بررسی پدیده سالیتون در انتقال لیزر در فیبرهای نوری و کاربرد آن در درمان بافت

زهرا محمودزاده زرندی[۱]، پرویز زبده[۲*]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک، دانشکده علوم پایه، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران
۲. استادیار، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۳/۲۹؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۶/۱۸)

چکیده

پوست انسان یک بافت سه لایه‌ی غیرهمگن است که خواص گرمایی و فیزیکی هر یک از لایه‌های آن شامل اپیدرم، درم و هیپودرم با یکدیگر تفاوت دارند. در فرایندهای درمانی، تعیین شدت منبع مولد پرتوی لیزر، بر اساس میزان حرارتی است که در هر یک از سه لایه‌ی مختلف پوست تولید می‌کند و کنترل شدت، بهینه‌سازی و پیش بینی شکل تپ لیزر به هنگام برخورد با بافت، حائز اهمیت است، چرا که در اثر تابش لیزر بر بافت، دمای آن افزایش می‌یابد و افزایش کنترل نشده‌ی بیش از حد دما، باعث آسیب حرارتی به بافت می‌گردد.
در این پژوهش با توجه به معادله ی عمومی سالیتون جهت احراز شکل مناسبی از تپ خروجی در انتهای محیط انتقال دهنده (فیبر نوری) با استفاده از روشهای محاسبات عددی، ضرایب معادله‌ی سالیتون شامل ضریب پاشندگی (B)، ثابت انتشار (β) و ضریب اتلاف بهنجار شده (Γ) بدست آمده است. این ضرایب می‌تواند در تعیین ساختار محیط انتقال لیزر یعنی جنس، ضریب شکست، قطر، طول و... بکار رود. لذا طراحان قادر به تعیین محیط سالیتونی که تپ ورودی با حفظ شکل و بدون تغییر از انتهای فیبر نوری خارج گردد، می‌باشند. انعطاف پذیری فیبرهای اپتیکی، دسترسی به اندامهای مختلف داخلی بدن، جهت درمان را مقدور می‌سازد. بنظر می‌رسد تعیین ساختار بهینه ی اجزای محیط انتقال می‌تواند افق جدیدی در درمانهای کنترل شده با لیزر را ارائه دهد.

کلیدواژگان

بافت، ضرایب معادله سالیتون، طراحی محیط سالیتون، فیبر نوری، لیزر.

* نویسندهٔ مسئول، رایانامه: pzobdeh@gmil.com

مقدمه

درگذشته برای انتقال تپ لیزر بدلیل رفع مشکلاتی از قبیل پهن شدگی، میرایی و افت شدت نور از محیط خلأ استفاده می‌شد. فیبرهای نوری جایگزین خوبی برای خلأ در مهیا کردن مسیرانتقال هستند. در هنگام عبور موج یا تپ لیزراز فیبرهای اپتیکی، عمدتا تغییراتی در شکل موج ایجاد می‌شود.

بررسی موجهای سالیتونی به دلیل استوار بودن و خواص رفتاری که از خود نشان می‌دهند، به عنوان تپ ورودی، دستاوردهای حائز اهمیتی به دنبال دارد. استفاده از امواج سالیتونی باعث کاهش معایب و همچنین کنترل بهتر و دقت بالاتر خواهد شد.

سالیتون به پالس یا موجی گفته می‌شود، که با گذشت زمان در طول مسیر بدون تغییر قابل ملاحظه‌ای (تغییرات در خصوص شکل از قبیل کم شدن دامنه، پهن شدگی و...) حرکت کند.

یافتن تعریفی منفرد و مورد توافق از یک سالیتون مشکل است. درازین (Drazin) و جانسون (Johnson) (۱۹۸۹) سه خاصیت ذیل را به سالیتون‌ها نسبت دادند:

۱. شکل آن در طول انتقال تغییر نکند.
۲. در منطقه‌ای از فضا محدود باشد.
۳. بعد از برخورد با سالیتونهای دیگر شکل خود را حفظ کنند، مگر با یک انتقال فاز.

