Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

مقاله پژوهشی

بررسی خواص فیزیکی لیزر و تاثیر آن بر روی بافت

رضا زهدی اقدم[۱]، مولود رادفر[۲]،

تاریخ دریافت مقاله: ۸۴/۵/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۱۱/۹

فصلنامه دانشکده پرستاری و مامایی

سال سوم، شماره سوم، پائیز۱۳۸۴

چکیده

مقدمه: لیزر به معنی تقویت نور با گسیل القایی تابش، وسیله‌ای است برای تولید باریکه‌ای از " نور" تک رنگ، تکفام، با درخشندگی در واحد زاویه فضایی، که از نظر فضای منسجم با شعاع‌های متوازی می‌باشد. با توجه به این مشخصات، تابش لیزری باریکه‌ای از نور می‌باشد که واگرایی آن به طور نسبی کم و تراکم انرژی در واحد سطح آن زیاد است. اجزا فیزیکی تشکیل دهنده لیزر شامل محیط فعال است که فرایند اتمی معکوس در آن اتفاق می‌افتد، حفره نوری یا محفظه تشدید کننده که در آن فوتون نوری حاصل از خروج اتم درحالت تحریک به دفعات فاصله دو آینه موازی هم را طی نموده و با اتمها و یا مولکولهای تحریک شده برخورد و باعث گسیل برانگیخته گردیده و فوتونهای دیگر نیز آزاد شده و شدت نوری ایجاد شده، فوق العاده زیاد می‌شود، منبع انرژی که محیط را پمپاژ می‌کند و در صعود الکترونها به ترازهای بالاتر انرژی، نقش مهمی را ایفا می‌کند. بسیاری از مطالعات نشان می‌دهند که پرتو لیزری موجب تغییرات بیوشیمیایی و فیزیولوژیک فراوانی در اجزا سلولی می‌شود؛ به نحوی که پس از تابش به سلول توسط اجزا میتوکندری و غشاء سلولی جذب شده و فرایندهای احیا در زنجیره تنفسی را فعال می‌کند. لذا به دنبال تغییرات زنجیره تنفسی، تولید رادیکالهای آزاد را در سلول افزایش و بسیاری از عملکردهای سلولی را متاثر می کند. با توجه به اینکه لیزرهای مختلفی رد رابطه با چشم پزشکی در درمان بیماریهای مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد لذا در برخورد با بافت‌های متناسب با چگالی، توان آنها برهمکنش‌های فوتوشیمیایی، گرمایی و یونیزاسیون ایجاد و عوارض متفاوتی را می‌تواند منجر شود.

واژه های کلیدی: لیزر، خواص فیزیکی لیزر، تغییرات بافتی

فصلنامه دانشکده پرستاری و مامایی ارومیه، سال سوم، شماره سوم، ص۱۲۶- ۱۱۶، پائیز ۱۳۸۴

آدرس مکاتبه: ارومیه، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، گروه رادیولوژی، رضا زهدی اقدام

۱ مربی گروه رادیولوژی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

۲ مربی پرستاری دانشکده پرستاری و مامایی دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

مقدمه

از میان پیشرفت‌های برجسته قرن بیستم در علوم و مهندسی، لیزر به حق منزلتی رفیع به خود اختصاص داده است. کاربرد وسیع لیزر در علوم و مهندسی ناشی از ویژگیهای خاص تابش لیزری مولد نور همدوس است و بر خلاف سایر چشمه‌های نور عادی، تابشی است که از درجه بسیار بالای تکفامی، جهت‌مندی و درخشندگی بهره‌مند می‌باشد. درک صحیح لیزر مستلزم تسلط بر کوانتومی، نظریه الکترومغناطیسی و اپتیک، اصول طیف نگاری و حتی الکترونیک است. بنابراین کلمه لیزر[۱] از حروف اول واژه‌های انگلیسی به معنای تقویت نور با گسیل القائی تابشی گرفته شده است. لیزر وسیله‌ای است برای تولید باریکه‌ای از "نور" تکرنگ در نواحی ماوراء بنفش[۲]، مرئی و مادون قرمز[۳] طیف الکترومغناطیسی که در آن همه موجها هم فازند یعنی باریکه نور از نظر فضایی (به خاطر هم فازی همه امواج) و زمانی به خاطر یکسانی فرکانس امواج منسجم هستند. در نتیجه این انسجام، باریکه‌ای داریم که واگرایی آن به طور نسبی اندک و تراکم انرژی در واحد سطح آن، هم در دهانه خروجی لیزر و هم در سر دیگر، در فاصله دور بسیار زیاد است. این چگالی توان تقریباً ثابت در هر دو انتهای باریکه (که بافت متناسب با عکس مجذور فاصله شدت یک چشمه نقطه‌ای غیر منسجم نور یا شدت تابش یوننده کاملاً متفاوت است). عامل مهمی در خطر بالقوه لیزر محسوب می‌شود (۱).

