

طراحی و ساخت بخش مکانیکی سیستم مولتی لیف کولیماتور آزمایشی

محمد تقی بحرینی طوسی^{۱*}، عبدالرضا هاشمیان^۲، شاهرخ ناصری^۳، حسن رأفتی حمایتی^۴

- ۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعالی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعالی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۳- دانشجوی دکتری تخصصی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعالی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۴- کارشناس ارشد طراحی صنعتی، شرکت مهندسی تجهیزات پزشکی پویان، مشهد

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۲/۱۵

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۲/۱۸

چکیده

مقدمه: سیستم مولتی لیف کولیماتور از جمله سیستمهای شکل دهنده میدان تابش در پرتو درمانی تطبیقی است. به کارگیری این سیستم منجر به صرفه جویی در زمان درمان، افزایش دقت در انطباق میدانهای تابش از دید منبع تابش با سطح مقطع^۱ حجم هدف و کاهش اشتباها احتمالی تکنسینهای بخش‌های پرتو درمانی می‌شود. هدف از انجام این تحقیق طراحی و ساخت بخش مکانیکی سیستم مولتی لیف کولیماتور است.

مواد و روشها: اجزاء تشکیل دهنده این سیستم عبارتند از: صفحه پایه، ۵۲ عدد تیغه، حامل تیغه (۲ عدد)، پایه نگهدارنده پیچهای حرکتی (۲ عدد) و پیچ حرکتی از نوع رزوه مثلثی (۵۲ عدد). تیغه‌ها به صورت دو به دو مقابل یکدیگر قرار گرفته‌اند. بنابراین شکل دهی میدان تابش توسط دو گروه ۲۶ تایی از تیغه‌ها انجام می‌گیرد. به منظور افزایش محدوده حرکتی تیغه‌ها در ایجاد شکل میدان تابش کاملاً نامتقارن، سیستم به گونه‌ای طراحی گردیده است که هر گروه از تیغه‌ها بر روی حامل جداگانه ای قرار دارد. اجزای تشکیل دهنده این سیستم از طریق روش‌های ماشین کاری ساخته شدند. این سیستم از قابلیت نصب و جداسازی در سیستمهای شتابدهنده خطی موجود برخوردار است. تیغه‌ها از جنس آلومینیوم ساخته شدند. ابعاد تیغه‌ها برابر $5 \times 5 \times 200$ میلیمتر می‌باشدند.

نتایج: وزن کل اجزا تشکیل دهنده این سیستم در حدود ۳۷ کیلوگرم است. پهنه‌ای این تیغه‌ها در ایزو سنتر^۲ یک سیستم شتابدهنده واریان می‌تواند در حدود ۱۰ میلیمتر باشد. حرکت تیغه‌ها توسط پیچهای رزوه مثلثی انجام می‌شود. حرکت این گونه پیچها به وجود اندکی لقی محوری نیازمند است که باعث کاهش دقت مکانی تیغه‌ها تا حدود $1/4$ میلیمتر خواهد شد.

بحث و نتیجه گیری: مولتی لیف کولیماتور مشهد با طراحی و شکل موجود تقریباً ۳۷ کیلوگرم وزن دارد. ولی اگر تیغه‌های آلومینیومی آن بوسیله تیغه‌های تنگستن جایگزین شون وزن کلی سیستم ممکن است از حد تحمل شتابدهنده بیشتر شود. بنابراین به منظور کاهش وزن آن باید تعییراتی در آن ایجاد شود. به منظور افزایش دقت مکانی تیغه‌ها، بهتر است بجای پیچ‌های رزوه مثلثی از پیچ‌های ساچمه‌ای و اولر کیج استفاده شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۶ و ۱۷، پاییز و زمستان: ۸۶-۱۱-۱۱)

وازگان کلیدی: سیستم مولتی لیف کولیماتور، نمونه آزمایشی، بخش مکانیکی، طراحی، ساخت

* نویسنده مسؤول: محمد تقی بحرینی طوسی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، bahreynimt@mums.ac.ir

