

شبیه‌سازی برهم‌کنش لیزر با بافت چربی با استفاده از روش مونت کارلو

دکتر عباس مجدآبادی
محمد ابادری

سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

زمینه و هدف: امروزه لیپوساکشن یکی از روش‌های پرفرمدار برای حذف چربی‌های ناخواسته است. روش‌های سنتی لیپوساکشن دارای معایبی چون باقی‌ماندن نسج جوشگاه (scar)، سوختگی، شلی و افتادگی پوست هستند. با در نظر گرفتن تقاضای روزافزون برای چربی‌برداری و فرم‌دهی به بدن، بهبود روش‌های سنتی ضروری به نظر می‌رسد. لیپولیز لیزری یکی از جدیدترین روش‌های عرضه‌شده برای حذف چربی‌های ناخواسته است. زخم، خون‌ریزی و درد کمتر از مزایای عمده این روش است.

روش اجرا: انتشار و پخش فوتون‌ها درون بافت‌های زنده را می‌توان توسط روش مونت کارلو به نحو مناسبی شبیه‌سازی کرد. در این مطالعه از روش مونت کارلو برای شبیه‌سازی جهت انتشار، جذب و پخش فوتون‌ها داخل بافت استفاده شده است. در این روش از مولد اعداد تصادفی برای تولید، انتشار و نابودی فوتون استفاده شده است. اثرات طول موج و فلوئنس (انرژی بر واحد سطح) روی جذب و عمق نفوذ تابش درون بافت چربی مورد بررسی قرار گرفته است.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان می‌دهند که با کاهش ضریب جذب مربوط به هر طول موج، عمق نفوذ آن در بافت افزایش می‌یابد. مشاهده گردید که بیشترین عمق نفوذ در بافت چربی مربوط به طول موج ۹۲۰ نانومتر است، چرا که این طول موج دارای کمترین ضریب جذب در بافت است. همچنین مشاهده شد که با افزایش توان لیزر عمق نفوذ تابش درون بافت افزایش می‌یابد. از طرف دیگر با افزایش شعاع باریکه لیزری عمق نفوذ تابش کاهش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: روش مونت کارلو روشی مؤثر برای شبیه‌سازی انتشار تابش درون بافت است. این روش به نحو مؤثری به شبیه‌سازی مؤلفه‌های فیزیکی تابش درون بافت می‌پردازد. مطالعه‌ی ما نشان‌دهنده‌ی این نکته است که برای انجام لیپولیز مؤثر و ایمن انتخاب مناسب طول موج دارای اهمیت زیادی است.

کلیدواژه‌ها: مونت کارلو، شبیه‌سازی، لیپولیز لیزری، بافت چربی، لیزر Nd:YAG، جذب

دریافت مقاله: ۱۳۹۲/۰۷/۲۳ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۰۸/۱۵

پوست و زیبایی؛ پاییز ۱۳۹۲، دوره‌ی ۴ (۳): ۱۴۷-۱۴۰

نویسنده‌ی مسئول:
دکتر عباس مجدآبادی

تهران، خ کارگر شمالی، سازمان انرژی اتمی ایران.
پست الکترونیک:
amajdabadi@aeoi.ir

تعارض منافع: اعلام نشده است.

مقدمه

فلزی با حرکات مکانیکی برای حذف چربی‌های ناخواسته استفاده می‌شد، نیاز به استفاده از روش‌های مکمل و جدید را الزامی ساخته است. از عمده‌ترین مشکلات مربوط به لیپوساکشن سنتی، می‌توان به خون‌ریزی زیاد، باقی‌ماندن نسج جوشگاه (scar)، کبودی و زمان طولانی بهبودی پس از درمان اشاره نمود^{۱-۴}. لیپولیز لیزری یکی از روش‌های نوینی است که برای حذف چربی‌های ناخواسته با استفاده از تابش لیزری عرضه

فرم‌دهی به بدن با استفاده از حذف چربی‌های اضافی برای اولین بار در سال ۱۹۲۰ توسط Duiarrier انجام گرفت. از آن زمان تاکنون با معرفی روش‌های نوین و بهبود بازدهی و ایمنی روش‌ها، چربی‌برداری دست‌خوش تغییرات بنیادینی شده است. به هر حال مشکلات لیپوساکشن سنتی، که در آن از یک کانونی

روش اجرا

مدل سازی انتشار فوتون در بافت با استفاده از روش مونت کارلو روشی قدرتمند و انعطاف پذیر است. در این مدل قوانین حاکم بر انتشار فوتون به صورت توزیع احتمالاتی بیان می شوند که ناظر بر طول گام حرکت فوتون در بین سایت های برهم کنشی فوتون - بافت (مسیر آزاد میانگین)، و نیز زوایای مربوط به پخش فوتون در خلال انتشار درون بافت است.^۷

در این بخش به توضیح نحوه ی شبیه سازی انتشار فوتون درون بافت با استفاده از روش مونت کارلو می پردازیم. در حالت کلی این شبیه سازی شامل چند مرحله کلی است. در زیر به اختصار به توضیح هریک از این مراحل می پردازیم.