همه لیزرها شامل سه قسمت اساسی هستند:

۱- یک حفره نوری با مقدار Q زیاد که یک انتهای آن به طور کامل و انتهای دیگر آن به طور جزئی باز تابنده است. در اینجا مفهوم فیزیکی Q همان مفهوم کمیت Q است که برای توصیف برخی آرایش‌های مدار در الکترونیک به کار می‌رود. Q یک عامل مهم است که نسبت انرژی ذخیره شده در یک وسیله خاص یا آرایش مدار را به انرژی تلف شده در واحد زمان به دست می‌دهد.

$$Q = \frac{\text{انرژی ذخیره شده}}{\text{زمان/ انرژی تلف شده}} = \frac{\text{انرژی ذخیره شده}}{\text{توان تلف شده}}$$

۲- محیط لیزر: ماده‌ای است که می‌توان آن را با افزودن از طریق "پمپاژ" برانگخیت و به حالت شبه پایداری انتقال داد. محیط لیزری ممکن است به شکل جامد، مایع و یا گاز باشد. محیط‌های لیزری متداول

---

[۱] Laser: Light Amplification Stimulated emission Radiation

[۲] Utera

[۳] Infra Red

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

عبارتند از میله‌های یاقوتی، نئودمیوم- یاگ [۱]، هلیوم- نئون[۲]، آرگون[۳] و دی اکسید کربن[۴].

۳- پمپ کردن یا دمش انرژی- چشمه انرژی لازم برای برانگیختن اتمهای محیط لیزری ممکن است یک منبع قوی نور باشد که در گستره وسیعی از انرژیها، فوتون گسیل می‌کند و به ضرورت شامل فوتونهایی است که با انرژی کوانتومی، اتمهای لیزری را برانگیخته می‌کنند یا چنانچه در مورد لیزر گازی دیده می‌شود، یک چنانچه در مورد لیزر گازی دیده می‌شود، یک مولد ولتاژ فرکانس رادیوی به طور تقریبی ۱۰۰۰ ولتی است که یونها را شتاب می‌دهد و یونها هم به نوبه خود در اثر برخورد با تمهای لیزری، آنها را برانگیخته می‌کنند. در لیزرهای نیمه رسانا (دیود) با عبور یک جریان الکتریکی بسیار شدید، از مرتبه صدها تا هزار آمپر در هر cm^2، از محل اتصال P-N نیمه رسانا در آن ایجاد پمپاژ می‌کنند (۵).

کارکرد لیزر

برطبق مدل اتمب بور[۵]، هنگامی که الکترون‌ها از حالت برانگیخته به یک تراز انرژی پایین می‌روند، فوتون‌هایی از نور عادی گسیل می‌شود. این الکترون‌ها با افزایش انرژی به یکی از روشهای زیر ممکن است برانگیخته شوند و به ترازهای انرژی بالاتر روند.

۱- جذب انرژی از فوتونها، نظیر مورد فلورسانی.

۲- جذب انرژی از ذرات باردار، نظیر مورد رنگهای درخشان یا مواد فسفرسان لامپ پرتو کاتدی

۳- گرما دادن، نظیر مورد لامپ التهابی معمولی یا قطعه‌ای فلز یا شیشه که تا دمای خیلی زیاد گرم شده است.

۴- برخورد با سایر الکترونها، نظیر مورد لامپ مهتابی یا لام نئون.

۵- واکنشهای شیمیایی گرمازا، نظیر مورد شعله (۸).

