

هادران تراپی در درمان سرطان کبد با استفاده از شبیه سازی روش مونت کارلو

علیرضا خزانی^۱، اکبر عبدی سرای^{۲*}

تاریخ دریافت ۱۳۹۸/۰۱/۱۹ تاریخ پذیرش ۱۳۹۸/۰۷/۲۵

چکیده

پیش زمینه و هدف: رایج ترین روش در پرتودرمانی خارجی، استفاده از باریکه های فوتون، پروتون، نوترون و یون های سنگین است. هادران تراپی برای از بین بردن بافت های سرطانی با استفاده از ذرات یونیزان می باشد در صورتی که کمترین آسیب به بافت های سالم برسد، حائز اهمیت است. هدف از این تحقیق ارزیابی میزان دز، انرژی و شار در تومور سرطانی داخل بافت کبد و نیز ذرات ثانویه حاصل از هادران ها، به روش شبیه سازی مونت کارلو Geant4 می باشد.

مواد و روش کار: در این مطالعه ی تحلیلی-کاربردی با استفاده از نرم افزار Geant4، شبیه سازی فانتوم بدن انسان و توموری که در داخل بافت کبد قرار دارد انجام شد. دز عمقی، انرژی و شار برای چشمه های کربن و بوران انرژی های فرودی متفاوت به دست آمد و ناحیه تقریبی بافت هدف به روش برون یابی داده ها تعیین شد.

یافته ها: همان طور که مشاهده شد با افزایش انرژی باریکه فرودی، قله ها پهن تر و بیشینه مقدار آن ها (بیشینه دز جذبی) کاهش می یابد، زیرا برد ذره فقط به انرژی اولیه آن بستگی دارد و بعد از گذراندن دنباله در انتها، در زیر قله براگ، انرژی تخلیه شده برای ذرات با انرژی های مختلف تقریباً یکسان است. طبق شبیه سازی انجام شده بهترین بازه انرژی جهت شروع برهمکنش و ایجاد پیک براگ پرتو فرودی در محدوده هدف (تومور) در این پژوهش، برای بوران از ۱۸۰۵ تا ۲۰۷۵ MeV و برای کربن از ۲۴۱۵ تا ۳۰۱۵ MeV می باشد.

بحث و نتیجه گیری: هادران درمانی از دقت بالاتری نسبت به رادیوتراپی معمولی برخوردار است و آسیب های کمتری به سلول های سالم خارج از محدوده تومور وارد می کند. زیرا در بازه انرژی مفید محاسبه شده، بیشترین دز یا آسیب به تومور وارد می شود. نتایج دز عمقی، انرژی و شار ذرات در تومور داخل بافت کبد فانتوم شبیه سازی شده و مشاهده گردید که هادران ها بعد از طی مسافتی، حداکثر دز و انرژی خود را در ناحیه بافت هدف (تومور) برجای می گذارند.

کلیدواژه ها: فانتوم بدن انسان، پرتودرمانی، یون سنگین، هادران تراپی، روش مونت کارلو، کد Geant4

مجله پزشکی ارومیه، دوره سی ام، شماره هشتم، ص ۶۵۰-۶۳۹، آبان ۱۳۹۸

آدرس مکاتبه: ارومیه، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه ارومیه، تلفن: ۰۴۴۳۱۹۴۲۱۳۳

Email: ak.abdi@urmia.ac.ir or aabdisaray75@gmail.com

مقدمه

هنگامی که پرتوهای تابش از ذرات باردار (پروتون ها، نوترون ها، هلیوم، کربن و اکسیژن و ...) تشکیل شده باشد، پرتودرمانی به نام هادران تراپی تلقی می شود. این ذرات می توانند با پخش شدگی کم، نفوذ کنند و حداکثر انرژی خود را قبل از توقف برجای گذارند که شکل این اثر با عنوان پیک براگ معرفی می شود. این خاصیت باعث می شود تا یک تعریف بسیار دقیق از منطقه خاص که مورد تابش قرار می گیرد، داشته باشیم (۲). مزیت اصلی هادران تراپی در برابر درمان به روش اشعه ایکس، این است که بافت های سالم اطراف تومور آسیب کمتری را متحمل می شوند (۳). برخلاف پرتودرمانی سنتی که هر اتاق درمان با یک شتابدهنده خطی مجهز می شود،

از انواع بیماری های کبدی می توان به یرقان، کبد چرب، هپاتیت، سیروز کبدی و سرطان کبد اشاره کرد. انواع مختلف سرطان کبد از سلول های مختلفی سرچشمه می گیرند، که کبد را می سازند. سرطان اولیه کبدی می تواند به عنوان یک غده منفرد در کبد شروع شود و یا می تواند در بسیاری از قسمت های کبد آغاز شود و افرادی که آسیب کبدی شدیدی دارند احتمال ابتلا به سرطان متعددی خواهند داشت. انواع مختلف درمان برای بیماران مبتلا به سرطان اولیه کبد وجود دارد (۱) که در این پژوهش، سرطان کبد با استفاده از روش پرتودرمانی، هادران تراپی مورد بررسی قرار گرفته است.

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک هسته ای، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

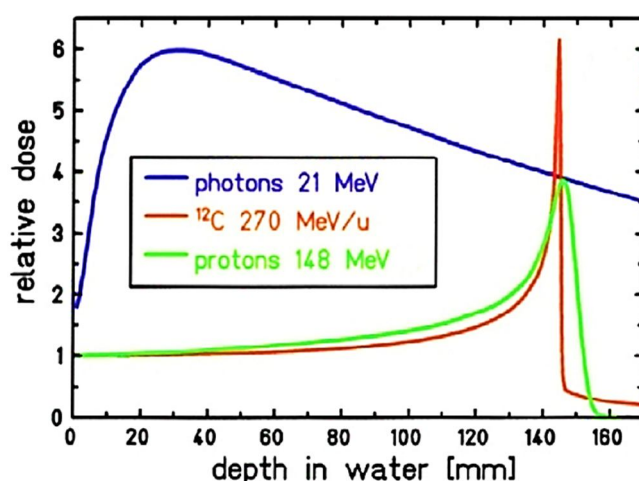
^۲ استادیار مهندسی هسته ای راکتور، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران (نویسنده مسئول)

یکی از معایب فوتون درمانی از نحوه توزیع دز در بافت های سالم که قبل و بعد از تومور قرار گرفته اند ناشی می شود بدین صورت که بخش اعظم دز به بافت های سالم به ویژه قبل از تومور داده می شود و بافت های سالم در معرض تابش فوتون ها قرار می گیرند (۶). ذرات باردار سنگین می توانند بسته به میزان انرژی شان، عمق بیشتری در بافت را طی کنند و بخش اعظمی از انرژی خود را در پایان مسیر به نقطه هدف تحویل و بلافاصله متوقف شوند که بیشینه دز در منحنی شکل شماره (۱) به قله ی براگ معروف است (۷).