♦ **ایجاد فوتون:** در اولین گام برای شبیه سازی انتشار تابش درون بافت، باید فوتون را ایجاد کرد. برای این کار هر فوتون به صورت یک عدد تصادفی فرض شده است. اعداد تصادفی به طور یکنواخت در بازه ی (۱ و ۰) تولید می شوند. به هر یک از فوتون ها وزن اولیه برابر $w=1$ نسبت می دهیم. فوتون ها به صورت عمودی بر بافت تابانده شده اند. می توان همه ی فوتون ها را روی مبدأ مختصات تاباند اما با توجه به توزیع گاوسی باریکه ی لیزری در این شبیه سازی از الگوریتم باکس - مولر (Box-Muller) برای نمونه گیری استفاده شده است.

♦ **تعیین طول گام فوتون و انتشار آن:** این طول بیان گر فاصله ای است که فوتون درون بافت طی می کند، بدون آن که برهم کنشی صورت بدهد. در ساده ترین حالت می توان این طول را به صورت نمودی ثابت و کوچک در نظر گرفت. در روش های مؤثرتر طول گام فوتونی را برای هر مرحله انتشار فوتون عدد متمایزی در نظر می گیرند. این کار با استفاده از نمونه گیری از تابع توزیع احتمالی و به صورت تابعی از اعداد تصادفی تولید شده خواهد بود.^۷

شده است. این روش دارای محاسن عمده ای مانند خونریزی کمتر، عدم کبودی و ورم، و زمان بهبودی کوتاه تر است.^{۱-۴}

مکانیسم لیپولیز لیزری یک مکانیسم وابسته به دما است. اثرات لیپولیز لیزری به دلیل انرژی فوتو گرمایی رخ می دهد. نور لیزر در بافت چربی، کلاژن و هموگلوبین جذب شده و تبدیل به انرژی گرمایی می شود. با توجه به این که ضریب جذب تابش در بافت وابسته به طول موج است، لذا طول موج های مختلف درون بافت چربی ضرایب جذب متفاوتی خواهند داشت.^۵ با توجه به اینکه بافت چربی تقریباً دارای ۱۴٪ آب و بافت پوست دارای ۷۰-۶۰٪ آب است، انتخاب مناسب لیزر به هدف گیری ترجیحی چربی و به تبع آن پوست خواهد انجامید. در واقع انتخاب نوع لیزر با توجه به ضریب جذب محیط هدف صورت می گیرد. با توجه به قله های جذبی مربوط به هر بافت انتخاب مناسب طول موج لیزری به درمان دقیق هدف مورد نظر خواهد انجامید.^۶

توصیف ریاضی انتشار فوتون ها در داخل بافت (ویژگی های جذب و پخش فوتون درون بافت) با استفاده از دو روش متفاوت امکان پذیر است. این دو روش عبارتند از حل تحلیلی و نظریه انتقال. روش تحلیلی بر اساس معادلات ماکسول استوار است و در اصل بنیادی ترین روش است. به هر حال کاربرد این روش به دلیل پیچیدگی هایی در استخراج جواب های دقیق محدود است. روش انتقال مستقیماً به انتشار فوتون ها در داخل بافت از طریق فرآیند جذب و پخش بدون در نظر گرفتن معادلات ماکسول می پردازد. این روش، تا حدی روشی ابتکاری است و دقت روش های تحلیلی را ندارد. با این حال نظریه انتقال فوتون به طور گسترده در شبیه سازی مسایل مربوط به برهم کنش لیزر - بافت استفاده می شود. یافته های آزمایشگاهی در اغلب موارد بر صحت جواب های حاصل از نظریه انتقال فوتون تأکید دارند.^۶

و فلوئنس بر روی عمق نفوذ باریکه‌ی لیزری درون بافت پرداخته شده است. طول‌موج لیزر مؤثرترین پارامتر در فرآیند لیپولیز لیزری است. چرا که ضریب جذب تابش درون بافت وابسته به طول موج است. در جدول ۱ ضرایب جذب مربوط به طول موج‌های قابل استفاده در فرآیندهای درمانی آرایه شده است.