در نور معمولی، گذار الکترونی به طور گسترده‌ای روی می‌دهد، و در نتیجه فوتونها ارتباطی با یکدیگر ندارند. از سوی دیگر، در لیزر الکترون‌ها با "پمپاژ"، انرژی برانگیخته می‌شوند و به حالت شبه پایدار نسبتاً دراز عمر می‌روند، و در آنجا آن قدر باقی می‌مانند تا یک فوتون عبوری با انرژی دقیقاً مناسب و درست، یک گذار به تراز انرژی پایینتر را القا کند که در این صورت همه اتمهای برانگیخته به طور همزمان فوتونهایی با

---

[۱] Nd - Yag
[۲] He -Ne
[۳] Ar
[۴] Co2
[۵] Boher

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

انرژی یکسان گسیل می‌کنند انشتین [۱] در نظریه فتوالکتریک ثابت کرد فوتونی که انرژی آن به طور دقیق، برابر با انرژی یک الکترون در حالت برانگیخته است، می‌تواند الکترون برانگیخته را به حالت پایه ببرد و بدین ترتیب فوتونی گسیل شود که فرکانس آن با انرژی برانگیختی متناظر باشد. نه تنها فراکانس فوتونهای گسیل شده و فوتونهای برانگیزاننده یکسان است، بلکه همفاز هم هستند(۳).

فعالیت لیزری

در شرایط عادی بیشتر اتمها در هر محیط، در حالت پایه هستند. اتمها در اثر حرکت براونی با هم برخورد می‌کنند و در این برخوردها ممکن است انرژی کافی برای رساندن اتم به یک تراز برانگیخته، رد و بدل شود. از این رو اگر چه بیشتر اتمها در حالت پایه هستند، برخی از آنها ممکن است به یکی از چندین حالت برانگیخته بروند. رابطه میان تعداد اتمها در هر دو تراز انرژی با معادله بولتزمن [۲] نشان داده می‌شود. که در آن N_1 و N_2 به ترتیب تعداد اتمهای موجود در ترازهای E_1 و E_2، $K.N_2=N_{le}^{(E2-e1)/KT}$ ثابت بولتزمن و برار $۱/۳۸\times۱۰^{-۲۳}$ J/ K و T دمای مطلق برحسب کلوین [۳] است (۲).

در مواردی که در آنها اتمها می‌توانند برانگیخته شوند و به یک حالت شبه پایدار بروند، می‌توان با دمش یا پمپ کردن مقادیر زیادی انرژی، وارونی جمعیت ایجاد کرد که در آن بیشتر اتمها در حالت برانگیخته قرار می‌گیرند. پس از حصول وارونی جمعیت، عمل لیزری با یک فوتون که از یک اتم برانگیخته و طی گذار خود به خودی الکترون آن به حالت پایه گسیل می‌شود، آغاز خواهد شد؛ سپس این فوتون، اتم برانگیخته دیگر را تحریک می‌کند تا با سقوط به تراز انرژی پایینتر یک فوتون گسیل کند. بیشتر این فوتونهای القایی به دیوارهای حفره نوری برخورد می‌کنند و از بین می‌روند. اما آن فوتونهایی که در جهتی موازی با محور بزرگ حفره نوری رها می‌شوند به گسیل القای ادامه می‌دهند و به طور منسجم با فوتون‌های گسیل شده ترکیب می‌شوند تا اینکه به یکی از انتهاهای آینه‌ای حفره نوری برخورد می‌کنند. از این رو، همان گونه که در شکل (۱) ملاحظه می‌شود فوتونها در درون حفره نوری پیش می‌روند؛ شدت باریکه به طور پیوسته افزایش می‌یابد و این در حالی است که ارتباط فازی

[۱] Einestien

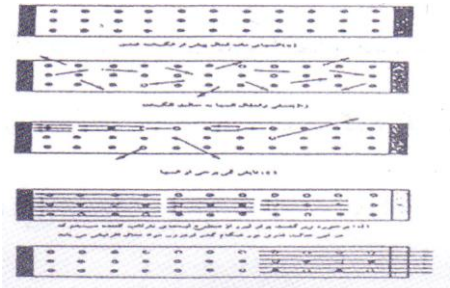
[۲] Boltsman

[۳] Kelvin

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

ثابت می‌ماند و انسجام باریکه حفظ می‌شود. وقتی باریکه به انتهای کاملاً باز تابنده برخورد می‌کند. جهت آن معکوس می‌شود و به گسیل القایی فوتون‌ها و افزایش شدت آن ادامه می‌دهد تا اینکه، به انتهای دیگر (انتهاب باز تابنده جزئی) می‌رسد. در آنجا برخی از پرتوهای باریکه، خارج می‌شود و بقیه باز می‌تاباند و به فرایند گسیل القایی فوتون ادامه می‌دهند این عمل لیزری تا وقتی ادامه می‌یابد که برای برانگیختن اتمها و حفظ وارونی جمعیت، انرژی کافی به محیط لیزری برسد. طول موج این نور با اختلاف میان تراز حالت شبه پایدار و تراز انرژی پایینتر محیط لیزی متناظر است. بازده لیزر فوق‌العاده کم است. در بیشتر انواع لیزرها کمتر از ۰/۱٪ از انرژی پمپ شده به سیستم به تابش منسجم مفید تبدیل می‌شود (۶).