تلفن: +۹۸ (۰۵۱) ۹۸-۰۰۲۳۲۰-۰۰۰

۱- مقدمه

با توجه به اینکه میدان تحت تابش در هر بیماری که تحت درمان با تشبعات یونیزان قرار می‌گیرد متفاوت است برای شکل دهی میدان تحت تابش نیاز به طراحی و ساخت حداقل یک و یا چند قطعه (سرپی یا آلیاژی) می‌باشد. ساخت چنین بلوکهایی نیازمند داشتن مواد اولیه، تجهیزات، نیروی انسانی و فضای کافی می‌باشد. مواد اولیه مورد نیاز برای ساخت این قطعات، سنگین و سمی می‌باشند. بنابراین نکات ایمنی در موقع تهیه بلوکها باید رعایت گردد.

سیستم جدیدی که برای شکل دهی میدان تابش در بسیاری از بخش‌های پرتو درمانی در جهان مورد استفاده قرار می‌گیرد سیستم مولتی لیف کولیماتور است که در دهه ۱۹۶۰ میلادی در کشور ژاپن ابداع گردید [۳]. امروزه وجود سیستمی در بخش‌های پرتو درمانی با قابلیت کنترل کامپیوتری سبب شده است که برای شکل دهی میدان تابش دیگر نیازی به دخالت مستقیم تکنسین نباشد. به کارگیری این سیستم منجر به صرفه جویی در زمان درمان، افزایش دقیقت در انطباق میدان تابش از دید منع تابش با سطح مقطع حجم هدف و کاهش در احتمال بروز اشتباهات ناخواسته تکنسین در تنظیم میدانهای تابش خواهد گردید [۴].

با توجه به مزایای سیستم مولتی لیف کولیماتور شایسته است که این سیستم در بخش‌های پرتو درمانی کشور مورد استفاده قرار گیرد. اما مانع اصلی در رسیدن به چنین هدف ارزشمندی، هزینه بسیار بالای خرید این سیستم از خارج از کشور می‌باشد [۵]. هدف از انجام این تحقیق دستیابی به تکنولوژی ساخت سیستم مولتی لیف کولیماتور در داخل کشور است [۶-۹] که بدنبال آن تولید این سیستم با هزینه ای بسیار پایین تر از نمونه خارجی آن در کشور فراهم می‌گردد.

در سالهای اخیر تکنیک‌های پرتو درمانی بر چگونگی بهبود کنترل پیشرفت و یا درمان کامل سرطان از طریق افزایش دوز کل و دوز در هر جلسه درمان و در عین حال به حداقل رساندن دوز ارگانهای سالم که در معرض خطر پرتوگیری هستند تمرکز یافته است. برای تحقق چنین هدفی استفاده از تکنیک‌های تابش دهی با گردايان دوز و دقیقت بالا موثر است. از جمله این گونه تکنیک‌ها به روش استریوتاکتیک رادیوسرجری - پرتو درمانی در درمان تومورهای ناحیه جمجمه می‌توان اشاره داشت [۱، ۱۶]. اگرچه روش استریوتاکتیک رادیو سرجری - پرتو درمانی^۱ در درمان تومورهای ناحیه جمجمه با قطر کمتر از ۳۵ میلیمتر و با استفاده از کولیماتورهای دایروی شکل موثر است، اما درمان تومورهای بدخیم وسیع با اشکال نامنظم با به کارگیری کولیماتور با ابعاد قابل تنظیم و اشکال هندسی ثابت از چندین نما انجام می‌شود. در روش استریوتاکتیک رادیو سرجری - پرتو درمانی به کارگیری ایزوسترهای متفاوت باعث افزایش دوز به میزان ۶۰-۵۰٪ می‌گردد که منجر به بروز عوارض ناخواسته در بیمار خواهد شد. به منظور توزیع دوز یکنواخت در تومور و حفاظت بافت‌های سالم که در پیرامون ناحیه تحت تابش قرار دارند نیاز به شکل دهی ناحیه تحت تابش می‌باشد. از جمله روشهای متداول و نسبتاً قدیمی در شکل دهی میدان تابش استفاده از قطعات سرپی با نقطه ذوب نسبتاً بسیار بالا و یا آلیاژی از فلزاتی مانند بیسموت، قلع، کادمیوم و سرب می‌باشد [۲]. با توجه به این که نقطه ذوب بیسموت، قلع و کادمیوم پایین است آلیاژی که حاوی این فلزات و سرب باشد دارای نقطه ذوب بسیار پایینی نسبت به سرب خالص خواهد بود.

