

طراحی و ساخت بخش مکانیکی مولتی لیف کولیماتور

## طراحی و ساخت بخش مکانیکی سیستم مولتی لیف کولیماتور آزمایشی

محمد تقی بحرینی طوسی<sup>۱\*</sup>، عبدالرضا هاشمیان<sup>۲</sup>، شاهرخ ناصری<sup>۳</sup>، حسن رأفتی حمایتی<sup>۴</sup>

- ۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
- ۳- دانشجوی دکتری تخصصی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، 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 تطابقی 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<sup>۱</sup> حجم هدف و کاهش اشتباهات احتمالی تکنسینهای بخشهای پرتو درمانی می شود. 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 ها (۲ عدد)، پایه نگهدارنده پیچهای حرکتی (۲ عدد) و پیچ حرکتی از نوع رزوه مثلثی (۵۲ عدد). تیغه ها به صورت دو به دو مقابل یکدیگر قرار گرفته اند. بنابراین شکل دهی میدان تابش توسط دو گروه ۲۶ تایی از تیغه ها انجام می گیرد. به منظور افزایش محدوده حرکتی تیغه ها در ایجاد شکل میدان تابش کاملاً نامتقارن، سیستم به گونه ای طراحی گردیده است که هر گروه از تیغه ها 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. تیغه ها از جنس آلومینیوم ساخته شدند. ابعاد تیغه ها برابر  $۲۰۰ \times ۵ \times ۵۰$  میلیمتر می باشند.

**نتایج:** وزن کل اجزا تشکیل دهنده این سیستم در حدود ۳۷ کیلوگرم است. پهنای این تیغه ها در ایزوسنتر<sup>۲</sup> یک سیستم شتابدهنده واریان می تواند در حدود ۱۰ میلیمتر باشد. حرکت تیغه ها توسط پیچهای رزوه مثلثی انجام می شود. حرکت این گونه پیچها به وجود اندکی لقی محوری نیازمند است که باعث کاهش دقت مکانی تیغه ها تا حدود ۱/۴ میلیمتر خواهد شد.

**بحث و نتیجه گیری:** مولتی لیف کولیماتور مشهد با طراحی و شکل موجود تقریباً ۳۷ کیلوگرم وزن دارد. ولی اگر تیغه های آلومینیومی آن بوسیله تیغه های تنگستن جایگزین شوند وزن کلی سیستم ممکن است از حد تحمل شتابدهنده بیشتر شود. بنابراین به منظور کاهش وزن آن باید تغییراتی در آن ایجاد شود. به منظور افزایش دقت مکانی تیغه ها، بهتر است بجای پیچ های رزوه مثلثی از پیچ های ساچمه ای و اولر کیچ استفاده شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۶ و ۱۷، پاییز و زمستان ۸۶: ۱۱-۱۸)

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

1- Cross section  
2- Isocenter

\* نویسنده مسؤول: محمد تقی بحرینی طوسی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه پژوهشکده پزشکی مشهد  
علوم پزشکی مشهد،  
bahreynimt@mums.ac.ir  
تلفن: ۸۰۰۲۳۱۶ - ۹۸ (۵۱۱) - ۸۰۰۲۳۲۰ - ۹۸ (۵۱۱)

## ۱- مقدمه

در سالهای اخیر تکنیک های 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 گرادیان دوز و دقت بالا موثر است. از جمله این گونه تکنیکها به روش استریوتاکتیک رادیوسرجری - پرتو درمانی در درمان تومورهای ناحیه جمجمه می توان اشاره داشت [۱،۱۶]. اگر چه روش استریوتاکتیک رادیوسرجری - پرتو درمانی<sup>۱</sup> 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 می شود. در روش استریوتاکتیک رادیوسرجری - پرتو درمانی به کارگیری ایزوسترهای متفاوت باعث افزایش دوز به میزان ۶۰٪-۵۰٪ می گردد 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 می باشد. از جمله روشهای متداول و نسبتاً قدیمی در شکل دهی میدان تابش استفاده از قطعات سربی با نقطه ذوب نسبتاً بسیار بالا و یا آلیاژی از فلزاتی مانند بیسموت، قلع، کادمیوم و سرب می باشد [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.