از مزیت های جالب فیزیکی ذرات باردار سنگین که در شکل شماره (۲) نشان داده شده، می توان به قابلیت پهن شدگی قله براگ در حجم هدف اشاره نمود بدین طریق که از چندین قله براگ مدوله شده با انرژی های متفاوت می توان بهره جست و با این ویژگی های منحصربه فرد توزیع دز، می توان بافت های سالم را به میزان بیشتری از آسیب های ناخواسته نظیر سرطان های ثانویه (۸) حفظ نموده در شکل شماره (۳) مقایسه توزیع دز با پرتو درمانی اشعه ایکس و پروتون نشان داده شده است.

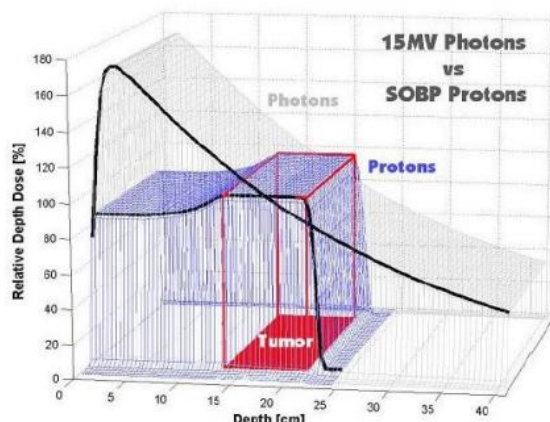
به علاوه ذرات باردار سنگین انتقال انرژی خطی^۱ (LET) بالاتر و در نتیجه اثرات نسبی رادیوبیولوژیکی بیشتری نسبت به فوتون ها و الکترون ها دارند. این بدان معناست که بازده پاسخ درمانی سلول های سرطانی از طریق برهمکنش مستقیم با مولکول DNA در هسته سلول ها و در نتیجه احتمال شکست دوگانه بالا رفته و به علاوه درمان تومورهای مقاوم در برابر ایکس و گاما را امکان پذیر می سازند (۹-۱۱).

در هادران درمانی یک شتاب دهنده برای تمامی اتاق های درمان استفاده می شود (۴)، از این رو انتخاب شتاب دهنده ذرات همیشه مساله مهم و کلیدی در طراحی و تجهیز مراکز هادران درمانی بوده است. در حال حاضر سیکلوترون و سنکروترون دو نوع شتاب دهنده پرکاربرد در درمان با پروتون و کربن محسوب می شوند. با این حال، یک محدودیت اساسی در طراحی سیکلوترون ها جهت شتاب دادن ذرات، وزن و قطر بالای آن ها به علت استفاده از مس در ساخت سیم پیچ ها برای تولید میدان های مغناطیسی قوی بوده است (۵)، اما امروزه با استفاده از مواد ابررسانا در ساخت آهنرباهای سیکلوترون این مشکل تا حد زیادی برطرف شده است. سیستم تحویل دز در هادران درمانی نقش کلیدی را در تمام فرآیند درمان ایفا می کند. از آنجاکه باریکه خروجی از شتاب دهنده بدون شکل (عدم انطباق با شکل تومور) می باشد، سیستم های تحویل دز اجازه تبدیل یک پرتو بدون شکل به توزیع دز سه بعدی را دارند به طوری که با دز محاسبه شده مطابقت داشته باشد. تکنیک های فوتون درمانی طی سالیان زیادی تکامل یافته اند و روش های جدیدی ابداع شده اند که تمامی آنها در نهایت هدف مشترکی را دنبال می کنند، که همان متمرکز کردن دز جذبی روی بافت هدف و تا حد امکان، خارج نگاه داشتن اندام های سالم و به خصوص حساس از حوزه ی تشعشع است. از هادران تراپی برای درمان سرطان، زمانی استفاده می شود که حجم درمان، نزدیک ارگان های حیاتی هستند و با استفاده از پرتوهای ایکس آسیب زیادی می بینند و یا برای درمان کودکان سرطانی و یا جایی که اثرات جانبی پرتو درمانی اهمیت بالایی دارد.

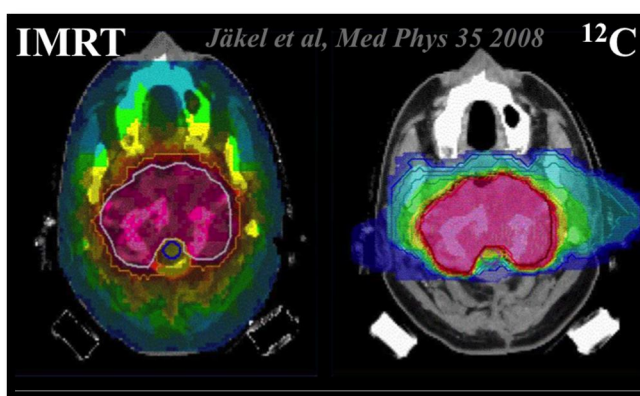


شکل (۱): انرژی حاصل از فوتون ها و پیک براگ هادران ها (۱۲)

^۱Linear Energy Transfer



شکل (۲): قله براگ و پهن شدگی پروتون (۱۳)



شکل (۳): دز برجای مانده در تومور و اطراف تومور. سمت چپ، میزان دز به روش پرتودهی با فوتونها سمت راست، میزان دز به روش پرتودهی با هادرون ها (۱۳)

این کد یک ابزار شبیه‌سازی کاملاً جدید است که به زبان برنامه نویسی ++C نوشته شده است و مبتنی بر روش مونت‌کارلو است (۱۶). روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو تقریباً در تمامی موضوعات فیزیک پزشکی و مهندسی هسته‌ای از جمله حفاظت در برابر اشعه، رادیوتراپی و پزشکی هسته‌ای کاربرد دارد و از دقت آماری بالایی برخوردار است. یکی از تکنیک‌های بسیار کارآمد و مفید برای شبیه‌سازی فرآیندهای آماری و شبه آماری است و اساس این روش مبتنی بر تولید اعداد تصادفی می‌باشد. به‌منظور شبیه‌سازی و تعیین نمودارهای میزان دز عمقی، انرژی و شار حاصل از روش هادرون تراپی در تومور داخل کبد، از نرم‌افزار شبیه‌سازی Geant4 استفاده نموده‌ایم.