سالیتونها امواجی هستند که در اثر توازن آثار غیرخطی و پاشندگی به وجود می‌آیند و بدون اعوجاج در مسیر طولانی منتشر می‌شوند و پس از برخورد با یکدیگر تغییر شکل نمی‌دهند. (۱و۲)

لیزرهای سالیتونی به عنوان تپ ورودی هنگام عبور از فیبرها با توجه به معادلات حاکم بر این محیط، معادلات تکمیلی سازنده‌ای در اختیار دانشمندان می‌گذارد که کاربردهای مهمّی در صنعت، مخابرات و پزشکی...دارد.

لیزر کلمه ای است مرکب، که به معنای تقویت نشر نور برانگیخته می باشد.

در لیزر از سه پدیده ی اساسی که نتیجه‌ی بر هم کنش موج الکترومغناطیس با ماده‌اند، یعنی فرآیندهای گسیل خود به خود، گسیل القایی و جذب، استفاده می‌شود. (۳و۴)

برخورد لیزر با بافت را می‌توان بر اساس واکنش‌های ذیل دسته‌بندی کرد:

۱. واکنش‌های تخریبی: این واکنش‌ها غالباً در توان‌های بالای ۰/۵ وات مشاهده می‌شوند که با افزایش انرژی جنبشی در بافت و ایجاد حرارتی که دما را در حد ۸۰۰ درجه سانتی‌گراد در نقطه تمرکز تولید می کند، همراه است و باعث دناتوراسیون پروتئین‌ها، انعقاد، تبخیر و کربنیزاسیون می‌گردد.
۲. واکنش‌های خنثی: در این فرآیند تغییر عمده‌ای در بافت صورت نمی‌گیرد و بر اساس میزان نور بازتاب شده و یا عبوری از بافت، تشخیص انجام می‌گردد. (۵و۶و۷)

بکارگیری لیزر در پزشکی مزایای فراوانی دارد چرا که، پرتوی لیزر به دلیل داشتن شدت بالا و طول موج مشخص و نحوه‌ی انتشار به صورت یک باریکه قادر است با توانهای خروجی متناسب سبب برش، تبخیر و یا جوش خوردن بافت‌های پوستی و یا رگهای خونی شود. انرژی فوتونهای لیزر قادر است توسط آب موجود در سلولهای زنده و یا مواد رنگی پوست مانند هموگلوبین و پروتئین که خون قرمز و رنگدانه‌های پوست را می‌سازند، جذب شود. این پدیده سبب شده است که کاربرد پزشکی لیزر گسترش چشمگیری در دهه‌ی اخیر داشته باشد. از مزایای عمده‌ی بکارگیری لیزر در پزشکی می‌توان به این موارد ذیل اشاره کرد:

بهبود نتایج درمان و ترخیص بیمار در مدت کوتاهتر، کاهش امکان عفونت و آلودگی، انجام جراحی تقریباً بدون خونریزی، انجام جراحی کنترل

شده بدون لطمه به دیگر بافت ها، در بعضی موارد جایگزینی مناسب به عنوان یک چاقوی جراحی مطمئن نسبت به روش سنتی، کاهش زخم، کاهش داروهای مصرفی بیمار و گستردگی بکارگیری لیزر در جراحی و درمان.

کاربردهای پزشکی

لیزر دارای کاربردهای وسیع ومتنوعی در پزشکی می باشد که به برخی از زمینه های کاربردی آن درادامه اشاره می شود.

تشخیص نوع بیماری: تشخیص نوع غده‌ی سرطانی، تشخیص نوع بیماری چشمی در چشم پزشکی.

درمان: درمان برخی سرطان ها مانند درمان سرطان پروستات با استفاده از فیبر نوری.

جراحی: جراحی گرفتگی رگهای قلب، جراحیهای حساس، مانند جراحی مغز که جراح نیاز دارد تا ناحیه ی مورد نظر را با دقت بشکافد، استفاده به عنوان تیغ جراحی برای برش یا ایجاد شکاف.

