لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۷، دورهٔ ۱۵، شمارهٔ ۳، صفحات: ۴۱-۳۱ .

مقاله مروری

لیزر و کاربردهای آن در علوم پزشکی: مروری از گذشته تا حال

افشان شیرکوند [۲،۱]
مژده بابادی [۲]
ابراهیم نجف‌زاده [۳]

خلاصه

از زمان پیدایش اولین سیستم لیزری در جهان در سال ۱۹۶۰ و اولین کاربردهای لیزر در علوم پزشکی تا کنون، استفاده از لیزر در علوم پزشکی هم در زمینه‌ی تحقیقات و هم در زمینه مسایل کاربردی با سرعت زیادی در حال رشد است. به‌علاوه کاربردهای لیزر در پزشکی محدود به یک یا چند زمینه نبوده و تقریباً به تمام زمینه‌ها رسوخ کرده است و در آینده نیز جنبه‌های پیشرفته‌تری از کاربردهای تشخیصی و درمانی آن محقق خواهد شد. این مقاله با هدف بررسی کاربرد لیزر در حوزه‌های گوناگون تشخیصی و درمانی علوم پزشکی از گذشته تا حال به مروری می پردازد.

مقدمه فیزیک لیزر

لیزر نوعی نور برانگیخته شـــده و پرانرژی است که در شرایط عادی در طبیعت دیده نمی‌شود، ولی با فناوری و وسایل خاص می‌توان آن را ایجاد کرد(۱). لیزر با نور معمولی تفاوت‌هایی دارد که این ویژگی‌ها باعث توانایی‌ها و کاربردهای خاص آن می‌شود. نور لیزر درخشان‌تر و با شدت بیشتر از نور در طبیعت است. نور لیزر می‌تواند سخت‌ترین فلزات را بشکافد و به‌راحتی از جسم سختی مثل الماس عبور کند و در آن ایجاد حفره نماید. باریکه‌های کم قدرت و فوق‌العاده ظریف انواع دیگر لیزر را می‌توان برای انجام کارهای بسیار ظریف مثل جراحی روی چشم انسان به‌کار برد. نور لیزر را می‌توان با دقت بالایی تحت کنترل در آورد و به‌صورت باریکه‌ی مداومی به نام لیزر پیوسته یا انفجارهای سریعی به نام لیزر پالسی استفاده نمود. بر خلاف نور معمولی نور لیزر دارای انرژی کاملاً هماهنگی است که به این واسطه قدرت زیادی برای انجام کارهای مختلف در آن ایجاد می‌شود. واژه‌ی لیزر از حروف اول کلماتی که توصیف‌کننده ویژگی‌های آن اســـت به وجود آمده که به معنی تقویت نور توســـط گســـیل القایی تابش[1] اســـت (۲).

اولین لیزر جهان در ســـال ۱۹۶۰ توســـط تئودور مایمن که در آن از یاقوت استفاده شده بود اختراع گردید. در همان سال پروفسور علی جوان اولین لیزر گازی را به جهانیان معرفی نمود و بعدها نوع سوم و چهارم لیزرها (لیزرهای مایع و نیمه‌رسانا) اختراع شدند. تفاوت پرتو لیزر با نور معمولی در خاصیت‌های مهمی است که در این پرتو وجود دارد. این خصوصیات عبارت‌انداز: همدوسی، تک‌فامی، مستقیم بودن و

1. Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)

۱. گروه پژوهشـــی لیزرپزشـــکی مرکز تحقیقات لیزر در پزشـــکی جهـــاد دانشـــگاهی واحد علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲. گروه طیف‌ســـنجی زیســـتی، گروه فوتونیک، پژوهشکدهٔ لیزر و پلاســـما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳. گـــروه فیزیک‌پزشـــکی، دپارتمـــان فیزیک و مهندسی پزشـــکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

نویسندهٔ مســـئول: افشان شـــیرکوند، تلفن: ۰۲۱۶۶۴۱۵۹۷۱
پست الکترونیک: ashirkavand@alumnus.tums.ac.ir

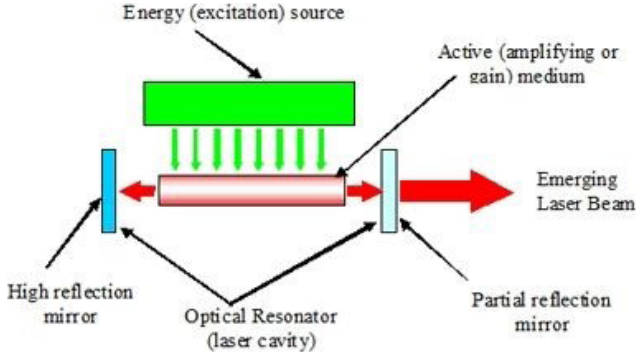
شدت زیاد. خواص مذکور در نور معمولی دیده نمی‌شود و از این ویژگی‌ها برای کارهای مختلف استفاده می‌شود(۳).