شکل ۱) فرآیند تشکیل لیزر در ماده فعال یک دستگاه لیزر



چگالی توان[۱] چگالی انرژی[۲]

چگالی انرژی از نظر ریاضی عبارت است از نسبت کل انرژی تولید شده به وسیله لیزر به سطحی از بافت که مورد تابش قرار گرفته است و با واحد زول بر سانتیمتر (J/Cm^2) بیان می‌شود. همچنین چگالی انرژی از حاصل ضرب چگالی توان در زمان به دست می‌آید. چگالی توان مستقل از زمان است و عبارت است از توان خروجی لیزر، تقسیم بر سطح تابش. فاکتورهای چگالی انرژی و چگالی توان هستند که نوع تأثیر لیزر بر بافت را تعیین می‌کنند. معنای این یافته آن است که اندازه سطح تابش، تأثیر مهمی در نوع اثر لیزر بر بافت دارد و باید در محاسبات به عنوان فاکتوری مهم در نظر گرفته شود. بدان معنی که در دو لیزر با توان یکسان و در زمان تابش یکسان، چگالی انرژی و توان با سطح مقطع تابش نسبت عکس دارد و به دلیل تفاوت سطح تابش ممکن است این لیزرها اثرات کاملاً مختلفی بر بافت تحت تابش داشته باشند. از آنجا که پرتوهای لیزر بنا به طبیعت تولیدشان همجوار هستند، سطح مقطع تابش در مسافتهای مختلف از منبع تولید باید ثابت بماند، اما در عمل چنین نیست. همه پرتوهای لیزر مقدار ناچیز اما تأثیرگذاری از واگرائی را

---

[۱] Irradiance

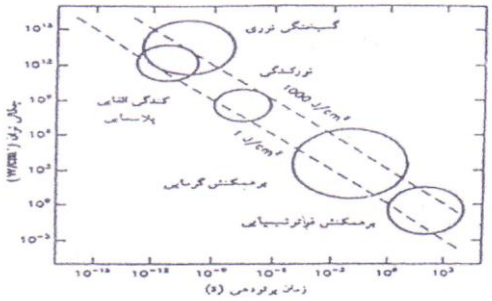
[۲] Fluence

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

دارا هستند که در لیزرهای مختلف متفاوت است. این موضوع به ویژه در مورد لیزرهای دیوید، که فاقد آینه‌ای دو طرفه هستند. بیشتر صدق می‌کند؛ به این معنی که سطح مقطع پرتو لیزر در فواصل مختلف خروجی لیزر متفاوت است. پس چگالی توان و انرژی در مواقعی که پروپ لیزر در فواصل مختلف از بافت قرار می‌گیرد فرق می‌کند. لذا اگر پروپ لیزر به بافت، دور یا نزدیک شود. تأثیر لیزر بر بافت تفاوت خواهد کرد. در بسیاری از موارد کنترل تأثیر لیزر از طریق سطح مقطع تابش، می‌توان از عدسی استفاده نمود. چنانچه اگر یک عدسی همگرا را در مسیر عدسی لیزری قرار داده و فاصله آن تا بافت، طوری تنظیم شود که مساوی فاصله کانونی عدسی باشد؛ پرتو لیزر در نقطه کانون عدسی متمرکز و تأثیر آن بیشترین حد خواهد بود. چگالی انرژی که به مفهوم کل انرژی رسیده به بافت است، نوع تأثیر لیزر را تعیین می‌کند و از کمترین مقدار در حدود J/Cm^2 که در تحریک زیستی با لیزرهای کم توان به کار می‌آید تا بیشترین حد، J/Cm^2 ۱۰۰۰ که منجر به نور گستختگی [۱] می‌شود متغیر است. به عبارت دیگر می‌توان گفت چگالی یکسان، تأثیر یکسانی بر یک حجم ثابت از بافت می‌گذارد. چگالی انرژی صرف نظر از سطح مقطع تابش، وابسته به دو فاکتور اصلی چگالی توان و زمان است. (چگالی توان × زمان تابش). بنابراین می‌توان با تغییر دادن هر یک از این دو عامل، تأثیر بر بافت را تغییر داد، پارامتر واحدی که می‌تواند این اثرات مختلف را از یکدیگر تفکیک کند، همان زمان پرتو دهی است. لذا به نظر می‌رسد که برای کنترل چگالی توان، اصلی‌ترین فرآیند، کنترل عرض پالس لیزر است. با توجه به نمودار روبرو انواع برهمکنش لیزر بافت به آسانی مشخص می‌شود.