دندانپزشکی: درمان انواع بیماریهای لثه و دندان.

زیبایی: برداشتن خال و زگیل، از بین بردن دائمی پیاز موها، پاک کردن تاتو.

تأثیرات لیزر روی بافت، بستگی به طول موج و میزان انرژی آزاد شده در آن دارد. اما عاملی که سبب اختصاصی شدن لیزر می‌گردد، چگونگی آزاد شدن وانتشار انرژی آن است. مدت زمانی که اشعه لیزر بر روی بافتِ هدف قرار دارد، بر کارایی آن تأثیر می‌گذارد و باید با تنظیم پارامترهای لیزر، تأثیرات مختلف آن را روی سلول های هدف کنترل کرد.

اثرات بالینی هنگام تابش لیزر بر بافت را می توان به چهار مرحله تقسیم کرد:

۱. در افزایش حرارت تا ۶۰ درجه‌ی سانتی‌گراد، بدون تبخیر در بافت لایه های زیرین، پروتئین‌های بافت شروع به تغییر ماهیت می‌کنند. در این حالت بافت، شروع به سفید شدن می‌نماید.

۲. لبه های نرم بافت را می‌توان با حرارتی در حد ۷۰ تا ۸۰ درجه سانتی گراد به هم جوش داد، زیرا در این حالت زنجیره کلاژن باز می‌شود و با یک دیگر جوش می‌خورد.

۳. افزایش دما تا ۱۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد باعث تبخیر آب خواهد شد. در این حالت تغییر فیزیکی در بافت رخ می‌دهد و اجزای مایع و جامد به بخار تبدیل می‌شوند. در این دما بافت نرم، برش خورده و کنده می‌شود.

٤. تا حدود ۲۰۰ درجه سانتی‌گراد هیدراسیون اتفاق می‌افتد، که درصورت وجود هوا (اکسیژن)، بافت می‌سوزد.(۸)

پرتو درمانی

درمان با پرتوهای مختلف، به دو صورت یونساز و غیریونساز قابل بحث می‌باشد. درپرتودرمانی یونساز، برای از بین بردن یا کوچک کردن بافتهای سرطانی، بهمراه آسیب رساندن به DNA سلولهای ناحیه‌ی درمان (بافت) وتخریب آنها، تکثیرسلولها غیر ممکن می شود. اگر چه در پرتو درمانی، تابش پرتو علاوه بر سلولهای سرطانی میتواند به بافت سالم نیز آسیب برساند، ولی با مهندسی وطراحی درمان، اکثر سلولهای سالم می توانند بهبودی خود را دوباره به دست آورند. هدف از پرتو درمانی از بین بردن حداکثر سلولهای سرطانی با حداقل آسیب به بافتهای سالم است. در هر بیمار طراحی درمان برای محافظت بافت های سالم تا حد امکان انجام می‌شود.

در پرتودرمانی با باریکه‌های لیزری، فرآیند، بصورت غیریونساز و از طریق انتقال وانتشارحرارت صورت می‌گیرد. (۹و۱۰)

برای تحقق این هدف لازم است که نحوه‌ی انتقال لیزر به صورت دقیق کنترل شود تا میزان آسیب به بافت به کمترین مقدارخود رسد.

فیبر نوری

فیبرنوری یا تار نوری رشته‌ی باریک و بلندی از یک ماده‌ی شفاف، مثل شیشه یا پلاستیک است که می‌تواند نوری را که از یک سرش به آن وارد شده، از سر دیگر خارج کند. فیبر نوری دارای پهنای باند بسیار بالاتر از کابل های معمولی می‌باشد.

با تبدیل اطلاعات به نور، در فیبرنوری می‌توان داده‌های تصویر، صوت و داده‌های دیگر را به راحتی با پهنای باند بالا تا ۱۰ گیگا بیت بر ثانیه و بالاتر انتقال داد. (۱۱)

شرایطی چون انعطاف پذیری یکی از مزیت‌های فیبر نوری می‌باشد. از مزایای دیگرآن، ایده آل بودن محیط انتقال دردرمان و درآزمایشگاه می‌باشد، زیرا نیاز به محیطهای خلأ و چنبره‌ای نداشته و لذا از نظر اقتصادی نیز مناسب‌تر است.