برای این منظور ابتدا هندسه و فانتوم بدن انسان، کبد و تومور داخل آن را شبیه‌سازی نموده‌ایم (۱۷). فانتوم شبیه‌سازی شده اجزای نیم تنه بالایی، شامل بخش‌های قلب، ریه‌ها، پانکراس، کبد، معده، استخوان‌ها و پوست می‌باشد (۱۸ و ۱۹).

در طی ۶۰ سال گذشته، هادرون درمانی پیشرفت‌های زیادی را از مراحل تحقیقاتی تا یک روش درمان معتبر برای تومورها به دست آورده است (۱۴).

مواد و روش کار

کد مونت‌کارلوی Geant4:

در این پژوهش برای انجام محاسبات از کد شبیه‌سازی مونت‌کارلوی Geant4 استفاده شده است. این کد توسط کمیته تحقیقات و پیشرفت‌های آشکارسازی سرن به‌منظور ساخت برنامه شبیه‌سازی بر اساس فناوری شیء گرا شکل گرفت، در نهایت این پروژه در دسامبر سال ۱۹۹۸ با انتشار نخستین نسخه کامل شد. ابزار شبیه‌سازی Geant4 در سال ۱۹۷۰ و به‌منظور شبیه‌سازی هندسه و ردیابی ایجاد شد. کد نرم‌افزاری مونت‌کارلو Geant4 به صورت مجموعه نرم‌افزار شامل ترکیبی از ابزارهای کلیدی می‌باشد که به‌طور دقیق قابلیت ترابرد ذرات در ماده را فراهم می‌کند (۱۵).

ابزارشیء‌گرای Geant4 دارای تعدادی مرجع فیزیکی آماده است که با استفاده از این مراجع نیاز به برنامه نویسی برای تعریف فیزیک نخواهیم داشت. این مراجع به‌طور پیوسته بروز رسانی شده و مراجع جدید جایگزین مراجع قدیمی‌تر می‌شوند. در شبیه‌سازی انجام شده از فیزیک لیست استاندارد استفاده شده است.

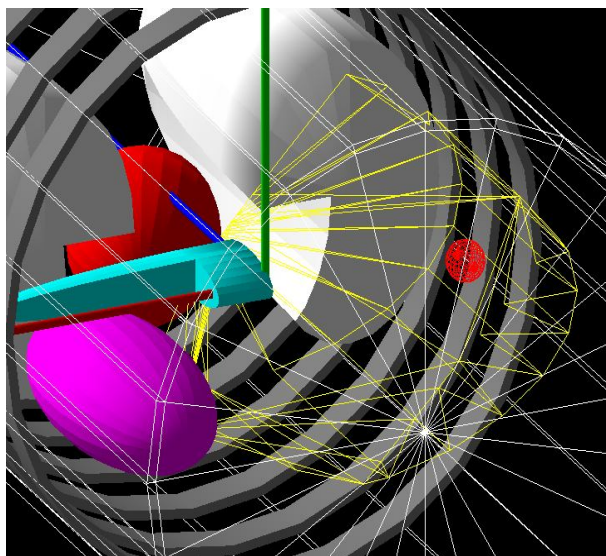
مواد تعریف شده برای اجزای مختلف فانتوم مورد نظر برحسب عناصر تشکیل دهنده و نسبت جرمی هر کدام از آن‌ها در نرم‌افزار شبیه‌سازی Geant4 استفاده شده است. عناصر تشکیل دهنده و نسبت جرمی آن برای مثال در بافت نرم و اسکلت بدن، در جدول‌های شماره (۱) و (۲) آورده شده است.

جدول (۱): مواد تشکیل دهنده بافت نرم و نسبت جرمی آن‌ها

نسبت جرمی	عناصر تشکیل دهنده
۰/۱۰۴۷	H -۱
۰/۲۳۰۲	C -۶
۰/۰۲۳۴	N -۷
۰/۶۳۲۱	O -۸
۰/۰۰۱۳	Na -۱۱
۰/۰۰۰۱۵	Mg -۱۲
۰/۰۰۲۴	P -۱۵
۰/۰۰۲۲	S -۱۶
۰/۰۰۱۴	Cl -۱۷
۰/۰۰۲۱	K -۱۹
۰/۰۰۰۰۶۴	Fe -۲۶
۰/۰۰۰۰۳۲	Zn -۳۰
۰/۰۰۰۰۰۸	Zr -۴۰
۰/۰۰۰۰۰۵۷	Rb -۳۷
۰/۰۰۰۰۰۰۳۴	Sr -۳۸
۰/۰۰۰۰۰۰۱۶	Pb -۸۲

جدول (۲): مواد تشکیل دهنده اسکلت بدن و نسبت جرمی آن‌ها

نسبت جرمی	عناصر تشکیل دهنده
۰/۰۷۰۴	H -۱
۰/۲۲۷۹	C -۶
۰/۳۷۸	N -۷
۰/۴۸۵۶	O -۸
۰/۰۰۳۲	Na -۱۱
۰/۰۰۱۱	Mg -۱۲
۰/۰۶۹۴	P -۱۵
۰/۰۰۱۷	S -۱۶
۰/۰۰۱۴	Cl -۱۷
۰/۰۰۱۵	K -۱۹
۰/۰۹۹۱	Ca -۲۰
۰/۰۰۰۰۰۸	Fe -۲۶
۰/۰۰۰۰۴۸	Zn -۳۰
۰/۰۰۰۰۳۲	Sr -۳۸
۰/۰۰۰۰۱۱	Pb -۸۲



