده سنجیده و عمدی از اعداد تصادفی در محاسباتی که ساختار یک فرایند تصادفی را دارند می باشد [۹].

تشعشع حاصل از اتمها و برهمکنشهای آن با ماده، نمونه ای از یک فرایند تصادفی است. از آنجائیکه هر حادثه با یک درجه عدم یقین مشخص می شود رفتار میانگین چنین تشعشعی را می توان توسط معادلات ریاضی مشخص

ابتدای تیغه‌ها قرار دارند، جهت لحاظ نمودن اینرسی موتورها در هنگام شروع به کار (در صورت وجود) و همچنین تعیین اتمام کار و بازگشت تیغه‌ها به جایگاه، استفاده می شوند. برای برنامه نویسی میکروکنترلر از برنامه CodeVisionAVR استفاده شده است.

۳-۴-۲- درایور موتور

برای راه اندازی موتورهای از آی سی هایی که برای این منظور طراحی شدند استفاده گردید. با آزمایش میزان توانایی موتورهای در اعمال نیرو به باری معادل ۱/۵-۱ کیلوگرم، مدار مورد نظر قادر به تامین ولتاژی معادل ۱۸ ولت و جریانی در حدود ۴۰۰ میلی آمپر بوده که برای منظور این سیستم بسیار مناسب است.

۳-۵- خطای سیستم

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

۱- خطای تصویر ورودی

این خطا بر اساس نوع تصویربرداری معین شده و بایستی به برنامه تعیین خطا گزارش شود. در تصاویر سی تی میزان خطا در هر بعد ۲ میلیمتر و مساحت خطا ۴ میلیمتر مربع در نظر گرفته شده است.

۲- خطای نرم افزاری

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 واسطه از درگاه چاپگر پرینتر استفاده شده است که دلیل آن سادگی سخت افزاری و همخوانی سطح ولتاژ و جریان پورت پرینتر با پورت های میکروکنترلر ای وی آر و نیز قابلیت کنترل پورت پرینتر توسط نرم افزار MATLAB که در نمونه اولیه کولیماتور چند تیغه ای

نموده و سپس به کمک روش مونت کارلو مورد بررسی قرار داد [۹].

در این پروژه و برای تعیین جنس و ضخامت مناسب تیغه ها از نرم افزار MCNP4C استفاده گردید. در اینجا با توجه به ساختار کد ورودی MCNP ابتدا سلولهای کد تعریف می گردد. پس از آن سلولها، چشمه و تیغه ها معرفی میگردد. پس از آن شرایط کاری اعم از مشخصات هندسی سیستم شبیه سازی و دانسیته ها و مواد به کار گرفته شده معرفی می گردد. پس از معرفی مواد و پنجره انرژی در سیستم، خروجیهای مورد نظر برای سلولهای مختلف آشکار سازی معرفی می شود و بر اساس نتایج کار شبیه سازی صورت می گیرد.

۴- نتایج

همان گونه که بیان شد، برای یافتن ماده مناسب جهت ساخت تیغه ها از کد MCNP4C استفاده شده است. با محاسبه میانگین ضخامت تیغه ها در کولیماتور چند تیغه ای های موجود، ضخامت ۶/۵ سانتیمتر را در همه آلیاژها به عنوان مبنا در نظر گرفته و برای پرتو با انرژی ۶ مگا الکترون ولت میزان عبور پرتو بوسیله کد بدست آمده که در جدول ۳ خلاصه شده است. از جدول ۳ چنین استنباط می شود که حداکثر تضعیف و حداقل گذر مربوط به تنگستن خالص و برابر با ۱۶/۴۶٪ است.

جدول ۳- درصد گذر برای تیغه ها با جنس متفاوت و ضخامت ۶/۵ سانتیمتر

جنس	چگالی	درصد گذر
(نوع و درصد عناصر موجود در آلیاژ)	(گرم بر سانتیمتر مکعب)	
آهن ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۶	۱۷/۷۴٪
آهن ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۸/۵	۱۶/۷۴٪
مس ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۶	۱۷/۷۴٪
مس ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۸/۵	۱۶/۷۳٪
تنگستن خالص	۱۹/۳	۱۶/۴۶٪
سرب خالص	۱۱/۳۴	۲۰/۸۱٪

جدول ۴- ضخامت لازم برای تیغه ها برای حصول به درصد گذر مطلوب و درصد گذر به ازای ضخامت خود تیغه ها