سالیتون در فیبر نوری

بسیاری از آزمایشات با استفاده از سالیتون‌ها در کاربرد فیبر نوری انجام شده‌اند. پایداری ذاتی سالیتونها امکان ارسال به فواصل طولانی را بدون استفاده از تکرارکننده‌ها، مقدور می‌سازد و می‌تواند بطور بالقوه ظرفیت ارسال را دو برابر سازد. (۱۲)

در سال ۱۹۷۳، هاسه گاوا (Hasegawa) از آزمایشگاه بل (AT&T) اولین کسی بود که پیشنهاد داد، سالیتون‌ها می‌توانند در فیبر نوری بوسیله‌ی موازنه‌ی بین آثار غیرخطی و پاشندگی حضور داشته باشند. همچنین در سال ۱۹۷۳ رابین بلاخ-Robin) (Bulough|اولین گزارشات ریاضیاتی، مبنی بر وجود سالیتون‌های نوری را ارائه کرد. او همچنین ایده‌ی سیستم ارسال بر پایه‌ی سالیتون را ارائه نمود که منجربه افزایش عملکرد نوری شد. (۱۳)

روش محاسبات

هنگاهی که تپ لیزر وارد فیبر نوری می‌شود، با توجه به برقراری سالیتون می‌توان خروجی را پیش‌بینی کرد و ضرایب معادله را طوری برقرارنمود که بتوان امواج سالیتونی را استوار کرده و با توجه به شکل قابل پیش بینی خروجی، دمای بافت پس از تابش لیزر قابل محاسبه و کنترل می‌شود، این در حالی است که در شرایط معمول عدم شناخت آن ممکن است باعث تأثیرات جبران‌ناپذیری روی بافت شود.

اهمیت این مساله زمانی بیشتر جلوه می‌نماید که بدانیم با این روش می‌توان، با توجه به معلوم بودن ضرایب معادله، ساختار فیبر- طول، قطر، جنس، ضریب شکست و... - را نیز به دست آورد.

معادله‌ی عمومی سالیتون که شامل پراکندگی مرتبه‌ی دوم و سوم بوده واثرات غیرخطی و اتلاف در آن لحاظ شده، به صورت زیر می باشد:

$$\frac{\partial E}{\partial z} = -\Gamma E + \frac{i\beta_2}{2}\frac{\partial^2 E}{\partial t^2} + B\frac{\partial^3 E}{\partial t^3} + ik|E|^2E \quad (۱)$$

به طوریکه:

$$\mathrm{B} = \frac{\beta_3}{6|\beta_2|t_0}$$

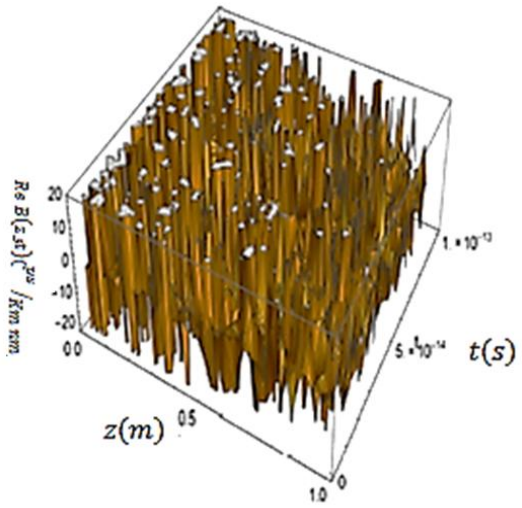
$$\Gamma = \frac{\alpha t_0^2}{2|\beta_2|}$$

$$\beta_i = \frac{d^i\beta}{d\omega^i}$$

در معادله ی بالا $E(z و t)$ معرف دامنه‌ی مختلط بهنجار شده‌ی پالس سالیتونی، zمعرف فاصله‌ی بهنجار شده در طول، tمعرف زمان بهنجار شده، B ضریب پاشندگی یا پراکندگی مرتبه ی سوم، β ثابت انتشار، Γ فاکتور اتلاف بهنجار شده، α اتلاف فیبر و t_0 پهنای اولیه‌ی پالس می‌باشد. (۱۴)