با توجه به اینکه میدان تحت تابش در هر بیماری که تحت درمان با تشعشعات یونیزان قرار می گیرد متفاوت است برای شکل دهی میدان تحت تابش نیاز به طراحی و ساخت حداقل یک و یا چند قطعه (سربی یا آلیاژی) می باشد. ساخت چنین بلوکهایی نیازمند داشتن مواد اولیه، تجهیزات، نیروی انسانی و فضای کافی می باشد. مواد اولیه مورد نیاز برای ساخت این قطعات، سنگین و سمی می باشند. 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 می گیرد 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 کار گیری این سیستم منجر به صرفه جویی در زمان درمان، افزایش دقت در انطباق میدان تابش از دید منبع 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 استفاه قرار گیرد. اما مانع اصلی در رسیدن به چنین هدف ارزشمندی، هزینه بسیار بالای خرید این سیستم از خارج از کشور می باشد [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 می گردد.

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

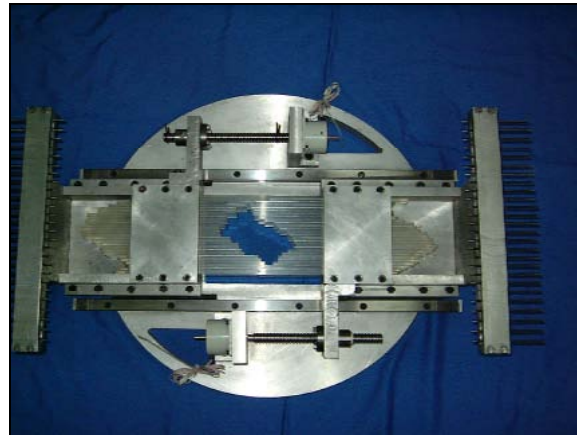
## ۲-۲- حاملین تیغه ها

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<sup>۱</sup> استفاده می شود. اصولاً در سیستم های حرکتی دو نوع پیچ وجود دارد: پیچ های تماسی کشویی<sup>۲</sup> و پیچ های تماسی غلتشی<sup>۳</sup> [۱۲]. پیچ های رزوه مثلثی<sup>۴</sup> از نوع اول پیچ ها می باشند که در ادامه به کاربرد آنها اشاره خواهد شد. پیچ های ساچمه ای<sup>۵</sup> از نوع دوم پیچ ها هستند که در حرکت حاملین مورد استفاده قرار می گیرند. پیچ های ساچمه ای حرکت چرخشی شفت موتورها را به حرکت انتقالی خطی تبدیل می نمایند. پیچ های تماسی

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

## 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 [۴، ۱۰] شباهت دارد. شکل (۱) نمای فوقانی از این سیستم را نمایش می دهد.



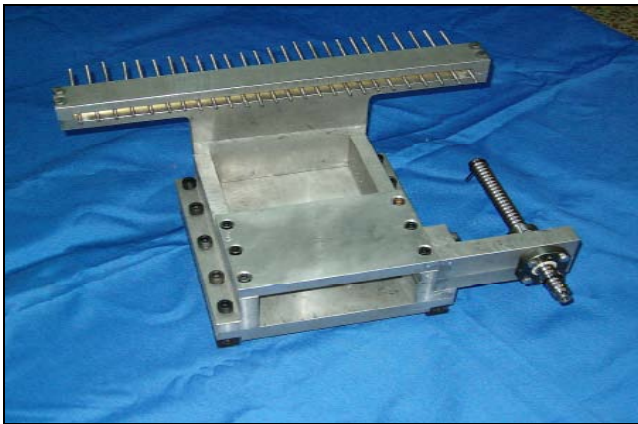
شکل ۱- نمای فوقانی از سیستم مولتی لیف کولیماتور آزمایشی

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 تعبیه شده است. ابعاد 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 تعبیه 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

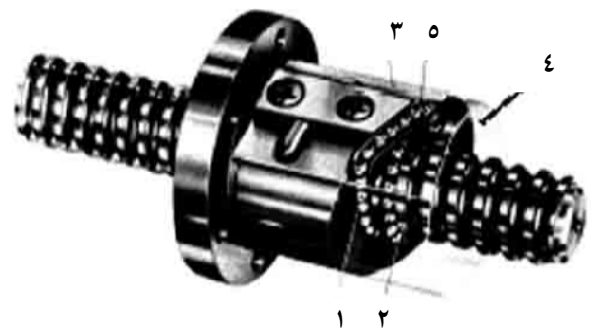
ساعت و یا در خلاف جهت آن حامل تیغه ها به ترتیب از محور مرکزی تابش دور یا به آن نزدیک می شود. شکل (۴) نمای کناری از حاملین تیغه ها است.



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<sup>۱</sup> قرار می گیرد. مجموعه ی ریل و محفظه غلتکی، یک یاتاقان حرکت خطی غیر بازگشتی<sup>۲</sup> تشکیل می دهد [۱۱،۱۳]. شکل (۵) تصویری از این گونه یاتاقانهای خطی می باشد. مطابق تقسیم بندی شکل (۵) یک یاتاقان خطی از دو جزء محفظه غلتکی و ریل<sup>۳</sup> تشکیل می شود.

