

بسم الله الرحمن الرحيم

٤٢٤٨٤



پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی هسته‌ای (پرتوپزشکی)

شبیه سازی و الگازه گیری پارامترهای دزیمتری چشممه سزیم ۱۳۷ برآکی تراپی بر اساس
پروتکل TG-43 به کمک TLD و شبیه سازی مونت کارلو

به وسیله‌ی

صدیقه سینا

استاد راهنمای

دکتر رضا فتحی‌بی

دکتر علی سلیمانی میکونی

۱۳۸۶/۰۷/۱۰

شهریور ماه ۱۳۸۶

۴۲۴۱۴

به نام خدا

شبیه سازی و اندازه گیری پارامتر های در بستره چشمیه سریم ۱۳۷ برآکی تراوی برو
اساسن بروتکل TG-43 به کمک TLD و شبیه سازی مونت کارلو

به وسیله ی

صدیقه سینا

پایان نامه ارائه شده به تحصیلات تکمیلی به عنوان بخشی از فعالیت های تحصیلی
لازم برای اخذ درجه کارشناسی ارشد

در رئاسته ی

مهندسی هسته ای، مهندسی پرتو پزشکی

از دانشگاه شیراز

شیراز

جمهوری اسلامی ایران

ارزیابی شده توسط کمیته پایان نامه با درجه: عالی

دکتر رضا حقیقی، استادیر بخش مهندسی هسته ای دانشگاه شیراز (رئیس کمیته)
دکتر علی سلیمانی میتوونی، استاد دانشگاه کنستاکی امریکا
مهندس سیمین ملکی زاده، هریب بخش مهندسی هسته ای دانشگاه شیراز
دکتر محمد امین مصلح شیرازی، استادیار دانشگاه علوم پژوهشی شیراز

شهریور ماه ۱۳۸۶

تقدیم به

پدر و مادرم

سپاسگزاری

با سپاس و تشکر فراوان از راهنمایی های ارزنده ی اساتید گرانقدر، آقایان دکتر رضا فقیهی و دکتر علی سلیمانی میگوینی که مسئولیت راهنمایی این پژوهه را به عهده داشتند و با تشکر فراوان از اساتید محترم ، خصوصا خانم مهندس سمین مهدی زاده و جناب آقای دکتر محمد امین مصلح شیرازی که در طی انجام پژوهه از مشاوره ی ارزنده ی ایشان برخوردار بوده ام، در ضمن از جناب آقای دکتر پریز از اسپانیا و سرکار خانم روانفر از بیمارستان نمازی کمال تشکر و قدردانی را دارد.

چکیده

شبیه سازی و اندازه گیری پارامتر های دزیمتری چشمہ سزیم ۱۳۷ برآکی تراپی بر اساس پروتکل TG-43 به کمک TLD و شبیه سازی مونت کارلو

به وسیله‌ی:

صدیقه سینا

برآکی تراپی یک روش درمانی است که در آن چشمہ های رادیواکتیو آب بندی شده برای پرتودهی تومورهای بد خیم نواحی مختلف بدن از جمله مغز، سر، گردن، پروستات و رحم، از فاصله‌ی نزدیک به کار گمارده می‌شوند. قبل از استفاده از چشمہ های برآکی تراپی، دانش کاملی از نحوه‌ی توزیع دز در اطراف آن، امری ضروری است. چشمہ‌ی سزیم ۱۳۷ سلکترون، یکی از چشمہ های با نرخ دز کم است که در سیستم های بارگذاری از راه دور برای درمان سرطان های مختلف، از جمله سلطان های روده و رحم استفاده می‌شود. این سیستم متشکل از چشمہ های فعال و غیر فعال کروی به قطر ۲،۵ میلیمتر است که با چینش های متنوع آن ها درون اپلیکاتور فولادی، می‌توان توزیع های دز مختلفی را به وجود آورد. در این تحقیق، ابتدا توزیع دز در اطراف یک چشمہ‌ی کروی با تکنیک های مونت کارلو توسط کد MCNP4C و اندازه گیری عملی توسط دزیمتری ترمولومینسانس TLD بررسی گردید. کلیه ای آزمایش های مربوط به این تحقیق، در دو فانتوم مکعبی مجزا از جنس پلکسی گلاس با ابعاد 30cm×30cm×30cm با طراحی های خاص، انجام گرفت. برای این منظور، حفراتی بر روی این فانتوم ها به منظور قرار گرفتن چیپس های TLD حفر گردید و پس از پرتودهی، TLD ها توسط سیستم قرائت مدل هارشا ۴۵۰۰ خوانده شدند. نتایج دزیمتری تجربی و مونت کارلو، برای یک چشمہ‌ی کروی فعال برای تعیین پارامتر های دزیمتری این چشمہ از جمله ثابت نرخ دز Λ ، تابع دز شعاعی (r) g و تابع ناهمسانگردی (r, θ) $F(r, \theta)$ استفاده گردید. در انتها نیز با استفاده از این پارامترها، توزیع دز در اطراف ۲۷ چینش مختلف، متشکل از ۶ چشمہ‌ی فعال و غیر فعال به دست آمد.