برای بررسی نقش فلوئنس در میزان عمق نفوذ تابش لیزر درون بافت، تغییرات فلوئنس به سه طریق اعمال شده است. در ابتدا با افزایش توان و ثابت نگه‌داشتن شعاع باریکه به بررسی تأثیر افزایش فلوئنس پرداخته شده است. در مرحله‌ی دوم، هم‌زمان انرژی و شعاع باریکه افزایش داده شده است به طوری که میزان فلوئنس ثابت بماند. در مرحله‌ی سوم با حفظ توان ثابت، شعاع باریکه افزایش یافته است. این کار منجر به کاهش فلوئنس خواهد شد.

یافته‌ها

نتایج شبیه‌سازی انجام‌گرفته برای طول‌موج‌های ذکرشده در جدول ۱ و شکل ۱ دیده می‌شود. طبق یافته‌های محاسبه‌شده بیشترین عمق نفوذ درون بافت مربوط به لیزر با طول موج ۱۰۶۴ نانومتر و کمترین عمق نفوذ نیز مربوط به طول موج ۱۴۴۰ نانومتر است. با توجه به اینکه عمق نفوذ در بافت با عکس ضریب جذب رابطه‌ی مستقیم دارد، بنابراین طبیعی است که طول موج ۱۰۶۴ نانومتر بیشترین عمق نفوذ را داشته باشد.

جدول ۱: ضرایب جذب و شکست مربوط به طول موج‌های مهم.

| ضریب پخش (μm^{-1}) | ضریب جذب (μm^{-1}) | طول موج (nm) |
|---------------------------------|---------------------------------|--------------|
| ۱۲۰۰ | ۱۰۰ | ۹۲۰ |
| ۱۱۷۰ | ۱۰۰ | ۹۸۰ |
| ۱۱۵۰ | ۸۰ | ۱۰۶۴ |
| ۹۸۰ | ۱۲۰ | ۱۳۲۰ |
| ۱۲۰۰ | ۱۴۴۰ | ۱۴۴۰ |

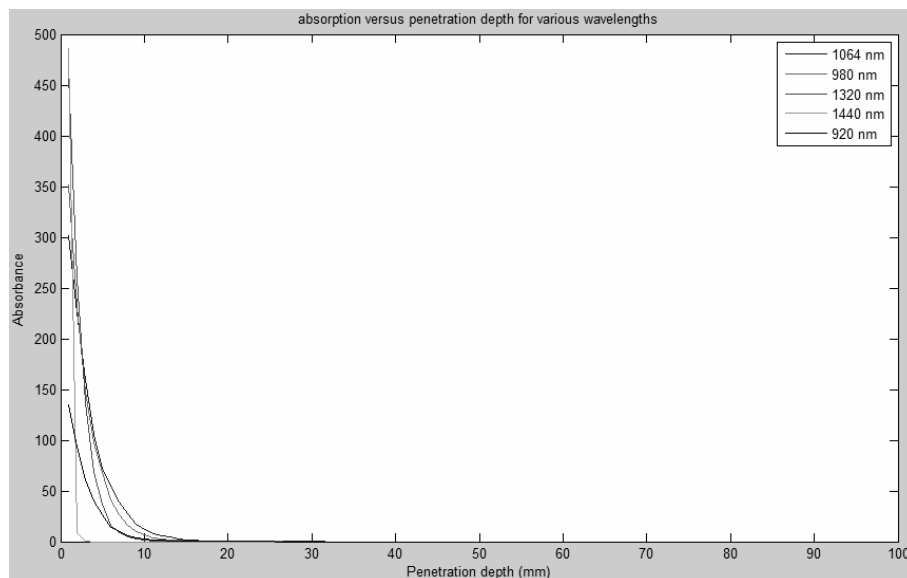
♦ **حرکت فوتون:** پس از تعیین طول گام فوتون، نوبت به حرکت دادن آن داخل بافت می‌باشد. این کار با استفاده از تغییر مختصات فوتون و با استفاده از کسینوس‌های سمتی صورت می‌گیرد. به این صورت که مکان اولیه‌ی فوتون، با توجه به کسینوس‌های سمتی مربوط به فرود عمودی تابش در طول شبیه‌سازی محاسبه می‌شود.^۶

♦ **جذب فوتون:** هنگامی که برهم‌کنش فوتون با بافت رخ می‌دهد، کسری از وزن اولیه آن توسط بافت جذب می‌شود. این میزان وزن کسرشده تبدیل به انرژی می‌شود که به افزایش دمای بافت منجر می‌شود.