شکل (۵): تعریف مختصات و هندسه تومور به شکل کره قرمز رنگ

یافته‌ها

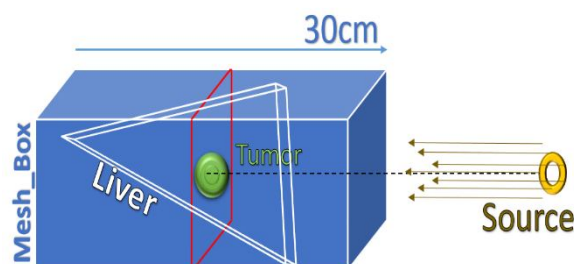
با توجه به تفاوت ماهیت فیزیکی ذرات پروتون و فوتون در پرتودرمانی، پروتون به علت تخلیه انرژی در انتهای مسیر که به قله براگ شناخته می‌شود، مزیت بهتری دارد. پروتون دارای انتقال خطی انرژی بالا می‌باشد و به صورت مستقیم وارد واکنش می‌شود و از طریق پهن شدگی قله‌ی براگ دز مستقیماً به حجم تومور می‌رسد. ذرات باردار برد ثابتی در ماده دارند و آنها در طول مسیر خود در ماده برهمکنش نموده و تولید یونش می‌کنند، وقتی سرعت آنها کم شود؛ توانایی در یونش و برهمکنش نیز افزایش می‌یابد. بنابر این یک قله مناسب با انرژی ذره در عمق ماده‌ی هدف به وجود می‌آید. می‌توان درمان را طوری طراحی کرد که قله براگ در محل تومور قرار گیرد و آثار جانبی و ریسک‌های سرطان ثانویه ناشی از پروتون-تراپی را برآورد و به حداقل رساند. همچنین در رادیوتراپی با اشعه ایکس، بیمار باید چندین جلسه برحسب میزان دز تجویزی اشعه دریافت می‌نماید، درحالی‌که اسکن و تابش دهی در درمان با پروتون یک تا چهار جلسه می‌باشد.

محاسبات در انرژی‌های مختلف انجام شد و داده‌های به دست آمده به صورت نمودارهای دز عمقی، انرژی در عمق و شار رسم شدند.

برای ساخت مواد مورد نیاز، می‌توان از داده‌های موجود در پایگاه داخلی Geant4 استفاده کرد. برای این کار ابتدا باید دستور G4NistManager در کلاس تعیین شده برای ساخت آشکارساز وارد شود.

در این پژوهش چشمه ساخته شده از نوع GPS^۱ می‌باشد. ابزار GPS بخشی از ابزار شیء گرای Geant4 می‌باشد که با استفاده از این مولد، امکان تعریف طیف انرژی و نیز توزیع زاویه‌ای و مکانی ذرات اولیه امکان پذیر می‌باشد.

برای گرفتن خروجی از خطوط فرمان و تعریف مش، استفاده نموده‌ایم. در این روش با استفاده از خطوط فرمان، یک مش سه بعدی را تعریف و تعداد دلخواه کمیت فیزیکی را برای محاسبه و فیلتر، مشخص کردیم که پس از گرفتن خروجی می‌توانیم آن را مصورسازی کنیم. همان طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، در این کار مش مورد نظر ما در ابعاد $30 \times 4 \times 4$ سانتی‌متر تعریف شده که تقسیم‌بندی آن به ۱۰۰ قسمت می‌باشد.

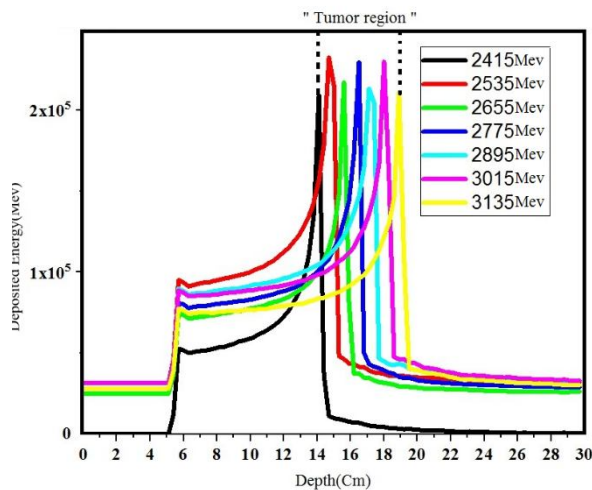


شکل (۴): نحوه تعریف مش مورد نظر و قرار دادن تومور در مرکز این مش

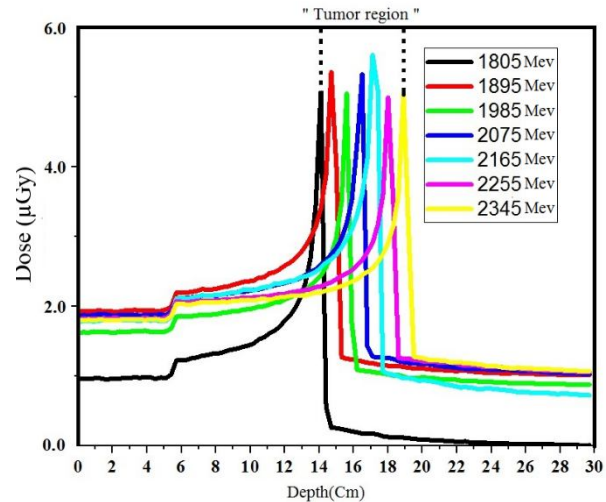
تومور:

همان‌طور که در شکل (۵) مشاهده می‌شود، تومور مورد نظر به صورت کره‌ای با قطر ۲ سانتی‌متر داخل بافت کبد قرار داده شد. مواد سازنده‌ی تومور با نام PMMA معرفی شد که شامل ۵ اتم کربن، ۸ اتم هیدروژن و ۲ اتم اکسیژن می‌باشد. چشمه‌های یونی (کربن و بورون) در فاصله ۲۲ سانتی متری از مرکز محور مختصات در جهت پهلوی راست قرار گرفت.