فهرست مطالب

صفحه

عنوان

	فصل اول، مقدمه
۱	- مقدمه
۲	۱-۱- چشمی سزیم -۱۳۷
۳	۱-۲- اپلیکاتورها و سیستم های بارگذاری از راه دور
۴	۱-۳- چشمی سزیم سلکترون با سیستم بارگذاری از راه دور
	فصل دوم، تئوری
۷	۲- تئوری
۷	۱-۱- محاسبات دز در برآکی تراپی
۷	۱-۲- محاسبه دز بر اساس نرخ تابش
۹	۱-۱-۱- (الف) محاسبه دز جذب شده در هوا
۹	۱-۱-۲- (ب) محاسبه دز جذب شده در ماده
۱۱	۱-۲- دزیمتری بر اساس پروتکل TG-43
	(Modular Dose Calculation Method(TG-43))
۱۲	۱-۲-۱-۱- فرمالیسم کلی دو بعدی
۱۳	۱-۲-۱-۲- (الف) قدرت Air-Kerma
۱۵	۱-۲-۱-۲- (ب) ثابت نرخ دز (Λ)
۱۶	۱-۲-۱-۲- (ج)تابع هندسی $(G(r,\theta))$
۱۷	۱-۲-۱-۲- (د)تابع دز شعاعی $(g(r))$
۱۷	۱-۲-۱-۲- (ه)تابع ناهمسانگردی دو بعدی
۱۸	۱-۲-۱-۲- فرمالیسم کلی یک بعدی
۱۹	۱-۲-۱-۲- (الف)تابع ناهمسانگردی یک بعدی
۱۹	۱-۲- رابطه ای بین پارامتر های فرمالیسم TG43 و پارامتر های دیگر در سایر فرمالیسم ها
۱۹	۱-۲-۲- فاکتور افزایش جذب انرژی
۲۰	۱-۲-۲-۲- فاکتور تضعیف بافت: $T(r)$
۲۱	۱-۲-۲-۲- تابع شعاعی قدیمی تر (Dale's)
۲۲	۱-۲-۲-۴- رابطه ای بین ثابت نرخ دز و سایر کمیت های دزیمتری
۲۲	۱-۲-۵- به کار گیری مدل چشمی نقطه ای برای یک سیستم مرسوم طراحی درمان

عنوان

صفحه

فصل سوم، دزیمترهای مورد استفاده در دزیمتری چشمه های برآکی تراپی	
۱-۳-۱- دزیمترهای مورد استفاده در دزیمتری چشمه های برآکی تراپی	۲۵
۱-۳-۲- دزیمتری ترمولومینسانس	۲۶

فصل چهارم، کد محاسباتی MCNP4C

۴-۱- دزیمتری توسط کدهای محاسباتی	۳۱
۴-۲- کد محاسباتی MCNP4C	۳۲
۴-۳- فرمت فایل ورودی کد MCNP4C	۳۳
۴-۴- خط عنوان (title card)	۳۴
۴-۵- قسمت مربوط به سلول (Cell Cards)	۳۴
۴-۶- قسمت مربوط به صفحات (Surface Cards)	۳۴
۴-۷- کارت های داده (DATA CARDS)	۳۶
۴-۸- نحوه اجرای برنامه MCNP	۳۹