غلطشی 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 غلغلی به جای مالشی می باشد، میزان سایش بسیار کمتر است و این امر باعث بهبود در میزان دقت 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.

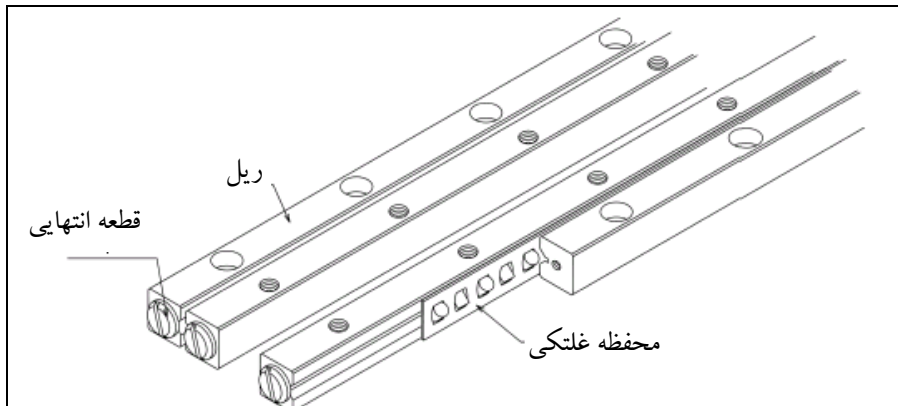


- ۱- ساچمه های فولادی
- ۲- شفت پیچ
- ۳- مهره ساچمه ای
- ۴- کاسه نمد
- ۵- لوله بازگشتی ساچمه

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



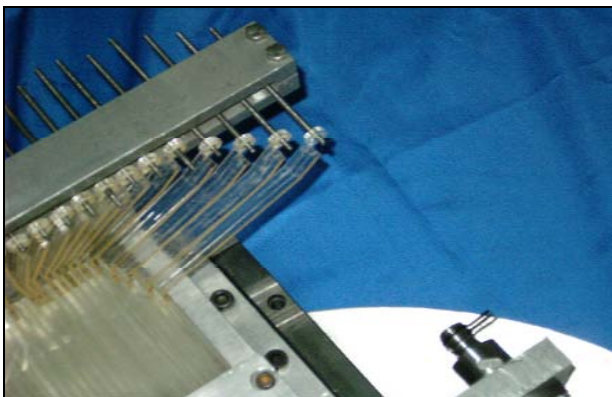
شکل ۵- یاتاقان خطی: ریل-محفظه غلتکی

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 ساچمه ای است. علت این امر نیز سطح تماس بزرگتر غلتکهای استوانه ای نسبت به غلتکهای ساچمه 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.



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

### ۲-۳- پایه نگهدارنده پیچ های حرکتی تیغه ها

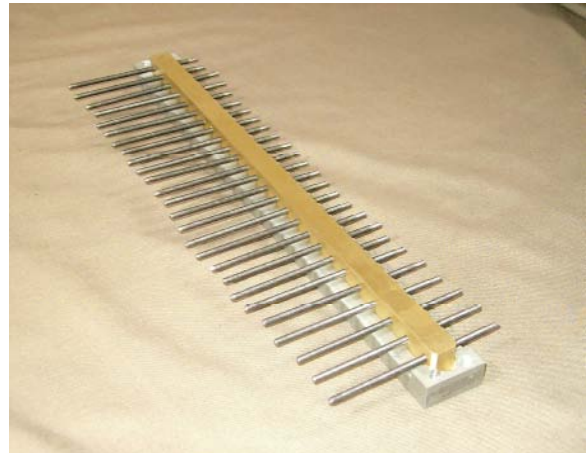
این بخش که بر روی حامل تیغه ها نصب می شود نقش موثری در حرکت تک تک تیغه ها ایفا می کند. نمایی از این قسمت سیستم در اشکال (۷ و ۶) ارائه شده است.