با توجه به اینکه برهمکنشهای لیزر و بافت به طور کامل از یکدیگر تفکیک‌پذیر نیستند، اما با توجه به شکل (۲) تغییر زمان تابش لیزر می‌توان این اثرات مختلف را انتظار داشت.

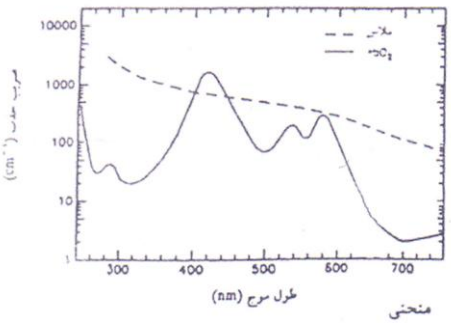
شکل۲) نمودار برهم کنش لیزر– بافت. دایره‌ها حدود تخمینی پارامترهای لیزر وابسته به یک نوع بر همکنش خاصی را نشان می‌دهند



[۱] Photo distortion

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

نمودار ضریب جذب ملانین- هموگلوبین برحسب نوع طول موج لیزر



تأثیرات لیزر بر بافت

در بافت‌های بیولوژیک فرایند جذب، معمولاً بحث اصلی تأثیر لیزر را شامل می‌شود که به طور اساسی توسط مولکولهای آب و ماکرو مولکولهای نظیر پروتئینها و پیگمانها (رنگدانه‌ها) انجام می‌شود. در حالی که جذب مادون قرمز طیف الکترومغناطیس به مولکولهای آب نسبت داده می‌شود در ناحیه ماوراء بنفش و مرئی، پروتئینها و پیگانها جذب بالائی دارند به ویژه پروتئینها دارای قله جذب در حدود ۲۸۰nm هستند. در منحنی یک طیف جذب دو جاذبه بیولوژیک بنیادی یعنی ملانین و هموگلوبین (HbO_2) به عنوان مثال نشان داده شده است. ضریب جذب ملانین از طول موجهای مرئی به سمت ماوراء بنفش افزایش می‌یابد قله‌های نسبی جذب هموگلوبین در ۲۸۰nm، ۴۲۰nm، ۵۴۰nm، ۵۸۰nm قرار دارند و در ۶۰۰nm طول موج قطع دیده می‌شود.

از آنجائی که نه آب، نه ماکرو مولکولها در ناحیه مادون قرمز نزدیک (۶۰۰–۱۲۰۰nm) جذب شدیدی ندارند، در این ناحیه نور با تلفات کمتری به بافتهای بیولوژیک نفوذ می‌کند لذا می‌توان با لیزرهایی در این طول موجها، در لایه‌های عمقی‌تر بافت، عمل درمانی لیزر را انجام داد. زمانی که نور لیزر به بافت می‌رسد، مانند برخورد هر تابش الکترومغناطیس به ماده، ممکن است دچار بازتاب و شکست، جذب و پراکندگی شود و یا در نهایت از آن عبور کند. اینکه در برخورد لیزر و بافت کدام اتفاق رخ می‌دهد، بستگی به ویژگیهای نور لیزر (بویژه طول موج، چگالی توان) و نیز ویژگیهای بافت (ضریب جذب، ضریب شکست، پراکندگی) دارد. در نهایت برخورد تابش لیزری با بافت انسانی به طول موج و شدت این تابش بستگی دارد (۴).