به‌طور کلی سیستم‌های لیزر دارای سه قسمت اصلی هستند[۴و۵]:

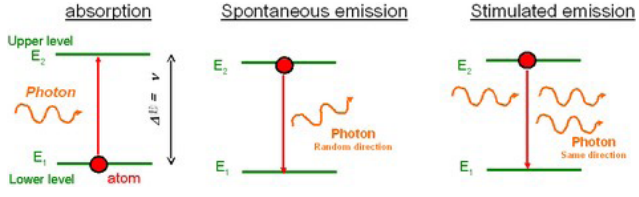
- پمپ انرژی یا چشمهٔ انرژی: ممکن است این پمپ، اپتیکی یا شیمیایی و یا حتی یک لیزر دیگر باشد.
- مادهٔ پایه و فعال: نام‌گذاری لیزر به‌واسطهٔ مادهٔ فعال صورت می‌گیرد.
- تشدیدکنندهٔ نوری: شامل دو آینهٔ بازتابندهٔ کلی و جزئی می‌باشد.

لیزرها را براساس مادهٔ پایه و تولیدکنندهٔ آن به چند گروه بخش‌بندی می‌کنند: لیزرهای جامد، لیزرهای گازی، لیزرهای مایع یا رزینه، لیزرهای الکترون آزاد و لیزرهای نیمه‌رسانا. همچنین لیزرها را بر پایهٔ خروجی آن‌ها به دو دستهٔ لیزرهای پالسی (تپی) و لیزرهای پیوسته تقسیم‌بندی می‌کنند و به‌طور غالب لیزرهای توان بالا را از نوع پالسی می‌سازند[۴].

براساس تئوری اتمی بوهر اگر اتمی در اثر دریافت انرژی برانگیخته شود، الکترون‌های برانگیخته بعد از مدت‌زمان خاصی با از دست دادن انرژی به‌صورت امواج الکترومغناطیس به مدار با سطح انرژی پایین‌تر برمی‌گردد. این فرآیند گسیل خودبه‌خودی است، به‌شکل آنی صورت می‌گیرد و تابع قانون خاصی هم نیست. اگر اتم در تراز تحریکی قرار گرفته باشد، موجی الکترومغناطیس با فرکانس متناسب با ترازها نیز بر اتم فرود می‌آید. این موج دارای همان فرکانس است که اتم را از حالت تحریک به حالت پایه وامی‌دارد. این اختلاف انرژی به‌صورت موج الکترومغناطیس به موج فرودی افزوده می‌شود. گسیل هر اتم به‌صورت هم‌فاز به موج فرودی افزوده می‌شود[۳،۵و۶].



شکل۱: اجزای یک سیستم تولید لیزر شامل سیستم پمپ اپتیکی مارپیچ در لیزر یاقوت



شکل۲: از چپ به راست: برهمکنش جذب، گسیل خودبه‌خودی، گسیل القایی

چه کنیم تا احتمال وقوع گسیل القایی را بر پدیدهٔ گسیل خودبه خودی غالب کنیم؟

با استفاده از رساندن سیستم به حالت وارونی جمعیت می‌توان به این مهم که اساس لیزر است، دست یافت. در حالت عادی همان‌گونه که توضیح داده شد اتم، نور گسیلی از تحریک را در تمام جهات گسیل می دارد ولی در لیزر برای رسیدن به همدوسی نیاز به استفاده از ترازهای انرژی موجود در مادهٔ اصلی به‌علاوهٔ استفاده از ترازهای ناخالصی مناسب است. تا الکترون‌های تحریک‌شده به ترازهای اضافه‌شده از طریق مادهٔ ناخالصی بروند و در آنجا بمانند (جمعیت الکترون تحریکی بیشتر می‌شود و وارونی جمعیت حاصل می‌گردد) و در زمان مناسب به شکل القایی به تراز پایه سقوط کنند و عمل تولید لیزر را انجام دهند.

عمل ایجاد وارونگی جمعیت با استفاده از پمپاژ نوری، الکتریکی و یا شیمیایی انجام می‌گیرد. در حالت نوری یا اپتیکی مادهٔ فعال که معمولاً جامد است مانند لیزر یاقوت توسط لامپ نوری پمپ یا دمش می‌شود.