♦ **پخش فوتون:** پس از برهم‌کنش فوتون با بافت، بخشی از وزن آن به بافت منتقل شده و درصدی از آن پخش خواهد شد. در ضمن پخش فوتون با استفاده از زوایای قطبی و سمتی تعیین خواهد شد. زاویه‌ی قطبی با استفاده از نمونه‌گیری تصادفی از توزیع احتمالی مربوط به کسینوس زاویه‌ی قطبی، که به تابع فاز یا تابع احتمال Henyey-Greenstein معروف است، تعیین می‌شود.^۷ زاویه‌ی سمتی نیز به‌طور یکنواخت در بازه‌ی $(0 \text{ و } 2\pi)$ توزیع شده است. پس از تعیین زوایای قطبی و سمتی به پخش فوتون داخل بافت خواهیم پرداخت. برای این کار باید کسینوس‌های سمتی جدید را به‌طور مستمر برای هر مرحله از پخش فوتون درون بافت محاسبه کنیم.

♦ **نابودی فوتون:** وزن فوتون پس از هر بار برهم‌کنش با بافت کاهش یافته و در نهایت به صفر خواهد رسید. ساده‌ترین راه برای نابودی فوتون استفاده از یک وزن آستانه (مثلاً $w=0.01$) است. به این صورت که فوتون‌های دارای وزن کمتر از مقدار آستانه، اجازه‌ی ادامه‌ی انتشار نخواهند داشت. جهت پایستگی انرژی روش رولت روسی برای نابودی فوتون‌های دارای کمتر از وزن آستانه به کار گرفته شده است.^۷

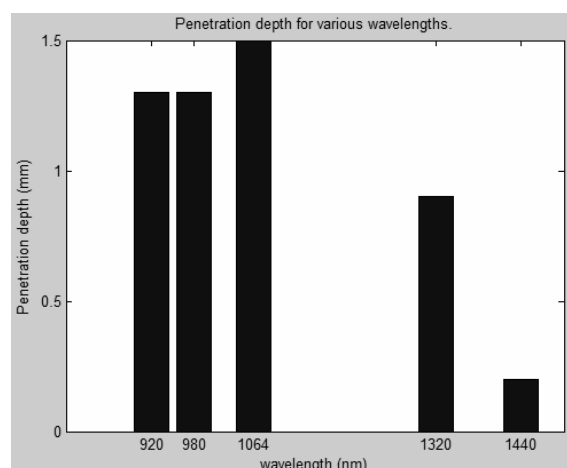
در شبیه‌سازی انجام شده به بررسی نقش طول موج



شکل ۱: نمودار جذب بر حسب عمق نفوذ در طول موج‌های مختلف.

انرژی بر واحد سطح تعریف می‌شود. این پارامتر عامل مهمی در بروز آثار گرمایی ناشی از لیزر است. بررسی‌های انجام شده توسط گروه زیادی از محققان و پزشکان نشان می‌دهد که با افزایش فلوئنس لیزری افزایش چشم‌گیری در بروز اثرات گرمایی برگشت‌پذیر و برگشت‌ناپذیر مشاهده می‌شود^۳. در اولین قدم برای بررسی اثر فلوئنس روی عمق نفوذ تابش درون بافت، با ثابت نگه‌داشتن شعاع باریکه، توان افزایش داده شده است. برای انجام این کار توان لیزر برابر ۱۰، ۲۰ و ۳۰ وات و باریکه‌ی لیزر به صورت دایره‌ای به شعاع ۲۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است. نقش افزایش توان به صورت افزایش وزن اولیه‌ی فوتون در نظر گرفته شده است. بر این اساس وزن فوتون به صورت $W=1$ و $W=2$ و $W=3$ می‌باشد. در شکل ۳ نتایج شبیه‌سازی انجام شده برای تأثیر افزایش توان روی عمق نفوذ لیزر درون بافت ارائه شده است. یافته‌های این شکل نشان می‌دهد که افزایش فلوئنس منجر به افزایش عمق نفوذ باریکه لیزر می‌شود. با مشاهده شکل ۳ می‌توان به این مطلب پی برد که عمق نفوذ برای توان‌های ۱۰، ۲۰ و ۳۰ وات به ترتیب ۱/۵، ۱/۶ و ۱/۷ میلی‌متر است که افزایش جزئی در عمق نفوذ را نشان می‌دهد. نتایج حاصل از شکل ۳