1- Stereotactic Radio Surgery Radiotherapy

طراحی و ساخت بخش مکانیکی مولتی لیف کولیماتور

مقاومت نسبی مطلوبی برخوردار است. شکل (۲) نمای فوقانی از صفحه پایه می باشد.



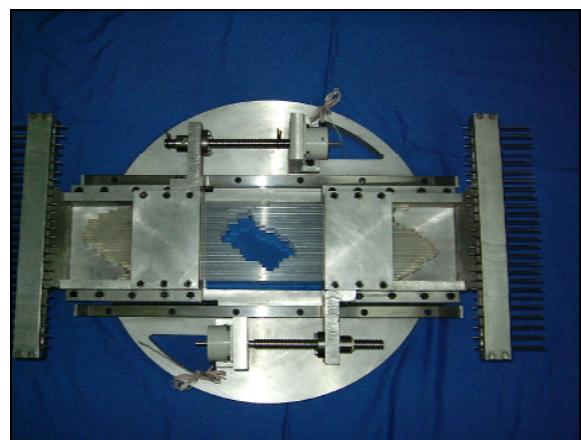
شکل ۲- صفحه پایه

۲-۲- حاملین تیغه ها

به منظور افزایش محدوده حرکتی تیغه ها در ایجاد اشکال میدان تابش کاملاً نامتقارن، سیستم به گونه ای طراحی شده است که هر گروه از تیغه ها (۲۶ عدد) بر روی حامل جداگانه قرار گیرد. از این طریق محدوده حرکتی تیغه ها در عرض میدان تابش افزایش می یابد. به منظور حرکت هر یک از این حاملین از یک موتور پله ای^۱ استفاده می شود. اصولاً در سیستم های حرکتی دو نوع پیچ وجود دارد: پیچ های تماسی کشویی^۲ و پیچ های تماسی غلتشی^۳ [۱۲]. پیچ های رزو و مثلثی^۴ از نوع اول پیچ ها می باشند که در ادامه به کاربرد آنها اشاره خواهد شد. پیچ های ساقمه ای^۵ از نوع دوم پیچ ها هستند که در حرکت حاملین مورد استفاده قرار می گیرند. پیچ های ساقمه ای حرکت چرخشی شفت موتورها را به حرکت انتقالی خطی تبدیل می نمایند. پیچ های تماسی

۲- مواد و روشها

سیستم مولتی لیف کولیماتور مورد نظر به گونه ای طراحی گردیده که از قابلیت نصب و جداسازی بر روی سیستمهای شتابدهنده خطی موجود برخوردار باشد. از این جهت با سیستمهای مولتی لیف کولیماتور دارای ۵۲ تیغه محصول شرکت واریان [۱۰، ۱۱] شباهت دارد. شکل (۱) نمای فوقانی از این سیستم را نمایش می دهد.



شکل ۱- نمایی فوقانی از سیستم مولتی لیف کولیماتور آزمایشی

این سیستم از اجزا زیر تشکیل شده است:

۲-۱- صفحه پایه

یک قرص فلزی به شعاع ۵۴۰ میلیمتر و ضخامت ۳۰ میلیمتر که در مرکز آن حفره ای مستطیل شکل به ابعاد ۲۰۰×۱۳۰ میلیمتر تعییه شده است. بعد این حفره تعیین کننده حداکثر اندازه میدان تابش در ایزوستر دستگاه شتابدهنده است. در طرفین این حفره مستطیلی شکل دو عدد ریل R9600 نصب شده است [۱۱] که محل عبور حاملین تیغه ها است. با توجه به نوع سیستم شتابدهنده خطی، برای نمونه اصلی سیستم مولتی لیف کولیماتور می توان چهار دکمه در زیر صفحه پایه تعییه نمود به گونه ای که صفحه پایه را در شیار سینی نگه دارنده قطعات سربی جای دهد. صفحه پایه از جنس آلومینیوم تهیه شده است که از استحکام و