بعد از ایجاد وارونی جمعیت با ورود اولین فوتون به داخل محیط فعال گسیل القایی صورت می‌پذیرد. مادهٔ فعال در بین دو آینه که به کاواک تشدید معروف هستند، قرار دارد و فوتون‌ها آن‌قدر در بین این آینه‌ها رفت و برگشت انجام می‌دهند تا شدت لیزر به اندازهٔ کافی برسد و سپس خروج نور از یکی از آینه‌ها که بازتاب صددرصد ندارد، انجام می‌شود.

ازجمله منابع نور- لیزر می‌توانیم به موارد زیر اشاره نماییم:

لیزر حالت جامد

در این نوع لیزر، مادهٔ فعال ایجادکنندهٔ لیزر یک یون فلزی است که با غلظت کم در شبکهٔ یک بلور یا درون شیشه به‌صورت ناخالصی قرار داده شده است. فلزاتی که برای این منظور به‌کار می‌روند عبارت‌انداز اولین سری فلزات واسطه. از مهم‌ترین لیزرهای حالت جامد به لیزر یاقوت که یک لیزر سه‌ترازی است و لیزرهای نئودنیوم (Nd:YAG و Nd:glass) می‌توان اشاره کرد.

لیزر گازی

مادهٔ فعال در این سیستم‌ها یک گاز است که به‌صورت خالص یا همراه با گازهای دیگر مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از معروف‌ترین این لیزرها لیزر گازی هلیوم-نئون است. عمل ایجاد لیزر ناشی از نئون است و هلیوم فقط جهت پمپاژ نئون به‌کار می‌رود. الکترودها به یک منبع تغذیهٔ ولتاژ بالا متصل هستند. جریانی از الکترون‌ها از میان لوله‌ها جریان می‌یابد. الکترون‌ها با اتم‌های هلیوم برخورد می‌کنند. الکترون‌های اتمی آن‌ها را به مدار تهییج‌شده پرت می‌نمایند. اتم‌های تهییج‌شدهٔ هلیوم به اتم‌های نئون برخورد می‌کند و اتم‌های هلیوم انرژی درونی اضافی خود را به اتم نئون انتقال می‌دهد. طول‌موج خروجی ۶۳۲ نانومتر است.

دیودهای نور گسیل

یک دیود نور گسیل (LED[۲]) منبع نوری است که در آن لایهٔ الکترولومینسانس انتشاری، یک فیلم از ترکیب شیمیایی معدنی یا آلی است که نور را در واکنش به جریان الکتریکی منتشر می‌کند[۷]. این لایهٔ نیمه‌هادی بین دو الکترود قرار دارد. درمواردی‌که لایهٔ نیمه‌هادی از مواد آلی ساخته می‌شود، به آن (OLED[۳]) می‌گویند. از زمان پیدایش منابع سادهٔ نوری دیودی گالیوم-آرسنید از سال ۱۹۶۱ میلادی تاکنون، به‌دلیل رشد و تنوع این تکنولوژی نوری و برخی از ویژگی‌ها ازجمله فناوری ارزان آن و استفاده در سطوح بزرگ‌تر، در موارد کاربردهای تشخیصی-درمانی گوناگون مورد توجه بوده‌اند به‌طوری‌که در برخی موارد هم‌اکنون اقسامی از این منابع نوری دارای تأیید FDA می‌باشند.

برهمکنش نور با بافت

برهمکنش باریکهٔ الکترومغناطیسی با بافت به‌صورت بازتاب و شکست، جذب و پراکندگی رخ می‌دهد. بازتاب و شکست توسط قوانین فرنل با هم ارتباط می‌یابند. لذا، این دو در یک بخش بیان می‌شوند. البته در کاربردهای پزشکی، شکست فقط وقتی نقش مهمی ایفا می‌کند که ماده ای شفاف مانند بافت قرنیه مورد تابش واقع شود. این نکته که کدام‌یک از وقایع (بازتاب، جذب، پراکندگی) بیشتر باشد، به جنس بافت مورد تابش و طول‌موج باریکهٔ ورودی بستگی دارد.

در این رابطه طول‌موج عامل بسیار مهمی است زیرا ضرایب شکست، جذب و پراکندگی وابسته به طول‌موج هستند. لذا، در جراحی با پرتوی لیزری خواص جذب و پراکندگی بافت مورد نظر برای بهبود روش درمانی ضروری است.