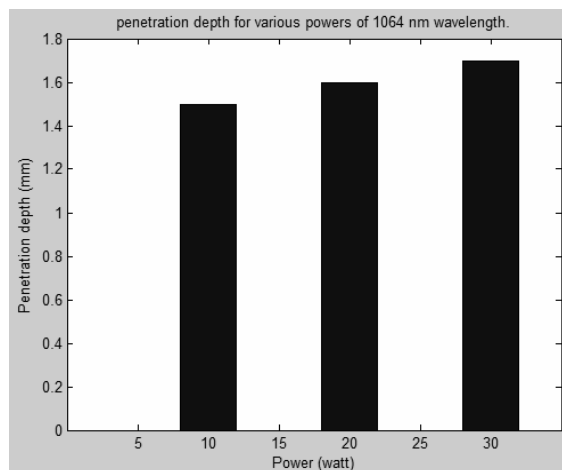
در شکل ۲ نمودار عمق نفوذ برای طول‌موج‌های مذکور به صورت نمودار میله‌ای رسم شده است. بر اساس این نمودار عمق نفوذ برای طول‌موج‌های ۹۲۰، ۹۸۰، ۱۰۶۴، ۱۳۲۰ و ۱۴۴۰ نانومتر به ترتیب ۱/۳، ۱/۳، ۱/۵، ۰/۹ و ۰/۲ میلی‌متر است. کمترین عمق نفوذ برای طول‌موج ۱۴۴۰ نانومتر است که با توجه به ضریب جذب بسیار بالای آن قابل پیش‌بینی است. همان‌گونه که اشاره شد فلوئنس لیزر عامل مهمی در بررسی فرایند لیپولیز لیزری است. فلوئنس به صورت



شکل ۲: عمق نفوذ تابش لیزر درون بافت برای طول موج‌های مختلف.

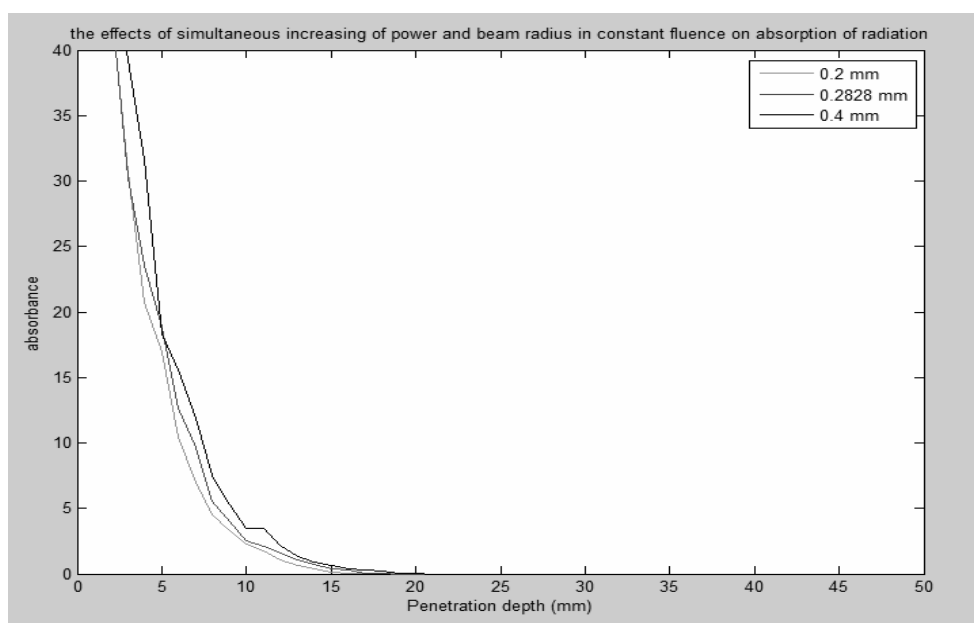
افزایش همزمان توان لیزر و شعاع باریکه‌ی لیزری با ثابت نگه‌داشتن فلوئنس است. برای این کار ابتدا برای توان ۱۰ وات و شعاع باریکه‌ی ۲۰۰ میکرومتری لیزر Nd:YAG در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، مقدار فلوئنس به‌عنوان شاخص در نظر گرفته شده است. برای این کار مقادیر توان لیزر به‌صورت ۱۰، ۲۰ و ۴۰ وات در نظر گرفته شده است. برای ثابت نگه‌داشتن فلوئنس مورد نظر، شعاع باریکه‌ی لیزر می‌بایست مقادیر متناظر ۲۰۰، ۲۸۲/۸۴ و ۴۰۰ میکرومتر را داشته باشد.