-
- 1- Stepper motor
 - 2- Sliding contact screws
 - 3- Rolling contact screws
 - 4- Triangular thread screws
 - 5- Ball screws

ساعت و یا در خلاف جهت آن حامل تیغه ها به ترتیب از محور مرکزی تابش دور یا به آن نزدیک می شود. شکل (۴) نمای کناری از حاملین تیغه ها است.



شکل ۴- نمای جانبی حاملین تیغه ها

در طرفین حاملین تیغه ها یک جفت ریل R9200 نصب شده است [۱۱] که میان هر جفت از ریلهای حاملین تیغه ها و ریل های صفحه پایه یک عدد محفظه غلتکی^۱ قرار می گیرد. مجموعه ای ریل و محفظه غلتکی، یک یاتاقان حرکت خطی غیر بازگشتی^۲ تشکیل می دهد [۱۱,۱۳]. شکل (۵) تصویری از این گونه یاتاقانهای خطی می باشد. مطابق تقسیم بندي شکل (۵) یک یاتاقان خطی از دو جزء محفظه غلتکی و ریل^۳ تشکیل می شود.

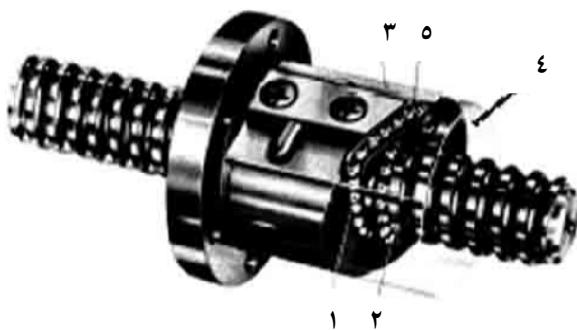
غلتشی از نوع ساچمه ای برگزیده می شوند که از آنها در ساختمان حرکت حاملین تیغه ها استفاده می شود.

از مزیت های پیچ های ساچمه ای در مقایسه با پیچ های تماسی کشویی به نکات زیر می توان اشاره کرد:

- راندمان مکانیکی بالا که باعث می شود بیش از ۹۰٪ از نیروی چرخنده شفت موتور به نیروی پیش برنده بار تبدیل شود.

- چون تماس در این گونه پیچ ها از نوع غلتشی به جای مالشی می باشد، میزان سایش بسیار کمتر است و این امر باعث بهبود در میزان دقیقت موقعیت مکانی بار می شود.

- در این گونه پیچ ها، حرکت به نرمی و آرامی انجام می شود و هیچ گونه لقی محوری وجود ندارد و این خصوصیت نیز باعث حرکت نرم و بدون لقی خواهد شد. شکل (۳) نمایی از یک پیچ ساچمه ای است.



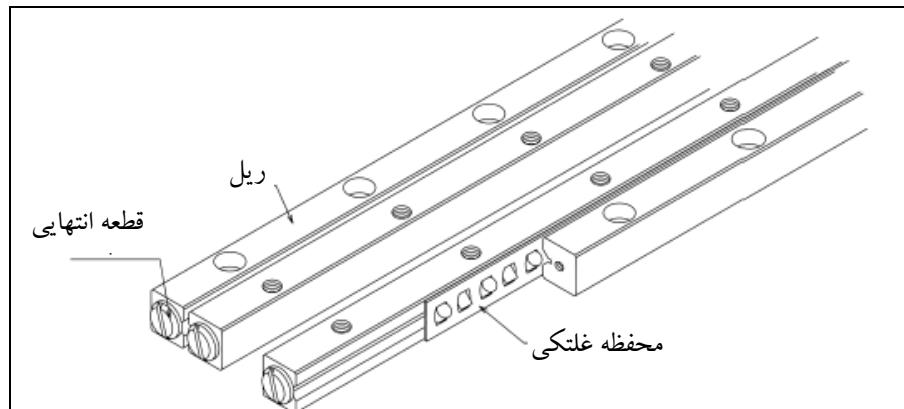
- ۱- ساچمه های فولادی
- ۲- شفت پیچ
- ۳- مهره ساچمه ای
- ۴- کاسه نمد
- ۵- لوله بازگشتی ساچمه