^۱ G4 General Particle Source



شکل (۹): تغییرات انرژی ذخیره شده برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه کربن

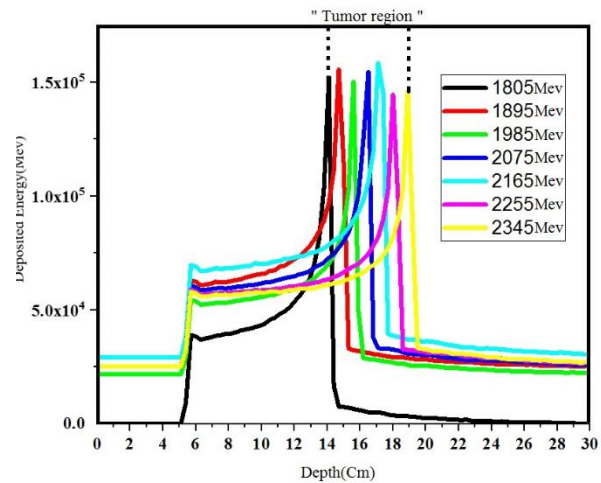


شکل (۶): تغییرات دز (میکروگری) برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه بورون

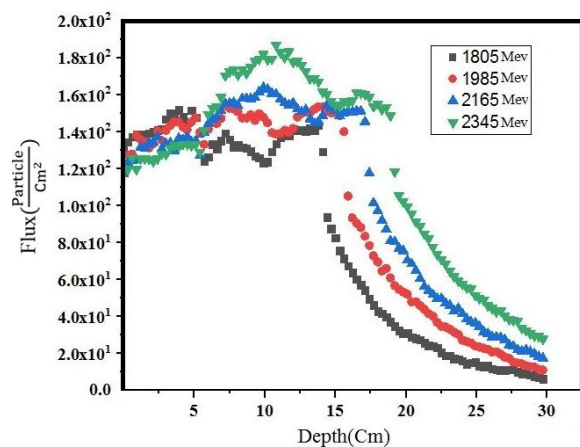
همان‌طور که در شکل‌های (۶) و (۷) و (۸) و (۹) مشاهده می‌شود، برای هر دو چشمه کربن و بورون، بیشترین دز و انرژی تخلیه شده در ناحیه تومور می‌باشد.

شار پرتو فرودی:

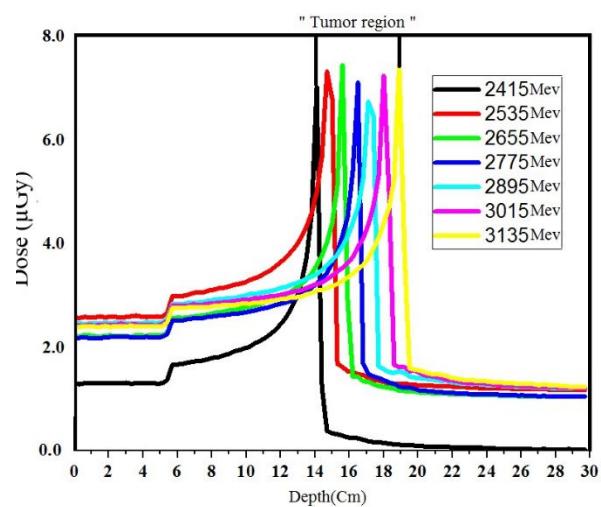
شار مورد نظر را بر روی سطح آشکارساز محاسبه نموده‌ایم بدین ترتیب واحد آن به صورت $\frac{\text{Particle}}{\text{cm}^2}$ خواهد بود. نمودار شار سطحی پرتو فرودی برحسب انرژی‌اش به بازه‌های کوچک تقسیم شده است، رسم شدند و مطابق شکل‌های (۱۰) و (۱۱)، بازه‌های انرژی مورد نیاز برای پرتو فرودی به صورت آزمون و خطا به دست آمده است. سعی شده است که بازه‌ها تا جایی ادامه پیدا کنند که شار پرتو فرودی در آن بازه‌ها به صفر رسیده باشد.



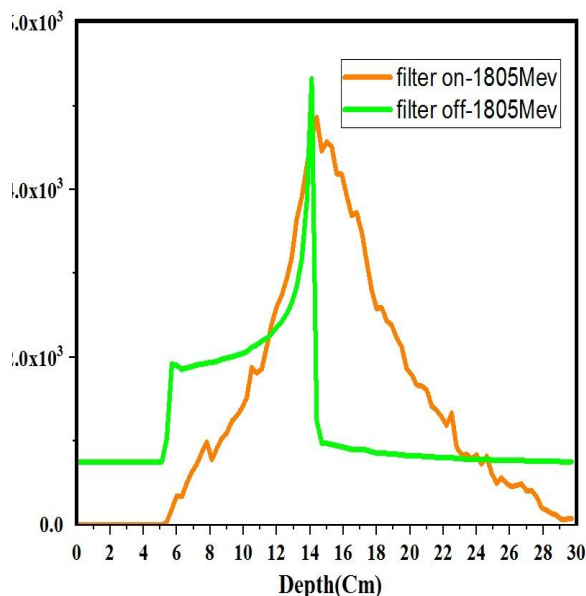
شکل (۷): تغییرات انرژی ذخیره شده برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه بورون



شکل (۱۰): تغییرات شار برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه بورون

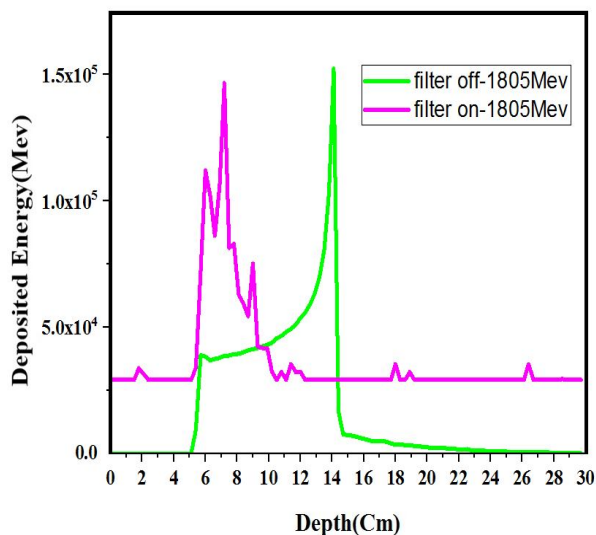


شکل (۸): تغییرات دز (میکروگری) برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه کربن