مقادیر جذب و عمق نفوذ برای فلوئنس مذکور در شکل ۴ مشاهده می‌شود. همان‌گونه که در این شکل دیده می‌شود افزایش هم‌زمان توان و سطح باریکه‌ی لیزر، در یک فلوئنس ثابت، منجر به افزایش عمق نفوذ تابش لیزر درون بافت شده است. یافته‌های شکل ۴ میزان عمق نفوذ برای توان ۱۰، ۲۰ و ۴۰ وات و باریکه‌های به شعاع ۲۰۰، ۲۸۲/۸۴ و ۴۰۰ میکرومتر، در فلوئنس ثابت یادشده، را به ترتیب ۱/۵، ۱/۶ و ۱/۷ میلی‌متر نشان می‌دهد. شبیه‌سازی افزایش شعاع باریکه در کد مونت‌کارلو نوشته شده به‌صورت افزایش

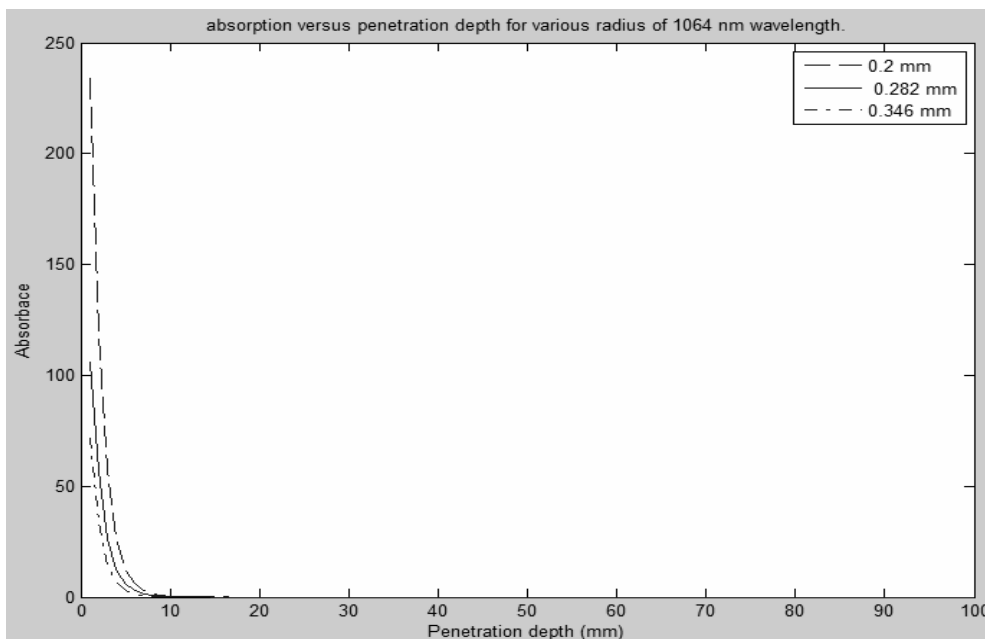


شکل ۳: عمق نفوذ لیزر Nd:YAG در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر برحسب توان‌های مختلف.

گویای این مطلب است که افزایش توان لیزر به‌تنهایی تأثیر زیادی در افزایش عمق نفوذ تابش لیزری به درون بافت ندارد. علت آن است که افزایش توان به‌طور عمده منجر به انباشت انرژی بیشتر در لایه‌های اولیه‌ی بافت و در نتیجه افزایش بیش از حد دما و بروز آسیب‌های گرمایی (سوختگی‌های شدید) در آن خواهد شد. یکی دیگر از موضوعات مورد بررسی در این تحقیق اثر

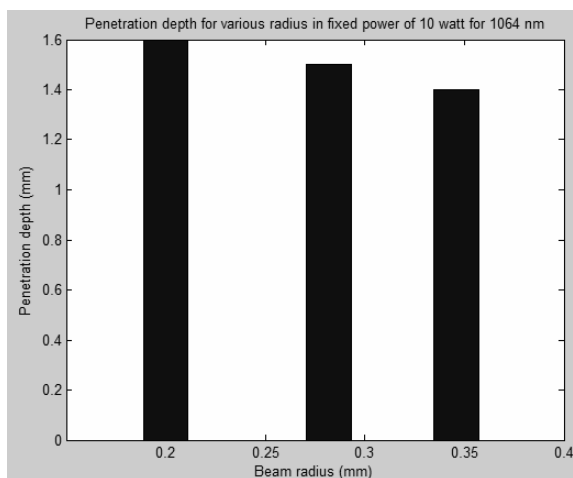


شکل ۴: نمودار جذب برحسب عمق نفوذ در فلوئنس ثابت در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، توان و شعاع باریکه برای حصول فلوئنس ثابت افزایش یافته‌اند.



شکل ۵: نمودار جذب بر حسب عمق نفوذ برای شعاع باریکه‌های مختلف در توان ثابت ۱۰ وات.