شکل ۳- پیچ ساچمه ای

شفت پیچ توسط یک سیستم کوپلینگ به شفت موتور متصل خواهد شد و مهره ساچمه ای نیز بر روی حامل تیغه های ثابت نصب می شود. با چرخش شفت در جهت عقربه های

1- Roller cage
2- Non-recirculating linear motion bearing
3- Rail

طراحی و ساخت بخش مکانیکی مولتی لیف کولیماتور



شکل ۵- یاتاقان خطی: ریل-محفظه غلتکی

از جمله مزایای یاتاقان های خطی می توان به موارد زیر اشاره کرد:

- نیروی اصطکاک به علت استفاده از غلتکهای استوانه ای بسیار جزئی است و چون اختلافی بسیار اندک میان نیروی اصطکاک استاتیکی و دینامیکی وجود دارد، از این نوع یاتاقانهای خطی در حرکتهای بسیار دقیق به کار گرفته می شود.

- چون تغییرات آماری نیروی اصطکاک، حتی در شرایط بار کم، اندک می باشد؛ حرکت حاصل از این گونه یاتاقانها از سرعتی پایدار برخوردار است.
- میزان تغییر شکل الاستیک در غلتکهای استوانه ای بسیار کمتر از غلتکهای ساقمه ای است. علت این امر نیز سطح تماس بزرگتر غلتکهای استوانه ای نسبت به غلتکهای ساقمه ای است.

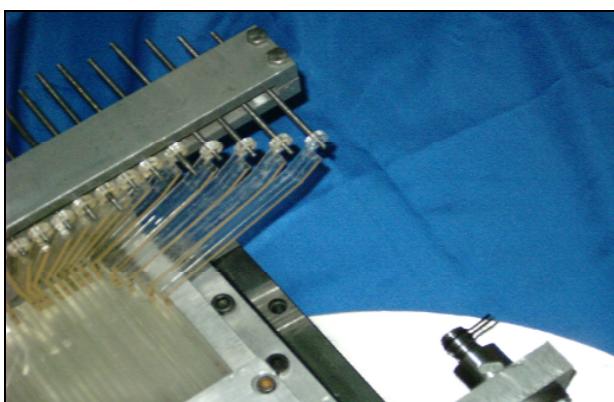
- چون غلتکهای استوانه ای در داخل تعدادی محفظه های مجزا قرار دارند، مشکل گیر کردن غلتکهای مجاور هم وجود ندارد و این باعث کاهش نویز حرکتی و بهبود کیفیت عملکرد می شود.

۳-۲- پایه نگهدارنده پیچ های حرکتی تیغه ها

این بخش که بر روی حامل تیغه ها نصب می شود نقش موثری در حرکت تک تک تیغه ها ایفا می کند. نمایی از این قسمت سیستم در اشکال (۷ و ۶) ارائه شده است.