فصل پنجم، پیشینهٔ تحقیق

۴۲- مروری بر تحقیقات انجام شده

فصل ششم، مراحل انجام پروژه

۶- روش انجام کار	۴۹
۶-۱- دزیمتری تجربی با استفاده از چیپس های TLD	۴۹
۶-۱-۱- دزیمتری نهائی	۵۱
۶-۲- با استفاده از شبیه سازی توسط کد مونت کارلو	۵۵
۶-۱-۲- دزیمتری یک تک چشمه سزیم بدون اپلیکاتور با شبیه سازی	۵۶
۶-۲-۲- دزیمتری یک تک چشمه سزیم با اپلیکاتور توسط شبیه سازی	۵۷
۶-۲-۲-۱- (الف) شبیه سازی تابع دز ساعی و sk	۵۷
۶-۲-۲-۲- (ب) شبیه سازی تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$	۵۸
۶-۳- به دست آوردن توزیع دز ناشی از ترکیب های ۵ تائی اکتیو و غیر اکتیو	۵۸

فصل هفتم، نتایج

۷-۱- نتایج دزیمتری تجربی به کمک تی ال دی	۶۱
۷-۱-۱- ثابت نرخ دز (A)	۶۱

صفحه	عنوان
٦١	۲-۱-۷- تابع دز شعاعی (r, θ) و تابع هندسی $G(r, \theta)$
٦٤	۳-۱-۷- تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$
٦٥	۲-۲-۷- با استفاده از شبیه سازی توسط کد مونت کارلو
٦٥	۱-۲-۷- شبیه سازی یک چشمہ ی کروی بدون اپلیکاتور
٦٧	۱-۱-۲-۷- تقریب چشمہ ی نقطه ای
٦٧	۲-۲-۷- شبیه سازی یک چشمہ ی کروی با اپلیکاتور
٦٩	۳-۳-۷- توزیع دز ناشی از ترکیبی از سورس های اکتیو و غیر اکتیو
٧٢	منابع و مأخذ.
	ضمایم
٨٠	پیوست الف برنامه ای matlab جهت محاسبه ی $G(r, \theta)$
٨٢	پیوست ب برنامه ای matlab جهت به دست آوردن نرخ دز در اطراف ۲۷ چینش مختلف برای زوایای ۳ تا ۹۰ درجه
٨٧	پیوست ج برنامه ای matlab جهت به دست آوردن نرخ دز در اطراف ۲۷ چینش مختلف برای زوایای ۹۰ تا ۱۸۰ درجه
٩٢	پیوست د توزیع دز در اطراف چینش های مختلف چشمہ ها

فهرست جداول

عنوان	صفحة
جدول ۱-۳ : پارامتر های دو فرایند گرمادهی	۲۸
جدول ۴-۱: کارت های سطح در MCNP	۳۵
جدول ۴-۲: متغیر های مورد استفاده در تعریف سورس	۳۷
جدول ۴-۳: تالی های MCNP	۳۹
جدول ۶-۱: تعیین زمان پرتودهی	۵۲
جدول ۷-۱: تابع دز شعاعی بر حسب فاصله از مرکز چشم	۶۲
جدول ۷-۲: مقادیر تابع هندسی $G(r,\theta)$ در زوایای مختلف با خطا فرض کردن تک چشمی سزیم	۶۳
جدول ۷-۳: تابع دز شعاعی $g_L(r)$ بر حسب فاصله از مرکز چشم	۶۳
جدول ۷-۴: مقادیر اندازه گیری شده ای تابع ناهمسانگردی توسط دزیمتری TLD	۶۴
جدول ۷-۵: تابع دز شعاعی در فواصل مختلف بر اساس شبیه سازی مونت کارلو	۶۶
جدول ۷-۶: مقادیر تابع دز شعاعی نقطه ای و خطی بر حسب فاصله از مرکز چشم	۶۸
جدول ۷-۷: مقادیر تابع ناهمسانگردی در فواصل مختلف از چشم بر حسب زاویه نسبت به محور طولی اپلیکاتور	۶۴
جدول ۷-۸: توزیع دز در چینش ۶ تائی اکتیو در فواصل مختلف و زوایای ۳ تا ۹۰ درجه	۷۰
جدول ۷-۹: توزیع دز در چینش ۶ تائی اکتیو در فواصل مختلف و زوایای ۱۲۰ تا ۱۷۷ درجه	۷۰