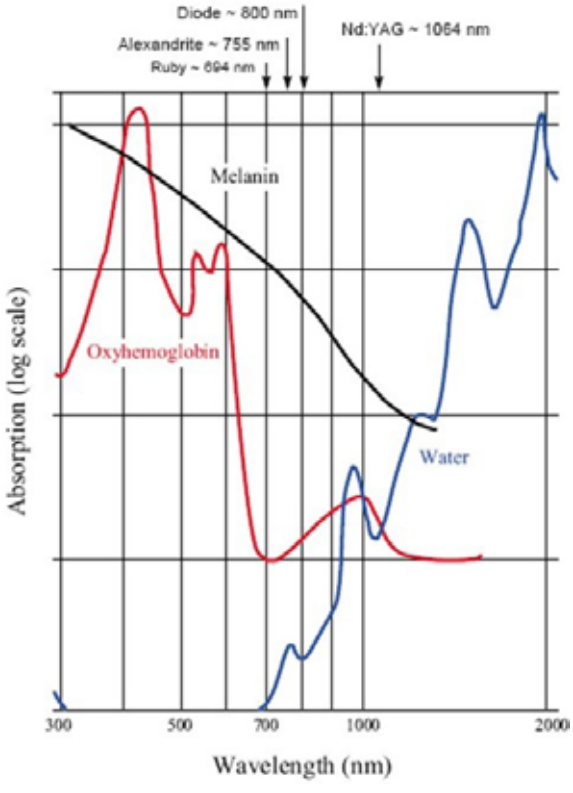
بازتاب و شکست

بازتاب عبارت‌است‌از برگشت باریکهٔ الکترومغناطیسی توسط سطحی که پرتو به آن تابیده است. بازتاب بر دو نوع است: بازتاب منظم و بازتاب غیرمنظم.

هنگامی‌که پرتوی ورودی از روی سطحی صاف و صیقلی با پستی‌بلندی‌هایی که در مقایسه با طول‌موج پرتوی فرودی کوچک‌تر است بازتاب می‌شود، آن را بازتاب منظم می‌نامند. بازتاب نامنظم پدیده‌ای است که به‌طورکلی برای تمام بافت‌های بدن روی می‌دهد. زیرا هیچ‌کدام از آن‌ها دارای سطح صاف و صیقلی نیستند ولی در مواردی خاص مانند بافت‌های حاوی آب ممکن است بازتاب منظم بر نامنظم غالب باشد[۲].

جذب

در فرآیند جذب[۴] شدت موج الکترومغناطیسی ورودی در اثر عبور از



شکل ۳: رفتار جذبی باریکهٔ لیزرهای مختلف با سه نوع مادهٔ مختلف

میان ماده کاهش می‌یابد. جذب، ناشی از تبدیل بخشی از انرژی نور به حرکت و نوسان‌های ویژهٔ مادهٔ جاذب است.

توانایی یک محیط در جذب باریکه‌های الکترومغناطیسی به چند عامل ازجمله ساختار الکترونی اتم‌ها و مولکول‌ها، طول‌موج باریکه، ضخامت لایهٔ جاذب و عوامل داخلی مانند درجه حرارت و غلظت مادهٔ جاذب بستگی دارد.

ضریب جذب با μa نشان داده می‌شود و با احتمال جذب شدن یک فوتون نوری هنگام حرکت در جزء طول بسیار کوچکی از مسیر خود تعریف می‌شود و واحد mm^{-1} می‌باشد که نشان‌دهندهٔ میزان کاهش در انرژی تابشی به علت جذب شدن پرتوها در واحد طول z می‌باشد.

در بافت‌های بیولوژیک، جذب عمدتاً به‌وسیلهٔ مولکول‌های آب و ماکرومولکول‌هایی مانند پروتئین‌ها و کروموفورها صورت می‌گیرد که ازجملهٔ آن‌ها می‌توان به ملانین و هموگلوبین اشاره نمود. ملانین رنگ‌دانهٔ اصلی در بافت پوست و مو است.

پراکندگی

ضریب پراکندگی محیط را با μs نمایش می‌دهند. همانند تعریفی که برای ضریب جذب ارائه گردید، ضریب پراکندگی برابر احتمال پراکنده شدن یک فوتون نوری هنگام حرکت در جزء طول بسیار کوچکی از مسیر خود است. این ضریب که با واحد mm^{-1} بیان می‌شود، نشان‌دهندهٔ میزان

2. Light Emitting Diode: LED

3. Organic Light Emitting Diode: OLED

4. Absorbance

کاهش در انرژی تابشی به علت پراکنده شدن پرتوها در واحد طول است.