شکل ۶- نمای کناری از پیچ های حرکتی تیغه ها



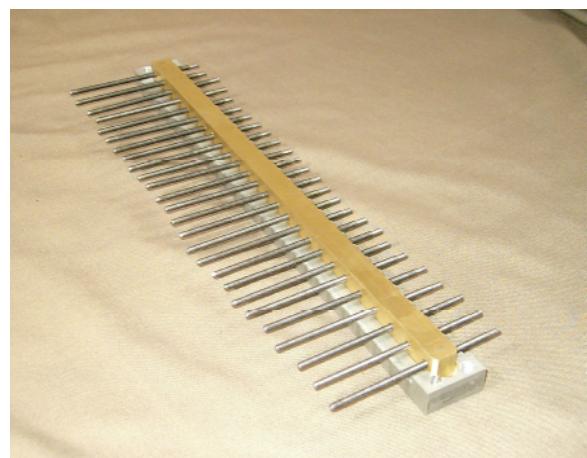
شکل ۷- نمای فوقانی از پیچ های حرکتی تیغه ها و اهرمهای حرکتی تیغه ها

نمود. اصولاً تیغه‌های سیستم مولتی لیف کولیماتور از آلیاژ تنگستن ساخته می‌شوند [۱۴,۴]. از مزایای این آلیاژ به نکات زیر می‌توان اشاره داشت:

- در مقایسه با سرب که از جمله مواد تضعیف کننده اشعه یونساز محسوب می‌شود تنگستن از عدد اتمی بالاتری برخوردار است.
- هرچند تنگستن خالص بسیار شکننده و ماشین کاری آن بسیار سخت است اما آلیاژ تنگستن با فلزاتی مانند نیکل، آهن و مس قابلیت ماشین کاری بسیار بالایی دارد.
- با وجود آنکه آلیاژ تنگستن از طریق متالورژی پودر ساخته می‌شود و انجام زیترینگ^۱ در دمای نسبتاً پایین به انجام می‌رسد، اما تفاوت دانسیته میان آلیاژ تنگستن ($18/5 \text{ g/cm}^3$) و تنگستن خالص ($17/6 - 18/5 \text{ g/cm}^3$) بسیار اندک است. معیار ضخامت تیغه‌ها تضعیف اشعه به میزان HVL^۲-۵ یا کاهش شدت تا حد ۵٪ شدت پرتوهای اولیه است. چنین معیاری باعث می‌شود تا ضخامت تیغه‌ها در حدود ۵ سانتیمتر باشد. با توجه به هزینه بالای ساخت چنین آلیاژی، در نمونه آزمایشی (سیستم مشهد) تیغه‌ها از آلومینیوم ساخته شدند تا در این مرحله چگونگی پیکربندی و طرح سیستم مولتی لیف کولیماتور مشخص شود. از تیغه‌های پرسپکس برای ساخت تیغه‌های آلومینیومی استفاده گردید. از شیار و زبانه^۳ در تیغه‌های مجاور استفاده شد تا مشکل عبور اشعه از فضای میان تیغه‌ها متفنگ گردد. در صورت عدم دقت کافی در طراحی و تهییه تیغه‌ها مشکل تماس و سایش آنها پیش خواهد آمد. این موضوع در نمونه آزمایشی نیز لحاظ شد. شکل (۹) نمای کناری از این تیغه‌ها می‌باشد.

1- Sintering: heat a material to just below the melting point so that it forms one solid mass.
2- Tongue and groove
3- Tongue and groove

همانگونه که در شکل (۸) مشاهده می‌شود، در داخل پایه نگهدارنده قطعه‌ای از جنس برنج تعییه شده که نقش مهره را برای هر یک از پیچهای حرکتی تیغه‌ها ایفا می‌کند.



شکل ۸- قطعه برنجی

بعد از ۲۶ بار سوراخکاری این قطعه و با به کار بردن قلاویز M4 ۰/۷ میلیمتر تک تک این سوراخها رزوه شده است. این قطعه برنجی نقش مهره پیچ‌های حرکتی تیغه‌ها را ایفا می‌کند. بر روی تک تک این پیچ‌ها یک موتور الکتریکی نصب می‌شود. برای حرکت مستقل تیغه‌ها مجموعاً به ۵۲ موتور الکتریکی نیاز است. نیروی چرخشی شفت این موتورها توسط یک سری اهرم‌هایی، از جنس پرسپکس، به تیغه‌ها انتقال داده می‌شود. این پیچ‌های حرکتی از نوع پیچ‌های تماسی کشویی می‌باشد [۱۲] و به نام پیچ‌های رزوه متشابه شناخته می‌شوند. این احتمال وجود دارد که در صورت عدم تقارن استوانه‌ای بسیار جزئی، در این پیچها مشکل ساییدگی در قطعه برنجی رخ دهد. در صورت بروز چنین مشکلی به راحتی می‌توان قطعه برنجی را تعویض نمود.