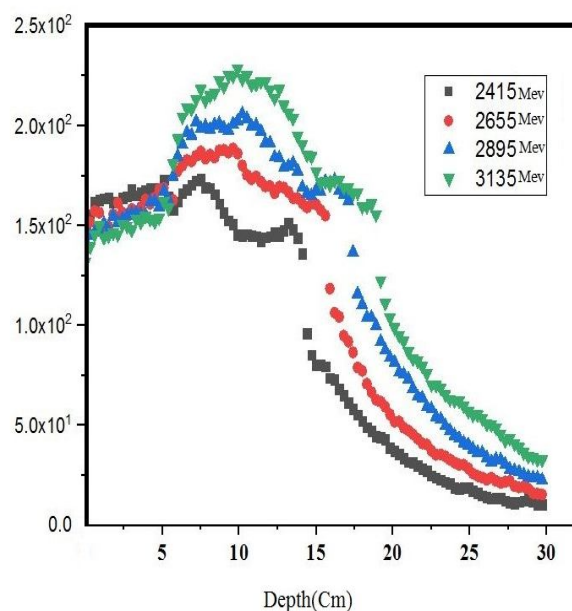
شکل (۱۲): ذرات ثانویه (آلفا) به رنگ نارنجی - چشمه بورون

مطابق شکل‌های (۱۲) و (۱۳) پیک براگ بدون اعمال فیلتر (filter off)، در محدوده‌ی تومور به دست آمد و ذرات ثانویه آلفا و گاما با اعمال فیلتر (filter on) برای چشمه‌ی بورون در انرژی ۱۸۰۵ MeV رسم شده‌اند.



شکل (۱۳): ذرات ثانویه (گاما) به رنگ بنفش - چشمه بورون

همانند چشمه بورون برای چشمه‌ی کربن نیز ذرات ثانویه آلفا و گاما در شکل‌های (۱۴) و (۱۵) رسم شده‌اند.

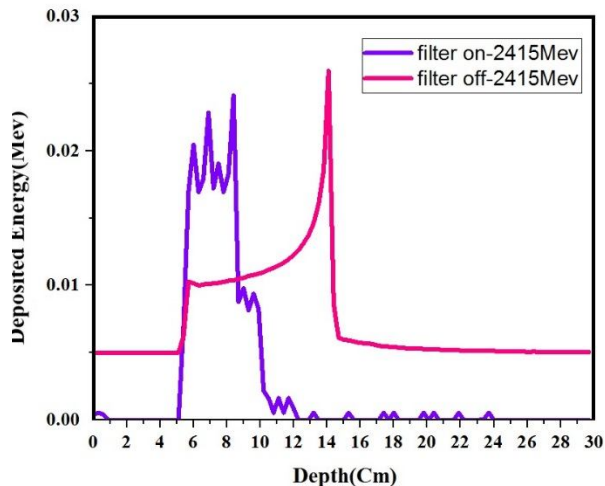


شکل (۱۱): تغییرات شار برحسب عمق بافت تومور در داخل کبد برای چشمه کربن

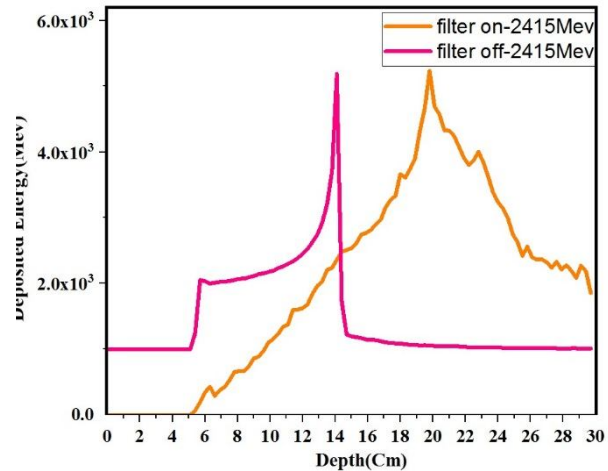
پروتون‌ها و سایر یون‌های باردار تنها از طریق برهمکنش‌های ناکشناسان با الکترون‌های اتمی انرژی از دست نمی‌دهند بلکه ضمن برهم کنش با هسته‌های اتمی ماده، تابش‌های ثانویه نیز تولید می‌کنند. این تابش‌های ثانویه، نوعاً دارای برد زیادی هستند و می‌توانند انرژی را به نقاط دور از منطقه‌ی تابش باریکه منتقل کنند. لازم به ذکر است که این امر ناخواسته و غیرمطلوب است، چرا که سبب ایجاد دز جذبی ناخواسته در اندام سالم مجاور یا دور از تومور می‌شود. بنابر این حفاظ‌گذاری برای حذف آن بخش از پرتوهای ثانویه که در سیستم انتقال تولید می‌شوند، ضروری خواهد بود. اما برای آن بخش از تابش‌های ثانویه که در بدن بیمار تولید می‌شوند کاری نمی‌توان کرد و لازم است که میزان آن را به دست آوریم.

در این پژوهش، ابتدا پیک براگ در محدوده‌ی تومور، برای چشمه‌های کربن و بورون به ترتیب با انرژی‌های ۲۴۱۵ MeV و ۱۸۰۵ MeV مطابق شکل‌های (۱۲ تا ۱۵) رسم شدند.

با اعمال فیلترهای ذرات ثانویه برای مثال آلفا و گاما، انرژی حاصل از همین ذرات نیز در این انرژی به دست آمد.



شکل (۱۵): ذرات ثانویه (گاما) - چشمه کربن



شکل (۱۴): ذرات ثانویه (آلفا) به رنگ نارنجی - چشمه کربن

همچنین، میزان دز فوتون برحسب میلی گری به ازای یک گری دز درمانی اندام‌های مختلف برای بررسی سرطان ثانویه در جدول (۳)، آورده شده است.