نمود. اصولاً تیغه های سیستم مولتی لیف کولیماتور از آلیاژ تنگستن ساخته می شوند [۴، ۱۴]. از مزایای این آلیاژ به نکات زیر می توان اشاره داشت:

- در مقایسه با سرب که از جمله مواد تضعیف کننده اشعه یونساز محسوب می شود 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 می شود و انجام زیتترینگ<sup>۱</sup> در دمای نسبتاً پایین به انجام می رسد، اما تفاوت دانسیته میان آلیاژ تنگستن ( $17.6-18.5 \text{ g/cm}^3$ ) و تنگستن خالص ( $18.5 \text{ g/cm}^3$ ) بسیار اندک است. معیار ضخامت تیغه ها تضعیف اشعه به میزان  $5-4 \text{ HVL}$  یا کاهش شدت تا حد  $5\%$  شدت پرتوهای اولیه است. چنین معیاری باعث می شود تا ضخامت تیغه ها در حدود  $5$  سانتیمتر باشد. با توجه به هزینه بالای ساخت چنین آلیاژی، در نمونه آزمایشی (سیستم مشهد) تیغه ها از آلومینیوم ساخته شدند تا در این مرحله چگونگی پیکربندی و طرح سیستم مولتی لیف کولیماتور مشخص شود. از تیغه های پرسپکس برای ساخت تیغه های آلومینیومی استفاده گردید. از شیار و زبانه<sup>۲</sup> در تیغه های مجاور استفاده شد تا مشکل عبور اشعه از فضای میان تیغه ها منتفی گردد. در صورت عدم دقت کافی در طراحی و تهیه تیغه ها مشکل تماس و سایش آنها پیش خواهد آمد. این موضوع در نمونه آزمایشی نیز لحاظ شد. شکل (۹) نمای کناری از این تیغه ها می باشد.

همانگونه که در شکل (۸) مشاهده می شود، در داخل پایه نگهدارنده قطعه ای از جنس برنج تعبیه شده که نقش مهره را برای هر یک از پیچهای حرکتی تیغه ها ایفا می کند.



شکل ۸- قطعه برنجی

بعد از  $26$  بار سوراخکاری این قطعه و با به کار بردن قلاویز M4 گام  $0.7$  میلیمتر تک تک این سوراخها رزوه شده است. این قطعه برنجی نقش مهره پیچ های حرکتی تیغه ها را ایفا می کند. بر روی تک تک این پیچ ها یک موتور الکتریکی نصب می شود. برای حرکت مستقل تیغه ها مجموعاً به  $52$  موتور الکتریکی نیاز است. نیروی چرخشی شفت این موتورها توسط یک سری اهرمهایی، از جنس پرسپکس، به تیغه ها انتقال داده می شود. این پیچ های حرکتی از نوع پیچ های تماسی کشویی می باشد [۱۲] و به نام پیچ های رزوه مثلثی شناخته می شوند. این احتمال وجود دارد که در صورت عدم تقارن استوانه ای بسیار جزئی، در این پیچها مشکل سایدگی در قطعه برنجی رخ دهد. در صورت بروز چنین مشکلی به راحتی می توان قطعه برنجی را تعویض نمود.

## ۲-۴- تیغه ها

تیغه های 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

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

2- Tongue and groove

#### 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 اندکی 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 ساچمه ای است که به علت محدودیت در مکان نصب و افزایش دقت مکانی تیغه ها از نوع بسیار ریز<sup>۱</sup> آن با گام ۱-۰/۵ میلیمتر باید به کار گرفته شود [۱۵]. هر چند بدلیل آزمایشی بودن سیستم فعلی از پیچهای ساچمه 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 کاملاً خطی است. وضعیت تک کانونی معرف حالتی است که راستای طرفین تیغه ها در چشمه کانونی می شود. حرکت تیغه ها در این سیستمها خطی است و انتهای تیغه ها تنها در موقعیت محور مرکزی در چشمه کانونی می شود. برای اینکه نیم سایه انتهای تیغه ها مستقل از موقعیت آنها باشد، انتهای تیغه ها هلالی 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 پنومبر<sup>۲</sup> سود می جوید، اما طراحی مکانیکی و ساخت آن به تجهیزات بسیار پیشرفته نیازمند است. هر چند سیستم مولتی لیف کولیماتور مشهود 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 ایزوستر سیستم های شتابدهنده واریان در حدود ۴۰۰ میلیمتر خواهد بود.

پهنای تیغه ها ۵ میلیمتر است که در ایزوستر 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 ایزوستر 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 مروی، مهندس ایمان فرهمند و مهندس مصطفی کمالی در طراحی و ساخت بخش کنترل سپاسگزاری می گردد.

## تشکر و قدردانی

نویسندگان 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, Willcut 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. 41<sup>st</sup> annual meeting of the American Association of Physicists in Medicine. July 25-29, 1999 Nashville Tennessee.
11. Linear motion sytem 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 41<sup>st</sup> annual meeting of the American Association of Physicists in Medicine, July 25-29, 1999 Nashville, Tennessee