۴-۲- تیغه‌ها

تیغه‌های سیستم مولتی لیف کولیماتور باید از کیفیت قابل قبول تضعیف اشعه برخوردار باشند تا بتوان ارگانهای سالم و مجاور ناحیه تحت تابش (تومورال) را از پرتوگیری محافظت کرد.

۴- بحث و نتیجه گیری

برای حرکت تیغه ها در این سیستم از پیچ های رزوه مثلثی استفاده شد. به طور کلی حرکت این گونه پیچ در مهره نیاز به وجود اندازی لقی محوری دارد. عدم وجود چنین لقی باعث گیر کردن پیچ در مهره می شود. از طرفی لقی پیچ باعث کاهش دقت مکانی پیچ و بار مرتبط با آن می شود. بهترین راه حل استفاده از پیچ های ساقمه ای است که به علت محدودیت در مکان نصب و افزایش دقت مکانی تیغه ها از نوع بسیار ریز^۱ آن با گام ۰/۵-۱ میلیمتر باید به کار گرفته شود [۱۵]. هر چند بدليل آزمایشی بودن سیستم فعلی از پیچهای ساقمه ای بسیار دقیق و ظریف استفاده نشده است، ولی نوع طراحی سیستم امکان جایگزین نمودن پیچهای رزوه مثلثی با این نوع پیچها را به راحتی مهیا ساخته است.

از نقطه نظر هندسی تیغه های یک سیستم مولتی لیف کولیماتور میتوانند موازی، تک کانونی و دو کانونی باشند [۱۶]. وضعیت موازی دلالت بر حالتی دارد که حرکت تیغه ها کاملا خطی است. وضعیت تک کانونی معرف حالتی است که راستای طرفین تیغه ها در چشمکه کانونی می شود. حرکت تیغه ها در این سیستمها خطی است و انتهای تیغه ها تنها در موقعیت محور مرکزی در چشمکه کانونی می شود. برای اینکه نیم سایه انتهای تیغه ها مستقل از موقعیت آنها باشد، انتهای تیغه ها هالی شکل طراحی و ساخته شد. در نهایت وضعیت دو کانونی معرف سیستمی می باشد که تیغه ها به گونه ای حرکت می کنند که گویا بر کره ای با مرکزیت منبع تابشی چیده شده اند. با این تفاسیر مدل دو کانونی از حداقل پنومبرا^۲ سود می جوید، اما طراحی مکانیکی و ساخت آن به تجهیزات بسیار پیشرفته نیازمند است. هر چند سیستم مولتی لیف کولیماتور مشهد از نوع موازی است، امید است با بهره مندی از امکانات موجود در کشور در بهبود کیفی این سیستم کوشید.



شکل ۹- تیغه های پرسپکس

۳- نتایج

بسیاری از میدان های تابش نامتقارن را با استفاده از حاملین تیغه ها می توان شکل داد به گونه ای که با احتساب حرکت حاملین، محدوده حرکتی تیغه ها ۲۰۰ میلیمتر است که در ایزوسستر سیستم های شتابدهنده واریان در حدود ۴۰۰ میلیمتر خواهد بود.

پهنهای تیغه ها ۵ میلیمتر است که در ایزوسستر نمونه واقعی شتابدهنده واریان در حدود ۱۰ میلیمتر است. هر چند که پارامتر موثر در این کمیت فاصله منبع تابش تا سطح زیرین تیغه های مولتی لیف کولیماتور است که این خود بستگی به نوع شتابدهنده دارد.