فهرست شکل ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱ : شمای استحاله‌ی Cs-137	۳
شکل ۱-۲: ساختمان چشم‌های کروی سزیم.	۴
شکل ۱-۳ : دستگاه سلکترون	۸
شکل ۲-۱ : دیاگرامی جهت نشان دادن روابط هندسی استفاده شده برای به دست آوردن تابش ناشی از یک چشم‌های خطی در نقطه‌ی p	۸
شکل ۲-۲: سیستم مختصات مورد استفاده در محاسبات دزیمتری برآکی تراپی	۱۳
شکل ۲-۳: هندسه‌ی شماتیک برای تعیین قدرت چشم‌های برآکی تراپی. فاصله ۱، باید به اندازه‌ی کافی بزرگ باشد که چشم‌های آشکارساز نسبت به هم نقطه‌ای به نظر برسند.	۱۵
شکل ۲-۴: نحوه‌ی به دست آوردن طول فعال چشم‌های در صورتی که اکتیویته در قرص‌های کروی توزیع شده باشد.	۱۶
شکل ۲-۵: نحوه‌ی به دست آوردن طول فعال چشم‌های در چشم‌های با طول بیشتر از ۴،۵ میلیمتر	۱۷
شکل ۱-۴ : برخورد نوترون با ماده	۳۱
شکل ۶-۱: نمایی از set up تجربی فانتوم استفاده شده برای اندازه‌گیری ثابت نرخ دز (Δ) وتابع دز شعاعی (r _g), دایره‌ها مکان قرار گرفتن چیپس‌های TLD را نشان می‌دهند.	۳۳
شکل ۶-۲: (الف) شکل بندی و نحوه‌ی قرار دادن چشم‌های در فانتوم (ب) قطعه‌ی مرکزی فانتوم ساخته شده.	۵۳
شکل ۶-۳: نمایی از Set up تجربی فانتوم استفاده شده ، برای محاسبه‌ی فاکتور ناهمسانگردی	۵۴
شکل ۶-۴: (الف) نحوه‌ی قرار گرفتن چشم‌های اپلیکاتور در درون فانتوم ناهمسانگردی (ب) قطعه‌ی مرکزی فانتوم ساخته شده	۵۵
شکل ۶-۵: چینش چشم‌های کروی	۵۹
شکل ۶-۶: توابع دز شعاعی با فرض های چشم‌های نقطه‌ای وخطی	۶۴
شکل ۶-۷: تابع نا همسانگردی برای فواصل مختلف در زوایای مختلف	۶۵
شکل ۶-۸: تابع دز شعاعی بر حسب فاصله از مرکز چشم‌های (به دست آمده توسط کد مونت کارلو)	۶۶
شکل ۶-۹: $I^2 \times r^2 / Sk(r)$ بر حسب فاصله از مرکز چشم‌های و مقایسه با تقریب چشم‌های نقطه‌ای میز برگر	۶۷

عنوان

صفحه

شکل ۷-۵: تابع دز شعاعی نقطه‌ای و خطی بر حسب فاصله از مرکز چشم	۶۸
شکل ۷-۶: تابع ناهمسانگردی در فواصل مختلف از چشم بر حسب زاویه نسبت به محور طولی اپلیکاتور	۶۹
شکل ۷-۷: چینش ۱۲۳۴۵۶ معرف ۶ چشمۀ اکتیو کروی	۷۰
شکل ۷-۸: توزیع دز در اطراف ترکیب ۶ تائی اکتیو برای زوایای ۳ تا ۹۰ درجه	۷۱
شکل ۷-۹: توزیع دز در اطراف ترکیب ۶ تائی اکتیو برای زوایای ۳ تا ۹۰ درجه	۷۱

فهرست نشانه های اختصاری

AAPM	<i>American Associations of Physics in Medicine</i>
D'(r, θ)	<i>Dose rate at (r, θ)</i>
F(r,θ)	<i>anisotropy function</i>
g(r)	<i>Radial dose function</i>
G(r, θ)	<i>Geometry function</i>
HDR	<i>High Dose Rate</i>
Λ	<i>Dose rate constant</i>
LDR	<i>Low Dose Rate</i>
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle transport</i>
MDR	<i>Medium Dose Rate</i>
SK	<i>Strength of brachytherapy source, Air-Kerma Strength</i>
TLD	<i>ThermoLuminescence Dosimeters</i>
T(r)	<i>Tissue attenuation factor</i>

فصل اول

مقدمه

۱- مقدمه

پرتو درمانی یکی از روش های متداول درمان تومورها و بافت های سرطانی می باشد که به دو نوع تله تراپی (درمان خارجی) با اشعه X و چشم های رادیوایزو توبی و براکی تراپی (درمان داخلی) تقسیم می شود.