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

جدول شماره ۱) اثرات بیولوژیک لیزر بر بافت بر حسب دمای حاصل از لیزر

دما (درجه سانتیگراد)	اثرات بیولوژیک
۳۷	طبیعی
۴۵	هیپرترمیا
۵۰	کاهش فعالیت آنزیم‌ها و توقف حرکتهای سلولی
۶۰	تغییر ماهیت پروتئین کلاژن، انعقاد
۸۰	قابلیت گذردهی غشاء
۱۰۰	تبخیر، کندگی
>۱۵۰	کربنی شدن
>۳۰۰	ذوب

انواع تأثیرات لیزر بر بافت

برهمکنش فوتو شیمیائی[۱]

در این برهمکنش، به طور معمول چگالی توان پایین (برای مثال در حدود $1W/cm^2$) و زمان پرتودهی طولانی‌تر از چند ثانیه است و افزایش دمای قابل توجهی در بافت تحت تابش وجود ندارد.

انرژی جذب شده توسط ابرالکترونی مولکولها باعث شرکت مولکول در فعل و انفعالات شیمیائی می‌گردد. بافت ناسالم حساس به نور متلاشی می‌شود. امواج کوتاه ماوراء بنفش بدین نحو عمل می‌کنند و استفاده از این پدیده به دو طریق امکان‌پذیر است:

الف- تشعشع نوری[۲]: با تابش نور قرمز (λ= ۶۳۰nm) لیزر به سلول‌های سرطانی که توسط مشتقات هماتوپورفیرین حساس شده. و ایجاد واکنش و تخریب درون تومور نموده و آن را متلاشی می‌سازد.

ب- قدرت ایجاد نور [۳]: تابش پر انرژی ماوراء بنفش، باندهای بین مولکولی را شکسته و ذرات مولکولی را تبخیر می‌کند و برش دقیقی از نظر وسعت و عمق حاصل می‌شود.

برهمکنش گرمائی[۴]

لین واکنش شامل کلیه آثاری که افزایش دمای موضع تابش، مهمترین پارامتر متغیر در آن می‌باشد.

برهمکنش گرمائی مهمترین زمینه کاربرد لیزرهای پزشکی را تشکیل می‌دهد که بیشترین استفاده را در این زمینه بویژه در جراحی لیزری دارد. چگالی توان منجر به این پدیده در محدوده ۶ تا ۱۰ $W/_{cm^2}$ و زمان تابش ۱/۰۰ S تا ۱ دقیقه عمل می‌کند. همان طور که از جدول (۱) پیدا است تغییرات دما بسته به میزان آن، اثراتی چون انعقاد، تبخیر، ذوب و کربنی شدن را در بافت تحت تابش ایجاد می‌کنند که این اثرات به طور خلاصه مورد بررسی قرار می‌گیرند. باید

[۱] Photochemical

[۲] Phtoradiatin
[۳] Phtoablation
[۴] Thermal

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

به خاطر داشت در نوع تاثیر لیزر بر بافت علاوه بر فاکتورهای گفته شده، عوامل که تولید و انتقال گرما را در بافت تحت تاثیر قرار می‌دهند نیز موثرند؛ مانند خون‌رسانی و سرعت عبور خون از بافت گرم شده.

در رابطه با اثر گرمایی لیزر باید گفت که فوتونهای اشعه لیزر توسط رنگ دانه‌های بافت جذب و حرکت اتمی و مولکول را سبب می‌شود و این خود منجر به گرم شدن و ازدیاد درجه حرارت سلول و بافت شده و به اطراف نیز منتقل می‌شود (۴).

انعقاد[۱]