جدول (۳): دز فوتون برحسب mGy به ازای یک Gy دز درمانی پروتون

نام سلول	به ازای پروتون ۱۲۰ MeV	به ازای پروتون ۹۰ MeV
شش چپ	۰/۰۱۰	۰/۰۰۹
شش راست	۰/۰۴۰	۰/۰۳۸
دیواره قلب	۰/۰۲۳	۰/۰۲۰
قلب	۰/۰۲۴	۰/۰۲۲
کلیه راست	۰/۰۲۰	۰/۰۱۶
کلیه چپ	۰/۰۷۶	۰/۰۶۳
کبد	۰/۰۲۸۸	۰/۰۲۴۰
کیسه صفرا	۰/۰۶۶	۰/۰۵۲
پانکراس	۰/۰۳۴	۰/۰۵۲
طحال	۰/۰۱۵	۰/۰۱۲

بحث و نتیجه‌گیری

هادران‌ها پس از طی مسافتی در بدن، حداکثر انرژی و میزان دز خود را در داخل تومور کبد به صورت پیک براگ بر جای می‌گذارند تا به این طریق کم‌ترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف تومور برسد که نشان‌دهنده مزیت روش هادران‌ترایی نسبت به سایر روش‌های پرتودرمانی است.

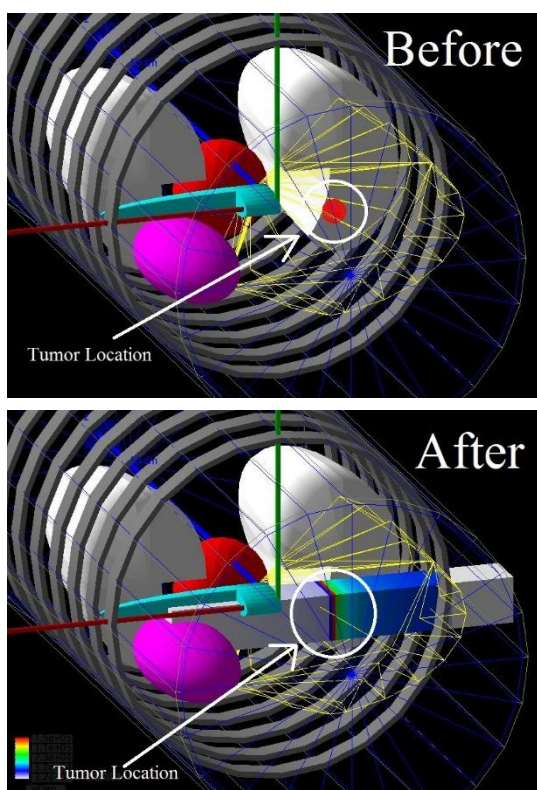
نتایج به دست آمده از تغییرات انرژی و شار ذرات و همچنین دز دریافتی تومور مطابقت خوبی با نتایج مطالعات قبل را نشان می‌دهد (۲۰).

از محدودیت‌های این اثر می‌توان به نسخه نرم‌افزاری کد Geant4 اشاره نمود که در مقدار درصد خطای محاسبات مؤثر است. در این پژوهش از نسخه قدیمی نرم‌افزار کد Geant4، نسبت به بروزرسانی‌های جدید استفاده شده است. طبق تعریف مش در ابعاد ۴×۴×۳۰ سانتی‌متر، و قرار دادن تومور مورد نظر در مختصات داخل مش، انتظار ما این بود که پرتو فرودی در محدوده ۱۵ سانتی‌متری از مرکز باکس مش، با بافت هدف تومور وارد برهمکنش شود و اثر خود رو به صورت پیک براگ بر روی هدف (تومور) برجای گذارد.

با در نظر گرفتن این فرضیه و نیز مقایسه نمودارهای به دست آمده حاصل از استخراج داده‌ها، همان‌طور که در شکل شماره‌ی (۱۶)، مشاهده می‌کنیم، پیک براگ به خوبی در ناحیه مورد نظر (محدوده ۱۵ سانتی متر) ظاهر شده است. در این شکل ناحیه اثر پروتو بر تومور مورد نظر نشان داده شده است که در انرژی 1985MeV می‌باشد و پیک براگ در ناحیه تومور برجای مانده است.

از مقایسه‌ی قله‌ی براگ برای کربن و بور مشاهده می‌شود که کربن برد کوتاه‌تری دارد و با توجه به اینکه برد پرتابه متناسب با Z^2 (عدد جرمی و Z عدد اتمی) است، کربن که عدد اتمی بزرگ‌تر و جرم بیشتری نسبت به بور دارد کم‌تر در ماده نفوذ کرده است، که به‌طور متوسط ناحیه پیک براگ کربن در انرژی‌های بالاتر

نسبت به انرژی بورون، از ۵ تا ۱۹ سانتی‌متر می‌باشد این در حالی است که همین ناحیه برای بورون در انرژی‌های کم‌تر نسبت به انرژی پرتابه کربن حاصل شده است (شکل ۷ و ۹). انرژی اولیه و انرژی قله برای کربن بیشتر از بور می‌باشد در صورتی که برد آن کوتاه‌تر است. با افزایش انرژی چشمه توانایی نفوذ ذرات در فانتوم افزایش می‌یابد و از آن جایی که انرژی ذرات صرف نفوذ به عمق بیشتر شده ارتفاع قله‌ی براگ به صورت خطی با انرژی کاهش می‌یابد. طبق نتایج به دست آمده هر چه ذرات بزرگ‌تر می‌شوند بازه‌ی انرژی بزرگ‌تری نیاز دارند. به این دلیل که با افزایش جرم و بار ذرات از قدرت نفوذ آنها کاسته می‌شود در نتیجه به انرژی بیشتری برای نفوذ به عمق مورد نظر نیاز دارند.



شکل (۱۶): ناحیه پیک براگ در حالت قبل و بعد از پروتو دهی به تومور با چشمه بورون

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر با شماره‌ی ۱۸۴/پد/۲، مصوب دانشگاه ارومیه می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از معاونت پژوهشی دانشکده علوم پایه به جهت همکاری و حمایت در انجام این کار، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

همان‌طور که در جدول (۳) مشاهده می‌شود، از تأثیر پرتوهای ثانویه برای ابتلا به سرطان، نمی‌توان چشم پوشی کرد و باید تمهیدات لازم در راستای کاهش هر چه بیشتر این اثر در نظر گرفت. پیشنهاد می‌شود برای علاقه‌مندان در زمینه شبیه‌سازی هادرون‌تراپی با کد Geant4، چشمه‌های مختلف را شبیه‌سازی و با نتایج حاصل از چشمه‌های بورون و کربن مقایسه نمایند.