براکی تراپی یک روش درمانی است که در آن چشم های رادیواکتیو آب بندی شده برای پرتو دهی تومورهای بدخیم از فاصله i نزدیک به کار گمارده می شود. این روش درمانی نقش مهمی در درمان سرطان های نواحی مختلف بدن از جمله معز، سر، گردن، پروستات، رحم و ... دارد. [1]

براکی تراپی دو روش متفاوت دارد. روش اول، پرتو دهی درون حفره ای می باشد که در آن، چشم های رادیواکتیو درون حفره های بدن در جوار تومورها قرار می گیرد و آن را در معرض پرتوگیری قرار می دهد. روش دوم براکی تراپی "interstitial" است که در آن سیدهای رادیواکتیو مستقیماً در حجم تومور کاشته می شوند. [2]

در براکی تراپی دز بالائی به بافت تومور وارد می شود در صورتی که در بافت های سالم اطراف تومور پرتوگیری به شدت کاهش می یابد. در گذشته، درمان به روش براکی تراپی اغلب با چشم های رادیم و رادن صورت می گرفت. امروزه، افزایش چشم های رادیونوکلئیدی مصنوعی تولید شده از جمله $Cs-137$, $Ir-192$, $Au-198$, $I-125$, $Pd-103$ و ابزار های اتوماتیک با توانائی کنترل از راه دور جهت کاهش پرتوگیری تابش ناشی از چشم های با اکتیویته ای بالا، تمايل به استفاده از این روش درمانی را افزایش داده است. [3] این شاخه از پرتو درمانی، بر حسب میزان نرخ دزی که به بدن می دهد، به سه گروه زیر تقسیم می شود.

→ منابع با نرخ دز پائین (low dose rate [LDR]) با نرخ دز $0,5$ تا 2 سانتی گری
بردقيقه

→ منابع با نرخ دز متوسط (medium dose rate [MDR])

→ منابع با نرخ دز بالا (High dose rate [HDR]) با نرخ دز 12 سانتی گری بر
دقيقه [3]

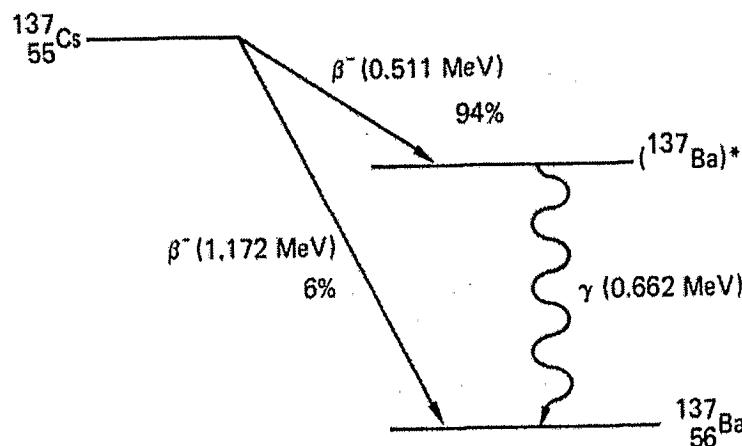
مهتمرين مسئله در حوزه ای درمان به روش براکی تراپی نحوه ای توزيع دز در بافت مورد نظر می باشد، در واقع چشم ها باید طوری در بدن قرار گيرند که بافت ناسالم تومور بيشترین ميزان دز را دريافت کند و بافت های سالم اطراف آن، كمترین ميزان دز را دريافت کند. برای اين منظور، به دست آوردن نحوه ای توزيع دز در اطراف چشم در بدن بيمار قبل از انجام درمان، امری ضروري است که به اين فرایند، طراحی درمان می گوئیم.

از زمانی که برآکی تراپی به صورت کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته است، رادیوتراپیست‌ها همواره به دنبال روش‌های برای به دست آوردن منحنی‌های توزیع دز بوده‌اند. درابتدا، محاسبات توزیع دز در نقاط مختلف در اطراف چشم، با استفاده از روش انتگرالی سیورت انجام می‌گرفت که این محاسبات مستلزم محاسبه‌ی پارامترهای بود که به دست آوردن این پارامترها امری پیچیده و مشکل است. امروزه با پیشرفت تکنولوژی، شبیه‌سازی سریع و دقیق منحنی‌های توزیع دز میسر گردیده است.