با افزایش دمای بافت به بالاتر از $42^{\circ}C$ فرایندی آغاز می‌شود که در اثر بالا رفتن دما در بافت، انعقاد و تغییر شکل مولکولی پروتئینها و شکستن باندهای آن ایجاد می‌گردد، که به آن هیپرترمی[۲] گفته می‌شود. در حدود دمای $42-50^{\circ}C$ ساختمان مولکولهای بزرگ دگرگون می‌شود در صورتیکه این اثر، مدتی به طول می‌انجامد، بازگشت آنها به حالت طبیعی نا ممکن خواهد بود. در دمای بیش از $50^{\circ}C$ تا حدود $60^{\circ}C$ فعالیت آنزیمی سلولها کم می‌شود که منجر به کاهش فرایند انتقال انرژی درون سلول و عدم تحریک سلولی می‌شود. بدین ترتیب ساز و کارهای ترمیم سلول از کار می‌افتند و در نتیجه بقای سلولها کمتر می‌شود. در نهایت در دمای $60^{\circ}C$ تغییر ماهیت پروتئینها و کلاژن اتفاق می‌افتد اگر دمای $60^{\circ}C$ تا ۶ ثانیه به طول انجامد بافت به طور غیر قابل برگشت منعقد می‌شود. تذکر این نکته لازم است، هنگامی که دمای موضع تابش در حد انعقاد قرار دارد، بافت اطارف آن در حالت هیپرترمی است و بازگشت آسیبهای وارد شده به بافت اطراف به مدت زمان هیپرترمی تحمیل شده و ویژگی بافت بستگی دارد. از هیپرترمی و انعقاد در (گرما درمانی میان لیزری[۳]) برای نابودی تومورهای توپر[۴] استفاده می‌شود. این روش که به طور معمولی با لیزر نئودمیرم- یاگ صورت می‌گیرد، تاکنون به ویژه روی تومورهای اولیه و متاستاتیک مغز و کبد با موفقیت انجام شده است. استفاده از پدیده انعقاد در فوتوکوآگولاسیون بیماریهای شبکیه از جمله جداشدگی شبکیه، با به کار بردن لیزر و ضایعات دیابتی با جذب طول موجهای آبی و سبز لیزر آرگون به شدت ایجاد گرما و انعقاد خون و انسداد عروق خونی شبکیه را موجب می‌گردد.

---

[۱] Photocoagualation
[۲] Hyperthermia
[۳] Laser interstitial therotherapy
[۴] Solid

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

تبخیر[1]

انرژی دریافتی بافت به حدی است که درون و اطراف سلولی تبخیر می‌گردد و این امر منجر به انهدام و از هم گسیختگی سلولها می‌شود. از سوی دیگر بخار ایجاد شده باعث می‌شود گرمای اضافی انتقال یافته و از هرگونه افزایش دما در بافت مجاور جلوگیری شود. گسیختگی بافت به علت افزایش حجم ناشی از تبخیر رخ می‌دهد؛ بیشترین استفاده لیزر، بویژه در جراحی لیزری با استفاده از این پدیده رخ می‌دهد. از مزایای این روش قابلیت کاربرد آن است که در ضایعات سطحی، کوتر کردن عروق خونی اطراف برش و ایجاد زمینه عمل بدون خونریزی می‌باشد. لیزر CO_2 بهترین وسیله‌ای است که بدین ترتیب عمل می‌کند و در جراحی‌های دهان و گوش- حلق- بینی [2] و در برداشتن لایه های پر آب دندانی به کار می‌رود.

کربنی شدن[3]

زمانی که مولکولهای آب تبخیر شوند و پرتودهی لیزر همچنان ادامه یابد. روند افزایش حرارت ادامه می‌یابد؛ در دمای بیش از $100^{\circ}C$ منجر به سوختن املاح و مواد آلی (کربنی شدن) می‌شود؛ که این عمل همراه با سیاه شدن بافتهای مجاور و خروج دود خواهد بود. این پدیده نیز در ضایعات سطحی و در درمان بعضی از انواع بدخیمی‌ها (مثل متاستازهای پوستی انواع سرطانها) کاربرد دارد. اما به طور کلی از کربنی شدن بافت به هنگام لیزر درمانی به روشهای مختلف (از جمله خنک کردن بافت با آب و گار خنک) اجتناب می‌شود. زیرا بافت در دماهای پایین‌تر نکروز شده و نیازی به کربنی شدن نیست. کربنی شدن باعث می‌شود طی عمل جراحی، قدرت دید جراح کاهش یافته و فایده درمانی خاصی به همراه نداشته باشد. با استفاده از لیزر CO_2 می توان به تمام موارد فوق دست یافت.

ذوب[4]

طبق جدول شماره (۱) پدیده ذوب در دمای بالاتر از $300^{\circ}C$ رخ می‌دهد که مطلقاً به جنس بافت پرتودهی شده بستگی دارد. چنانکه به عنوان مثال از این پدیده برای ذوب ماده دندانی استفاده می‌شود. به طور کلی عمده لیزرهایی که در واکنش گرمایی مورد استفاده قرار می گیرند عبارتند از لیزرهای دی اکسید کربن، نئودمیوم- یاگ، اربیوم- یاگ، آرگون و دیود.