References:

1. Adult Primary Liver Cancer Treatment (PDQ®)—Patient Version was originally published by the National Cancer Institute. Retrieved March 22, 2019 from national cancer institute on the World Wide Web: <https://www.cancer.gov/types/liver/patient/adult-liver-treatment-pdq>.
2. Abbas S.A.: Group Theory in Particle, and Hadron Physics. London: CRC Press; 2016.
3. What is Hadron Therapy? | The European Network for Light ion Hadron Therapy [Internet]. [cited 2019 Nov 26]. Available from: <https://enlight.web.cern.ch/what-is-hadron-therapy>
4. Amaldi U, Bonomi R, Braccini S, Crescenti M, Degiovanni A, Garlasché M, et al. Accelerators for hadrontherapy: from Lawrence cyclotrons to linacs. Nucl Instrum Methods Phys Res A 2010;620(2–3):563–77.
5. Kahlert H, Melzer A, Puttscher M, Ott T, Bonitz M. Magnetic field effects and waves in complex plasmas. Euro Phys J D 2018;72(5):83.
6. Amaldi U. History of hadron therapy in the world and Italian developments. Rivista Medica 2008;14(1): 7-22.
7. European radiation detection and imaging technology platform [Internet]. 2016 [cited 2019 Nov 26]. Available from: <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:kbP-Lnx3y-0J:https://www.med.lu.se/content/download/115167/758959/file/ERDIT%2520Malm%25C3%25B6%2520151022.pdf+&cd=5&hl=en&ct=clnk&gl=ir>
8. Charlotte Demoor-Goldschmidt, Florent de Vathaire. Review of risk factors of secondary cancers among cancer survivors. Published by the British Institute of Radiology. The Authors 2019. <https://doi.org/10.1259/bjr.20180390>
9. Schulz-Ertner D, Tsujii H. Particle radiation therapy using proton and heavier ion beams. J Clin Oncol 2007. 25(8): 953-64.
10. Schulz-Ertner D, Jäkel O, Schlegel W. Radiation therapy with charged particles. Semin Radiat Oncol 2006;16(4): 249-59.
11. Hamada N, Hara T, Omura-Minamisawa M, Funayama T, Sakashita T, Sora S, et al. Energetic heavy ions overcome tumor radioresistance caused by overexpression of Bcl-2. Radiother Oncol 2008;89(2): 231-6.
12. Ainger TJ. A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Science [PhD Thesis]. Barry University; 2009.
13. Jakel L. IMRT and hadrontherapy deposited dose in the tumor and around. Med Phys 2008; 35.
14. Mazai A, Losa S, Farias R, Perez J, Olivera G, Galmarini D, et al. Development in technology and medical physics in radiotherapy: special considerations hadron therapy. Nuclear Espana (1996) 2016;369:32–43.
15. Allison J. Geant4 developments and applications. IEEE Trans Nucl Sci 2006; 53 (1): 270.
16. Geant4 Book For Application Developers — Book For Application Developers 10.5 documentation [Internet]. [cited 2019 Nov 26]. Available from: <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/index.html>
17. Aso T, Kimura A, Tanaka S, Yoshida H, Kanematsu N, Sasaki T, et al. Verification of the dose distributions with GEANT4 simulation for proton therapy. IEEE transactions on nuclear science 2005;52(4):896–901.
18. Apostolakis J, Chytracsek R, Cosmo G, Dressel M, Grichine V, Link O, et al. Recent Developments and Upgrades to the GEANT4 Geometry Modeller. Proceedings of the CHEP 2006 Conference 2006.
19. Agostinelli S. Geant4-A simulation toolkit. Nucl Instrum Methods phys Res A 2003; 506: 250303 .

20. Tobias CA, Lawrence JH, Born JL, McCombs RK, Roberts JE, Anger HO, et al. Pituitary irradiation

with high-energy proton beams a preliminary report. Cancer Res 1958;18(2):121-34.

HADRON THERAPY IN THE TREATMENT OF LIVER CANCER BY USING SIMULATION OF THE MONTE CARLO METHOD

Alireza khazani¹, Akbar Abdi saray^{2*}

Received: 08 Apr, 2019; Accepted: 17 Oct, 2019

Abstract

Background & Aim: The most commonly used method for external radiation therapy is the use of photons, protons, neutrons, and heavy ions. Hadron therapy is used to eliminate cancerous tissues by using ionizing particles which will bring less damage to healthy tissues. The aim of this study was to evaluate the dose, energy, and flux in a cancerous tumor in the liver and also secondary particles produced by hadrons, which is using the Geant4 Monte Carlo simulation.

Materials & Methods: In this analytical and applied study by using the Geant4 Monte Carlo Codes, the human body phantom and the tumor that was inserted inside the liver tissue, were simulated. In the method of hadron therapy with different energies, dose deposit, energy, and flux, for carbon and boron were obtained and the approximate area of the target tissue was determined by extrapolation of data.

Results: As observed, as the energy of the beam increases, the peaks become wider and their maximum value (maximum absorbed dose) decreases, because the particle path, depends only on its primary energy. In this study, according to the simulation, the best energy range to start the interaction and Bragg's peak in the tumor area, for boron, is 1805 to 2075 MeV, and for carbon is 2415 to 3015 MeV.

Conclusion: Hadron therapy is more accurate than conventional radiotherapy because of less damage to healthy cells around the tumor. As a result, in the calculated useful energy, the highest dose or destruction caused by radiation is only given to the tumor tissue. The results obtained from the doses, energy, and flux in the simulated liver tissue tumor showed that the hadrons after a long-distance leave the highest dose and energy in the tumor area.

Keywords: Human phantom, radiation therapy, heavy-ion, hadron therapy, Monte Carlo method, Geant4 Code.

Address: Department of Physics, Faculty of Science, Urmia University, Urmia, Iran.

Tel: +984431942133

Email: ak.abdi@urmia.ac.ir or aabdisaray75@gmail.com

SOURCE: URMIA MED J 2019; 30(8): 650 ISSN: 1027-3727

¹ MSc Student, Department of physics, Faculty of Science, Urmia University, Urmia, Iran

² Assistant Professor, Department of physics, Faculty of Science, Urmia University, Urmia, Iran (Corresponding Author)