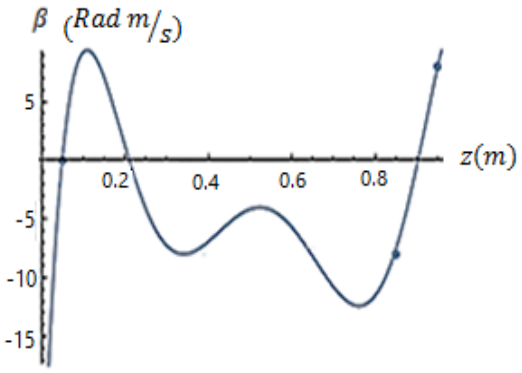
در این مطالعه با فرض یک تپ گوسی حاصل از انتقال، با انجام محاسبات عددی، ضرایب معادله عمومی سالیتون (B، β و Γ) طوری بدست آورده شده‌اند که شرایط سالیتون در محیط انتقال برقرار باشد.

محاسبات عددی نشان می‌دهد، این ضرایب دارای قسمت حقیقی و موهومی می‌باشند. از آنجایی که نمودار سه بعدی ضرایب بسیار پیچیده و تحلیلی پویا خواهد داشت (شکل ۱) و با توجه به رشد تکنولوژی تولید باریکه‌ی لیزری تا مرتبه‌های بسیار کوتاه زمانی فمتوثانیه‌ای، این مطالعه معطوف به پیمایش باریکه‌ی لیزر در محیط فیبر بوده لذا تغییرات ضرایب برحسب z در نظر گرفته شده است.

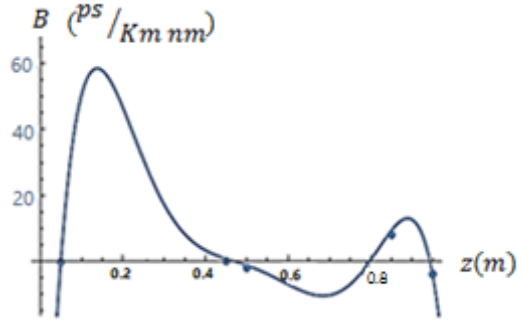


شکل ۱- تغییرات قسمت حقیقی ضریب پاشندگی $B(zt)$
($t = 100\ fs$ و $z = 1m$)

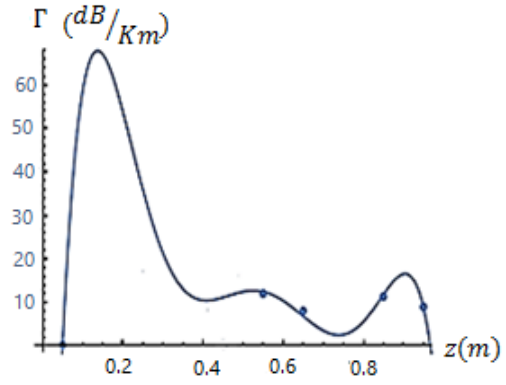
تغییرات هر یک از ضرایب معادله در مسیر انتشار به روش محاسبات عددی بدست آمده که نتایج در شکل‌های ۲ الی ۴ ارائه گردیده است. در این محاسبات طول فیبر $1m$ در نظر گرفته شده است.



شکل ۲- تغییرات قسمت حقیقی ضریب ثابت انتشار( )



شکل ۳- تغییرات قسمت حقیقی ضریب پاشندگی (B)



شکل ٤- تغییرات اندازه اتلاف فیبر( )

نتیجه گیری

انتقال لیزر با شکل مشخص و تعیین تابع و تعریف ریاضی آن در خروجی، تیم درمانگر را قادر می‌سازد تا با انجام محاسبات دقیق و نیز بکارگیری روش‌های شبیه سازی، با اعمال مشخصات بافت، قبل از درمان و

نیز در حین پیشبرد فرآیند درمانی، درمان را بصورت کاملاً کنترل شده و مؤثر انجام دهند.