جنس	چگالی	ضخامت لازم برای تیغه ها	درصد گذر
(نوع و درصد عناصر موجود در آلیاژ)	(گرم بر سانتیمتر مکعب)	(سانتیمتر)	
آهن ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۶	۸/۶۵	۱۰/۵۶٪
آهن ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۸/۵	۸/۳۷	۱۰/۸۳٪
مس ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۶	۸/۶۵	۱۰/۵۵٪
مس ۲/۸٪ نیکل ۵/۷٪ تنگستن ۹۱/۵٪	۱۸/۵	۸/۳۷	۱۰/۸۳٪
تنگستن خالص	۱۹/۳	۸/۲۹	۱۰/۸٪
سرب خالص	۱۱/۳۴	۹/۵۳	۱۸/۴۶٪

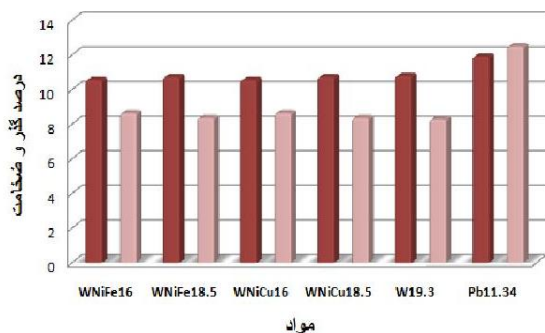
میزان مطلوب گذر ۱۰٪ است. بنابراین برای گذر ۱۰٪، استفاده از کد MCNP4C حاصل شده که در جدول ۴ خلاصه گردیده است. همان طور که در جدول ۴ ملاحظه می گردد، درصد گذر سرب خالص با مقدار مطلوب ۱۰٪ تفاوت زیادی دارد که

کولیماتور چند تیغه ای

محور عمودی ضخامت بر حسب سانتیمتر است. علاوه بر آن 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 سانتیمتر، ۱۱/۹۱٪ پرتو را عبور داده است. در انتهای بخش نتایج، دو تصویر از سیستم نهایی ساخته شده ارائه شده است.



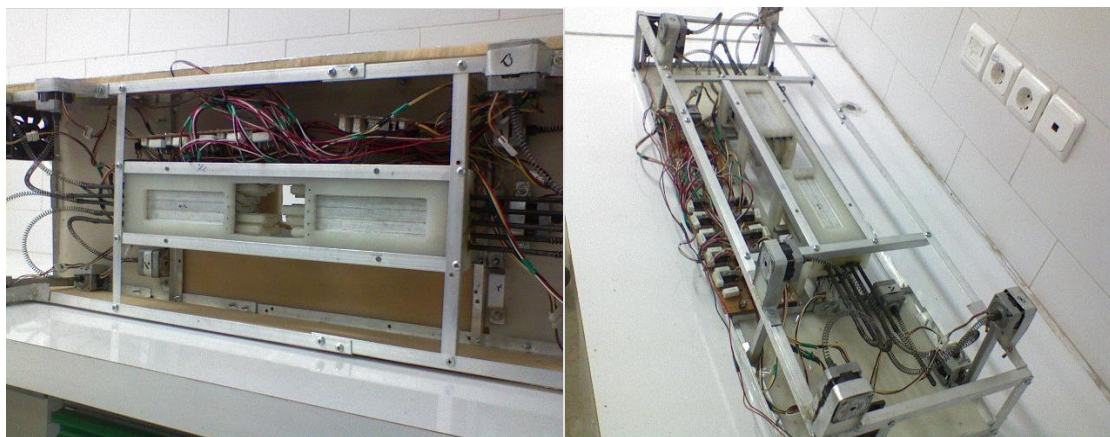
شکل ۹- درصد گذر برای ضخامت ۶/۵ سانتیمتر از مواد مختلف



شکل ۱۰- مقایسه درصد گذر و ضخامت لازم در آلیاژهای مختلف

نشان دهنده تاثیر زیاد انرژی بر μ در این حالت است. بنابراین تخمین انجام شده نتوانست کارآمد باشد. برای رسیدن به درصد گذر مطلوب، ضخامت را می‌افزاییم تا به ۱۰٪ برسیم. به این ترتیب اگر تیغه‌ها از جنس سرب خالص باشند، بایستی ضخامت آن بیش از ۱۲/۵ سانتیمتر باشد.