جذب بالایی در لایه‌های مؤثر بافت نشان می‌دهد مربوط به باریکه با شعاع ۲۰۰ میکرومتر است. باریکه‌ی ۳۴۶/۴۱ میکرومتری در عمق کمتری نفوذ داشته و دارای کمترین جذب در لایه‌های مؤثر بافت و لذا بازدهی کمتر است. با توجه موارد ذکر شده واضح است که افزایش شعاع باریکه در توان ثابت که به کاهش فلوئنس منجر می‌شود، اقدام مناسبی برای افزایش عمق نفوذ نیست چراکه منجر به کاهش بازدهی تابش می‌شود.



شکل ۶: نمودار عمق نفوذ بر حسب شعاع باریکه در توان ثابت ۱۰ وات.

Full Width at Half Maximum (FWHM) در برنامه وارد می‌شود به این صورت که متناسب با افزایش شعاع باریکه‌ی FWHM آن افزایش یافته است.

آخرین موضوع مورد بررسی در این تحقیق تأثیر کاهش فلوئنس روی عمق نفوذ تابش در بافت می‌باشد. برای انجام این امر با ثابت نگه‌داشتن توان لیزر شعاع باریکه افزایش داده شده است. مقدار توان لیزر ۱۰ وات و شعاع باریکه‌ی لیزر به ترتیب ۲۰۰، ۲۸۲/۸۴ و ۳۴۶/۴۱ میکرومتر در نظر گرفته شده است. این کار به پهن‌شدگی پرتو لیزر منجر شده و سطح بیشتری از بافت تحت تابش مستقیم این باریکه قرار می‌گیرد. نتایج شبیه‌سازی انجام‌شده در شکل ۵ و ۶ دیده می‌شود. شکل ۶ نشان می‌دهد اگر شعاع باریکه به ترتیب ۲۰۰، ۲۸۲/۸۴ و ۳۴۶/۴۱ میکرومتر باشد عمق نفوذ مقادیر ۱/۶، ۱/۵ و ۱/۴ میلی‌متر را نشان می‌دهد. به عبارت دیگر با افزایش شعاع باریکه در توان ثابت، عمق نفوذ کاهش یافته است. با دقت در دو شکل ۵ و ۶ مشخص می‌شود که افزایش شعاع منجر به کاهش عمق نفوذ می‌شود، همین‌طور بازدهی تابش لیزری به میزان بسیار زیادی کاهش می‌یابد. در شکل ۵ بیشترین بازدهی که میزان

بحث

می‌شود. نتایج حاصل نشان می‌دهد پارامتر فلئوئیس تأثیر بسزایی در افزایش عمق نفوذ باریکه‌ی لیزر در بافت چربی دارد. این نتایج در شکل‌های ۳ تا ۶ قابل مشاهده است. برای مقدار فلئوئیس ثابت افزایش هم‌زمان توان و شعاع باریکه منجر به افزایش عمق نفوذ شده است. این نتایج هنگامی قابل توجه است که شاهد کاهش عمق نفوذ باریکه‌ی لیزری با حفظ توان ۱۰ وات و افزایش شعاع باریکه باشیم. افزایش شعاع باریکه منجر به کاهش فلئوئیس و کاهش عمق نفوذ می‌شود. یادآوری این نکته لازم است که افزایش عمق نفوذ باریکه‌ی لیزر به‌تنهایی عامل مهمی محسوب نمی‌شود. در واقع افزایش سطح باریکه به کاهش بازدهی تابش لیزری منجر می‌شود که به دلیل آن است که با افزایش سطح باریکه، فلئوئیس کاهش یافته و توان جذب‌شده در نواحی تحت درمان کاهش زیادی می‌یابد (شکل‌های ۵ و ۶).

تشکر و قدردانی

در پایان از دوست عزیز و گرامی، جناب آقای علی جمالی اوپلق که در نوشتن کد مربوط به شبیه‌سازی صمیمانه و بی‌هیچ چشم‌داشتی ما را یاری نمود کمال تشکر و قدردانی را داریم.