۱-۱- چشم‌های سزیم

هدف از این تحقیق، به دست آوردن نحوه‌ی توزیع دز در بدن در برآکی تراپی با چشم‌های سزیم است. سزیم ۱۳۷، یک رادیوایزوتوپ گاما‌است که به عنوان جایگزینی برای چشم‌های رادیم در هر دو نوع برآکی تراپی درون حفره‌ای و interstitial استفاده می‌گردد. این سورس‌ها به فرم پودرهای غیر قابل حل و یا گوی‌های سرامیکی نشان دار با سزیم ۱۳۷ تولید می‌شوند و توسط دو لایه فولاد زنگ نزن به فرم سیده‌ها یا سوزن‌هایی در می‌آیند. مزیت سزیم نسبت به رادیم، مسئله‌ی حفاظت گذاری است، از آنجا که ضخامت لایه‌ی نیم جذب (HVL) سزیم کمتر از رادیم است، پس به حفاظت کمتری نیاز دارد و خطر کمتری نیز به دنبال دارد. سزیم با نیمه عمر ۳۰ ساله می‌تواند بدون تعویض، به مدت ۷ سال به طور کلینیکی مورد استفاده قرار گیرد، گرچه زمان درمان باید برای واپاشی رادیو اکتیو، ۲٪ به ازای هر سال نیز تصحیح شود.

شمای استحاله‌ی Cs-137 در شکل ۱-۱ نشان داده شده است.



شکل ۱-۱ : [3] شمای استحاله‌ی Cs-137

چنانچه از شکل ۱-۱ پیداست، Cs-137 با واپاشی β به باریم ۱۳۷ واپاشی می کند و در پی ۹۴٪ این واپاشی ها، Ba-137 با واپاشی گاما به Ba-137 پایدار واپاشی می کند. ذرات بتا و اشعه های X شاخص کم انرژی تولید شده، توسط پوشش چشم می که معمولاً از جنس فولاد زنگ نزن است، جذب می شوند طوری که چشم می کلینیکی ساطع کننده ی گامای خالص است.^[3]

۱-۲- اپلیکاتورها و سیستم های بارگذاری از راه دور

اپلیکاتورهای متنوعی جهت ثابت نگه داشتن چشم می های برآکی تراپی درون حفره ای استفاده می شوند. برای مثال یک cervix اپلیکاتور، از یک تیوب مرکزی به نام تاندم و کپسول های جانبی یا اویدها تشکیل شده است که این کپسول ها توسط اسپیسر ها از هم جدا می شوند.

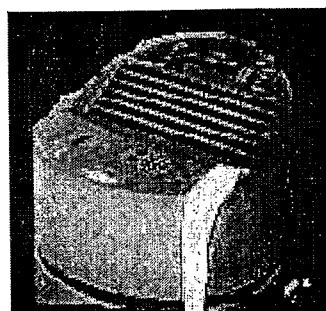
امروزه، اغلب از ابزارهایی استفاده می شود که بارگذاری چشم رادیواکتیو را بعد از قرار دادن اپلیکاتور و بررسی قرار گرفتن مناسب آن ها در بدن بیمار توسط رادیوگرافی، ممکن می کند. در تکنیک های بارگذاری دستی، بیمار و پزشک مسئول، در حین آماده سازی و قرار دادن چشم در داخل اپلیکاتور هایی که از پیش در بدن بیمار قرار داده شده اند، در معرض پرتوگیری قرار می گیرند. سیستم های جدید بارگذاری، از راه دور کنترل می شوند و به این ترتیب نیازی به تماس مستقیم با منابع تابش نیست. به این ترتیب که چشم می بلا فاصله پس از استفاده به محفظه ای اصلی خود باز می گردد تا منجر به پرتوگیری اضافه ای بیمار نگردد.^[3]

۱-۳- چشم سزیم سلکترون با سیستم بارگذاری از راه دور

این چشم، که شامل قرص های کروی ۲/۵ میلیمتری می باشد که قطر هسته های فعال آن، ۱/۵ میلیمتر است و با ۰/۵ میلیمتر فولاد پوشانده شده اند. (شکل ۱-۲) با کنار هم قرار دادن چشم های کروی اکتیو و غیر اکتیو(dumy)، می توانیم توزیع های متفاوت دز را به دست آوریم. سپس چینش انتخاب شده ی چشم، وارد اپلیکاتور می شود.