وزن کل اجزا تشکیل دهنده این سیستم در حدود ۳۷ کیلوگرم است. وزن کل سیستم با تیغه های آلومینیومی در حدود ۴۵ کیلوگرم خواهد بود. در صورتیکه از تیغه های آلیاژ تنگستن با دانسیته $18/5 \text{ g/cm}^3$ استفاده شود وزن کل این سیستم در حدود ۹۷ کیلوگرم خواهد بود.

گام پیچ های حرکتی تیغه ها از جمله پارامترهای موثر در دقت مکانی انتهای تیغه ها در ایزوسستر یک شتابدهنده است. با توجه به مشخصات پیچ های حرکتی مورد استفاده در این سیستم بهترین دقت مکانی در حدود $1/4$ میلیمتر حاصل می شود.

1-Ultraminiature ball screw
2- Penumbra

صمیمانه آقایان مهندس احمد مردمی، مهندس ایمان فرهمندو
مهندس مصطفی کمالی در طراحی و ساخت بخش کنترل
سپاسگزاری می گردد.

تشکر و قدردانی
نویسنده‌گان مقاله از دبیرخانه جشنواره رازی و معاونت محترم
پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد جهت تامین اعتبار لازم
برای انجام این طرح قدردانی می نمایند. همچنین از همکاری

منابع

1. Loi G, Pignoli E, Scorsetti M, Cerreta V, Somigliana A, Marchesini R, Gramaglia A, Cerchiari U, Ricci S B. Design and characterization of a dynamic multileaf collimator Phys Med Biol 1998; 43: 3149-3155.
2. Helyer S J, Heisig S. Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy. Radiother Oncol 1995; 37: 61-64.
3. Klein E E, Harms W B, Low D A, Willet V, Purdy J A. Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation and quality assurance. Int Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33: 1195-1208.
4. AAPM Report No. 72. Basic applications of multileaf collimators. July 2001.
5. Foroudi F, Lapsley H, Manderson C, Yeghiaian-Alvandi R. Cost-minimization analysis: radiation treatment with and without a multi-leaf collimator. Int Radiat Oncol Biol Phys 2000; 47(5): 1443-48.
6. Fraass B A, Mcshan D L, Kessler M L, Matrone G M, Lewis J D, Weaver T A. A computer-controlled conformal radiotherapy system I: overview. Int Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33(5): 1139-57.
7. Mcshan D L, Fraass B A, Kessler M L, Matrone G M, Lewis J D, Weaver T A. A computer-controlled conformal radiotherapy system II: sequence processor. Int Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33(5): 1159-72.
8. Kessler M L, Mcshan D L, Fraass B A. A computer-controlled conformal radiotherapy system III: graphical simulation and monitoring of treatment delivery. Int Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33(5): 1173-80.
9. Fraass B A, Mcshan D L, Matrone G M, Weaver T A, Lewis J D, Kessler M L. A computer-controlled conformal radiotherapy system IV: sequence processor. Int Radiat Oncol Biol Phys 1995; 33(5): 1181-94.
10. Galvin J M, Jefferson T. The multileaf collimator – a complete guide. 41st annual meeting of the American Association of Physicists in Medicine. July 25-29, 1999 Nashville Tennessee.
11. Linear motion system technology and linear motion system – SCHNEEBERGER. August 20, 2008. available from: <http://www.schneeberger.com>
12. NSK Europe Ltd – Manufacturer of Bearings, Automotive, Precision and Mechantronic products. August 20, 2008. available from: <http://www.eu.nsk.com>
13. NB Linear System – The Mark of Advanced Linear Motion Technology. August 20, 2008. available from: <http://www.nbcorporation.com>
14. Kobayashi S, Hosoda N, Takashima R. Tungsten alloys as radiation protection materials. Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. A. 1997; 390: 426-430
15. SKF Linear Motion. August 20, 2008. available from: <http://www.linearmotion.skf.com>
16. Bortfeld T, Schlegel W, Hover K H, Schulz-Ertner S. Mini and micro multileaf collimator. Proceeding of the 41st annual meeting of the American Association of Physicists in Medicine, July 25-29, 1999 Nashville, Tennessee