---

[1] Vaporization
[2] ENT
[3] Photocarbonization
[4] Melting

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

برهمکنش یونیزاسیونی[1]

براساس این مکانیزم انرژی فوق العاده زیاد لیزر، سبب جدا شدن الکترونها در ناحیه هدف شده و مولکولها یونیزه می‌گردند و در اینجا حالت چهار ماده یعنی پلاسما تولید می‌شود که حالتی بالاتر از گاز بوده و مجموعه‌ای از الکترونها و یونها ایجاد می‌شود و به علت اشغال حجم بیشتر ایجاد امواج صوتی و مکانیکی کرده باعث پارگی بافت یا متلاشی شدن نسج[2] می‌شود و به طور دقیق مانند یک چاقوی جراحی ظریف عمل می‌کند بدون آنگه نگرانی از عوارض جراحی عادی نظیر خونریزی یا عفونت وجود داشته باشد. به طور کلی لیزرهای شایع که امروزه در چشم پزشکی با برهمکنش‌های متفاوت به کار می‌روند عبارتند از آرگون، کریپتون- یاگ [3] و دی اکسید کرین که در جراحی پلکها و اربیت و سگمان قدامی چشم به کار می‌رود. اما لیزرهای که هنوز در مرحله تحقیقات هستند عبارتند از لیزر رنگی برای فوتوکوآگولاسیون، اگزایمر[4] که در جراحی‌های قرینه به کار می‌روند (۷).

[1] Ionization
[2] Photodisruption
[3] Ar-Kr-Yag
[4] Excimer

منابع

1. Ratz, J. Laser in cutaneous medicine and surgery, Year Book Medical publisher, Chicago, 1986; pp: 39-41, 173.

2. Absten, GT. Evaluation and installation of Surgerical laser systems, Springer Verlag, NY, Berlin. pp: 92-104.

3. Littetor MA, laser focus, Medical Laser Buyers Guide, Oxford. Per well Publications, 1988; pp: 658-660.

4. Karu T. Primary and secondary mechanisms action of visible to near IR radiation on cell. J Photochem Photobio, Bilogy, 1999; 49:1-17.

5. Walker J; Relief from chronic pain by low power laser irradiation. Neurosience letters, 1983; 43: 339.

6. Daiy JM, Fry WA, Ready JF, Erf RK, Me Graw Hill, little AG. Esophageal cancer: Results of an American college of surgeons patient care evaluation study. J of American college of surgeons 2000; 19: 548-59.

7. Morton CA. Treating BBC: Has photodynamic therapy come of age? Br J Dermatol, 2001; 145: 1-2.

8. Weiss RA, Oron U, Barash 1. Vein diagnosis and treatment: A comprehensive approach. USA: Me Graw - Hill Medical, 2001; 120: 56-66.

9. Goldman Mp MD, Sroka S, Ashley S, Kester RC: Cutaneous laser surgery, 2nd ed. London, mosby, 1999; pp: 291-336.

10. Sakihama H. Effect of a He - Ne Laser on culcaneous in flammation. Kurume Med J, 1995; 42: 299-305.

Downloaded from unmf.umsu.ac.ir at 18:58 +0330 on Monday October 21st 2019

A Survey of Effective Factors on Mental Health

A Study on the Physical Properties of Laser and Its Effects on Tissue

***Zohdi Aghdam R*[1], *Radfar M*[2]**

Abstract:

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation or LASER is used as a tool for producing a monochromatic light with radiance on a solid unit angleLASER light is convergent with lowest divergence and has had high densit-v ener-gy area units. Physical components of laser include an active material in which alk. inversion process occurred. Light photons that are produced by stimulatk-~n intensifier chamber transfer the space between two mirrors frequently during -bib they have a contact with stimulated atoms or molecules. This process causes i i emission and finally the intensity of light increases significantly. Energy, source xx pumps the space ascends the electrons to a higher level of energy Many qshowed that laser beam causes many physiological and biochemisterie changes in components, so the light could be absorbed in mitochondria and cell membe after that the reduction process could be activated in cellular respiratory chain. changes in respiratory chain, free radical productions in the cell will increase *w* has a lot of etTects on cellular procedures. Considering the fact for curing various diseases in ophthalmology, different lwhave been applied and its contact with different tissues with different irradi creates photochemical, thermal, and ionization which can have dillerent side efrom on the tissue.

Key Word: Laser, Tissue, Interaction

Address: Radiology Department, Paramedical University, Iran.

[1] instructor of Radiology, Paramedical University of Urmia University of Medical Sciences

[2] Instructor of Nursing and Midwifery Faculty, Urmia University of Medical Sciences