بنابراین بهترین ماده جهت استفاده در تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای تنگستن خالص است که با حداقل ضخامت، حداکثر تضعیف را ایجاد می‌نماید. ولی به دلیل شکننده بودن و سختی ماشین‌کاری این عنصر، در کولیماتور چند تیغه‌ای‌های موجود در بازار، از آلیاژهای تنگستن استفاده می‌شود که 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 کولیماتور چند تیغه‌ای مناسب نیست. شکل ۹ و ۱۰ نمودار میله‌ای نتایج شبیه‌سازی را نمایش می‌دهند. در شکل ۱۰ میله‌های روشن ضخامت لازم از هر آلیاژ جهت حصول درصد گذر ۱۰٪ را نشان می‌دهند.



شکل ۱۱- تصویر سیستم نهایی

۵- بحث و نتیجه گیری

از مهم‌ترین مزایای استفاده از کولیماتور چند تیغه‌ای 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. پس از تشخیص تومور توسط پزشک، به منظور تعیین دقیق منطقه هدف، مراحل پردازش تصویر با نرم‌افزار MATLAB انجام می‌پذیرند. علاوه بر آن، استفاده از کولیماتور چند تیغه‌ای امکان پرتودرمانی در زوایای مختلف و تغییر موقعیت تیغه‌ها به طور هم‌زمان، بنا به زاویه دید مورد نظر رافراهم نموده است که این امر موجب بهبود روند درمان می‌گردد. طبق محاسبات شبیه‌سازی، آلیاژ ۹۱/۵٪ تنگستن، ۲/۸٪ مس و ۵/۷٪ نیکل بهترین گزینه

منابع

جهت ساخت تیغه‌های کولیماتور چند تیغه‌ای بوده که ضخامت ۸/۶۵ سانتیمتر از آن ۱۰/۵۵٪ پرتو را عبور می‌دهد. با انجام شبیه‌سازی طراحی‌های صورت گرفته مورد آزمایش قرار گرفتند و در نهایت نیز یک نمونه آزمایشی از این کولیماتور در ابعاد واقعی و با استفاده از تمامی قطعات و مدارات حقیقی ساخته شد. در نمونه اولیه دقت حرکت تیغه‌ها ۱ میلی‌متر و حداکثر خطای قرارگیری تیغه‌ها به شکل تومور ۵٪ است.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله موجود، مراتب تشکر خود را از معاونت پژوهشی دانشگاه شهید بهشتی اعلام داشته و از امکانات در اختیار قرار داده شده قدردانی می‌نمایند.

1. J. V. Dyk, T. Kron, G. Bauman, J. Battista. Tomotherapy: A "Revolution" In Radiation Therapy. 2008. Available at: http://www.lhsc.on.ca/Research_Training/LRCP/Research_Scientists Accessed Oct. 2008.
2. M. Ehr Gott. An Optimisation Model for Intensity Modulated Radiation Therapy. Available at: <http://www.esc.auckland.ac.nz/SzOrganisationszSzORSNZzSzconf37zSzpaperszSzEhrgott.pdf> Accessed Oct. 2008.
3. S. Webb. The physics of three-dimensional radiation therapy: conformal radiotherapy, radiosurgery, and treatment planning. Taylor & Francis; 1 edition (January 1, 1993)
4. Cancer Treatment, Available at: http://www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/cs/comp5308/cancer_treatment. Accessed Oct. 2008.
5. Herman Cember, Introduction of Health Physics. McGraw-Hill; Third Edition (1996), P.705. [In Persian].
6. M. Williams. Investigation Into Static Multileaf Collimator Based Intensity Modulated Radiotherapy. PhD Thesis University of New South Wales, Sidney, Australia, 2004.
7. Available at: <http://www.library.unsw.edu.au/~thesis>. Accessed Oct. 2008.
8. Available at: <http://www.tungestan.com>. Accessed Oct. 2008.
9. Werner, Tungsten Heavy Alloys for Multiple Impact Application. AIP Conf. Proc.2004; 706, 1319-1322.
10. King MA, Xia W, deVries DJ. A Monte Carlo investigation of artifacts caused by liver uptake in single-photon emission computed tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. Journal of nuclear cardiology: official publication of the American Society of Nuclear Cardiology 1996; 3(1):18-29.