دراین پژوهش با معلوم شدن ضرایب معادله عمومی سالیتون و شناسایی محیط فیبر، امکان برقراری سالیتون در فیبر نوری میسر و پیش‌بینیِ توزیع انرژی خروجی ممکن می‌شود.

از مزایای این روش، انعطاف پذیری محیط انتقال و دسترسی با حداقل جراحت به اعضا وبافت‌های داخلی بدن در درمان با لیزر است که توانایی درمانگر را بصورت چشمگیری افزایش می‌دهد.

این روش را غیر از محیط های فیبر می‌توان روی محیط‌های دیگری مثل محیط‌های پلاسمایی، ساختار نانومواد، یا شبیه به آن پیاده سازی کرد.

و این، دسترسی به ساختار محیطی را که بتواند تپ لیزر در ورودی و خروجی بدون تغییر در توزیع و پهنای زمانی آن و کاملاً کنترل شده تحویل درمانگر گردد، مقدور می‌سازد. انتظار می‌رود مطالعاتی در خصوص طراحی شکل تپ به صورت قابل تعریف با توجه به توزیع مناسبتر انرژی گرمایی در بافت، در آینده امکانپذیر شود.

منابع و مآخذ

1. Azizi.B, Nazari.E, Fattahi.Kh,Chapter 2,Application Soliton, Optical In Telecommunications with emphasis on integral and differential equations, 1 th edition, mashhad, minu far, 1394, 29-55. [In Persian]
2. Hasegawa, A, Chapter 1, Optical Solitons in Fiber,1 th edition,Tehran, Fal, 1386, 10-26.
3. Zhang.H, Induced Solitons formed cross polarization coupling in a birefringent cavity fiber laser, Opt. Lett, 2008, 33, 2317-2319 .
4. Cundif, S.T., Collings.B.C, Observation of Polarization –Locked Vector Solitons in an Optical Fiber, Physical review latters, 1999, 82, 20, 39-88.
5. Meghdadi.S.M, Diseases of the Skin and its Appendages, 1 th edition, Tehran, Jelveh Publication,1373, 35-44. [In Persian]
6. Motiei.S, Momeni.H, Poor ezzati.M, Estimation of Temperature Change in the 3D Structure of Three - Layer Skin of Pennes Bio- Heat Transfer Equation due to Laser Radiation, Journal of Medical Laser 1390,4, 7, 23-29. [In Persian]
7. Rojhan, M. S., Basic Human Histology (Medical Histology), 10th edition,Tehran, Chehr Publication,1370, 435-454. [In Persian]
8. Mehrabi.A, 1394, Investigation of thermal induced in laser-tissue treatmeat and it's modeling, Department of physic, Islamic Azad University . [In Persian]
9. Sliney. D, Trockel. S, Medical Lasers and Their Safe Use, AP,1993, 120-125.
10. Ken. S, Medical Imagin, Radiation Terapy, Journal Club IV-Industrial, 2006, 21, 21, 1-31 .
11. Agrawal.G.P, Nonlinear Fiber Optical, AP, 2006, fourth edition,5, 25-33.
12. Zobdeh P. and Mahdavi E., Investigation of High Intense –Soliton Laser in Optical Fiber Medium, AMMO International Conference on Advanced Materials in Microwaves and Optical, Thailand,30 september-1 october,2011.
13. Ghafouri. H, Shiraz and Shun and Nagata, A Novel method for analysis if soliton propagation in optical fibers, IEEE Journal Quantum Electronics, 1995, 31, l, 190-200.
14. Sen-Yue. L, Self-Steepening and Third-Order Dispersion Induced Optical Solitons in Fiber, International Academic Publishers, 2001, 35, 5, 589-592.