شکل ۱-۲: ساختمان چشم های کروی سزیم



شکل ۳-۱ : دستگاه سلکترون

گریسبی و همکاران در سال ۱۹۹۲ دزیمتری این گونه چشمها را انجام دادند. آن‌ها ثابت کردند که می‌توان با برخی چینش‌های خاص این کره‌های اکتیو و غیراکتیو، توزیع دزی معادل توزیع دز چشم استوانه‌ای به دست آورد. این افراد، نرخ دز سطحی در صفحه‌ی مرکزی را برای چینش‌های متفاوت pellet‌ها با سورس سزیم استوانه‌ای مقایسه کردند.

چنانچه ذکر شد، آگاهی از نحوه‌ی توزیع دز در اطراف هر چشم براکی تراپی جهت انجام یک طراحی درمان بهینه امری ضروری است. در قدیم توزیع دز در اطراف یک چشم براکی تراپی را توسط روابط انتگرالی سیورت به دست می‌آوردن. در حالی که این فرمالیسم قدیمی نیازمند دانستن λ و ضریب تضعیف موثر فیلتر به عنوان تابعی از ضخامت و فاکتور‌های تضعیف بافت می‌باشد، که به دست آوردن هر یک از این فاکتورها بسیار مشکل است. به این منظور AAPM گزارش شماره‌ی ۴۳ را انتشار داد که نیازی به اندازه گیری این پارامتر‌ها ندارد، به طوری که با اندازه گیری توزیع نرخ دز در اطراف یک چشم براکی تراپی توسط دزیمترهای چون تی ال دی و ژل دزیمتر‌ها و یا توسط کد مونت کارلو، می‌توان پارامتر‌های مربوطه را به دست آورد.

با داشتن این پارامترها برای یک چشم ویژه‌ی براکی تراپی مثل سزیم، به راحتی نرخ دز در نواحی با فواصل مختلف در اطراف چشم به دست می‌آید. به نحوی که می‌توان برای هر بیمار، روش درمانی مناسب را به دست آورد.

هدف از انجام این پروژه، به دست آوردن این پارامتر‌ها برای چشم سزیم براکی تراپی (Selectron LDR/MDR) مورد استفاده بیمارستان نمازی شیراز می‌باشد.

فصل دوم

تئورى

۲- تئوری

۲-۱- محاسبات نرخ در برآکی تراپی

۲-۱-۱- محاسبه نرخ تابش اساس

توزیع نرخ پرتوگیری در اطراف یک چشم خطی برآکی تراپی می‌تواند توسط انتگرال سیورت که در سال ۱۹۲۱ توسط سیورت معرفی شد، محاسبه شود. این روش که بر پایه تقسیم چشم خطی به چشمه‌های کوچک اولیه و اعمال تصحیحات مربوط به هرکدام انجام می‌گیرد. اگر چشم دارای طول فعال L و فیلتراسیون T باشد، به مانند آن چه در شکل ۲-۱ نشان داده است، نرخ تابش dI در نقطه (x, y) ناشی از المان dx توسط رابطه زیر نشان داده می‌شود.

$$dI = \frac{A}{L} \Gamma dx \cdot \frac{1}{r^2} e^{-\mu' t \sec \theta} \quad (1)$$

که A و μ' اکتیویته و ثابت نرخ واپاشی یک چشم فیلتر نشده هستند و Γ ضریب تضعیف موثر است. سایر متغیرها در شکل ۲-۱ نشان داده شده‌اند. و با روابط زیر نشان داده می‌شوند.

$$r = y \sec \theta \quad (2)$$

$$x = y \tan \theta \quad (3)$$

$$dx = y \sec^2 \theta d\theta \quad (4)$$

با انتگرال گیری از معادله ۱ داریم:

$$I(x, y) = \frac{A \Gamma}{Ly} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu' t \sec \theta} d\theta \quad (5)$$

اگر قدرت منبع در یک فاصله s مشخص مانند X_s باشد، آن گاه خواهیم داشت:

$$I(x, y) = \frac{X \cdot s \cdot S^2}{Ly} \cdot e^{\mu' t} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu' t \sec \theta} d\theta \quad (6)$$