رویکرد عددی برای حل معادله‌ی انتقال فوتون بر مبنای شبیه‌سازی مونت کارلو است. این روش، روشی آماری است و لذا برای داشتن نتایج قابل قبول باید تعداد بسیار زیادی فوتون را شبیه‌سازی کرد. مونت کارلو روش قدرتمند و دقیقی برای شبیه‌سازی فرایند لیپولیز لیزری است. مطالعات زیادی که تاکنون انجام گرفته است بر سازگاری نتایج حاصل از این شبیه‌سازی با نتایج عملی تأکید دارند. شبیه‌سازی جذب و عمق نفوذ تابش لیزری با استفاده از روش مونت کارلو حاکی از افزایش عمق نفوذ برای طول‌موج‌های با ضریب جذب کمتر است. داده‌های شکل ۲ بر این امر تأکید دارند که با افزایش ضریب جذب عمق نفوذ لیزر در بافت کاهش یافته است. از طرف دیگر طول‌موج‌های ۱۴۴۰ و ۱۳۲۰ نانومتر که دارای ضریب جذب بالایی هستند دارای بیشترین میزان جذب انرژی لیزری در لایه‌های اولیه‌ی بافت چربی می‌باشند، لذا می‌تواند برای درمان در لایه‌ی سطحی به‌کار گرفته شود. افزایش توان در شعاع باریکه‌ی ثابت، به میزان کمی با افزایش عمق نفوذ باریکه‌ی لیزر همراه خواهد بود. افزایش توان در سطح ثابت منجر به افزایش فلئوئیس

References

1. Dibernardo B, Reyes J, Chen B. Evaluation of tissue thermal effects from 1064/1320-nm laser-assisted lipolysis and its clinical implications. *J Cosm Laser Ther* 2009; 11: 62-9.
2. Badin A, Gondek L, Garcia M, et al. Analysis of laser lipolysis effects on human tissue samples obtained from liposuction. *Aesthetic Plastic Surgery*. 2005; 29: 281-6.
3. Ichikawa K, Tanino R, Wakaki M. Histologic and photonic evaluation of a pulsed Nd:YAG laser for ablation of subcutaneous adipose tissue. *Tokai J Exp Clin Med* 2006; 31: 136-40.
4. Kim K, Geronemus G. Laser lipolysis using a novel 1064 nm Nd:YAG laser. *Dermatol Surg* 2006; 32: 241-8.
5. Lukac M, Vizintin Z, Zebkar J. QCW pulsed Nd:YAG 1064 nm laser lipolysis. *Journal of the Laser and Health Academy* 2010; 1: 24-34.
6. Niemez M. *Laser-tissue interactions: Fundamentals and applications*. 3rd Ed. Berlin. Springer; 2007: pp. 15-36.
7. Wang L, Jacques S, Zheng L. MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Comput Meth Prog Bio* 1995; 47: 131-46.
8. Prahl S, Keijzer M, Jacques S, et al. A Monte Carlo model of propagation in tissue. *SPIE Institute* 1989; 5: 102-11.

Monte Carlo simulation of laser interaction with fat tissue

Abbas Majdabadi, PhD
Mohammad Abazari, MSc

Iran Atomic Energy Organization, Tehran,
Iran.

Background and Aim: Liposuction is one of the most popular procedures for removing unwanted body fat deposits now. The conventional methods for liposuction however have many drawbacks; among them is long recovery time, scars, bruising, skin flaccidity and excessive blood loss. Considering the increasing demand for body sculpting, the need to improve these techniques is of vital importance. One of these newly proposed techniques is laser assisted lipolysis. Laser lipolysis is now widely used for body contouring and sculpting. Less trauma, bleeding and pain is among the main advantages of this method.

Methods: Photons propagation and scattering within the biological tissues can effectively investigated by using numerical methods. In this study we used the Monte Carlo simulation method to simulate photons directions, absorption and scattering inside the tissue. This method uses a random number generator for photons creation, moving inside the tissue and termination. In this simulation we considered both the wavelength and fluence variations effects on the photon absorption rate and penetration depth inside the fat tissue.

Results: Our study showed the increasing of penetration depth with decreasing of absorption coefficient. We observed that deepest penetration depth for 920 nm wavelength as it has lowest absorption coefficient. We also concluded that increasing the laser power (increase in fluence of laser) resulted in increasing the penetration depth of laser radiation. Increasing the radius of laser beam (decreasing the fluence) on the other hand resulted in reduction in penetration depth.

Conclusion: Monte Carlo simulation of radiation propagation within the biological tissue has proved to be an efficient method. This method effectively simulates the physical components of laser radiation. Our findings indicate that to have laser lipolysis more efficient and safe, it is essential to choose suitable wavelength.

Keywords: Monte Carlo, simulation, laser lipolysis, fat tissue, Nd: YAG laser, absorption

Corresponding Author:
Abbas Majdabadi, PhD

Iran Atomic Energy Organization, North
Karegar St, Tehran, Iran.
Email: amajdabadi@aeoi.ir

Conflict of interest: None to declare

Received: Oct 15, 2013 Accepted: Nov 6, 2013

Dermatology and Cosmetic 2013; 4 (3): 140-147