محققان دریافتند که در بیشتر بافت‌های بیولوژیک، فوتون‌ها ترجیحاً رو به جلو پراکنده می‌شوند و زوایای پراکندگی معمولاً بین ۸ تا ۴۵ درجه قرار دارند.

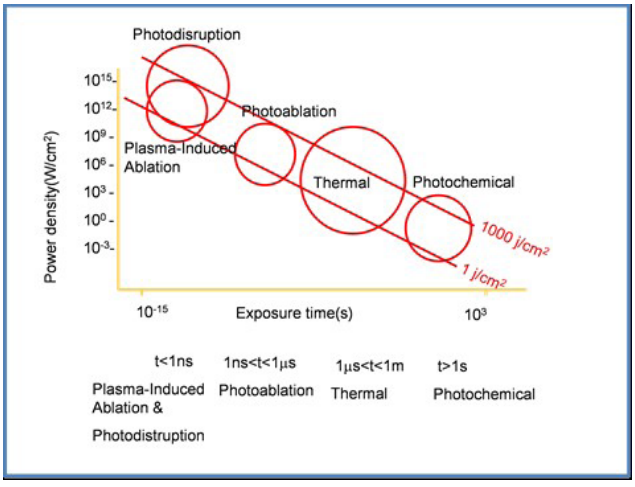
مکانیسم‌های برهمکنش نور و بافت

در هنگام تاباندن لیزر به بافت بیولوژیک ممکن است برهمکنش‌های متعددی رخ دهد[۲، ۸ و ۹]. این تنوع از خصوصیات بافت‌ها و پارامترهای مختلف پرتوی لیزری منشأ می‌گیرد. در بین خواص اپتیکی بافت، ضریب‌های بازتاب، جذب و پراکندگی مهم‌تر از همه هستند که مورد بحث قرار گرفته‌اند. امروزه، پنج گروه از برهمکنش‌ها در این حوزه تعریف شده‌اند که عبارت‌انداز: برهمکنش فوتوشیمیایی[۵]، برهمکنش حرارتی[۶]، کندگی نوری[۷]، کندگی ناشی از پلاسما[۸] و گسیختگی نوری[۹] (شکل ۷). این مکانیسم‌ها هرکدام بسته به انتخاب دو پارامتر مهم تابش لیزر شامل دانسیتهٔ توان لیزر (w/cm^2) و مدت زمان تابش نور لیزر (s) تعیین خواهند شد.

مکانیسم فوتوشیمیایی به آن دسته از برهمکنش‌ها اطلاق می‌شود که در اثر تابش نور و لیزر تأثیرهای شیمیایی در مولکول‌های بزرگ و بافت‌ها ایجاد می‌شود. این نوع از مکانیسم‌ها نقش مهمی در درمان‌های فوتودینامیکی (PDT)[۱۰] ایفا می‌کنند. ایدهٔ اصلی درمان‌های فوتودینامیکی استفاده از یک مادهٔ حساس‌کنندهٔ[۱۱] نوری است که به‌صورت کاتالیزور عمل می‌کند، انرژی منتقل‌شده از طریق جذب نور و لیزر را ذخیره می‌نماید و غیرفعال شدن و بازگشتن آن به حالت اولیه منجر به پدید آمدن اکسیژن اکسیداتیو سمی است که قابلیت از بین بردن بافت بیولوژیک را دارد.

مکانیسم فوتوحرارتی مهم‌ترین برهمکنش لیزر-بافت مورد استفاده در کاربردهای پزشکی است. برهمکنش فوتوحرارتی بیانگر نوعی برهمکنش است که در آن دما به‌طور موضعی افزایش می‌یابد. این اثرهای حرارتی هم به‌وسیلهٔ لیزرهای پیوسته و هم توسط لیزرهای پالسی ایجاد می‌شود. در سطح میکروسکوپی منشأ اثرهای حرارتی در بافت عبارت از جذب پرتوها توسط مولکول‌های بافت و تبدیل این انرژی جذب‌شده به گرما است[۲و۹].

جذب در بافت بیولوژیک به‌طور عمده ناشی از وجود مولکول‌های آزاد آب، پروتئین‌ها و کروموفورها است. ضریب جذب به طول‌موج پرتوی لیزر ورودی وابسته است. اثر گرما در بافت‌های بیولوژیکی به مدت‌زمان و مقدار



شکل ۴: نمودار مکانیسم‌های برهمکنش لیزر- بافت

ماکزیمم دمای به‌دست‌آمده وابسته است. بسته به دو پارامتر ذکرشده، در بافت اثرهای مختلفی مانند انعقاد، تبخیر، کربنیزاسیون و ذوب شدن ممکن است رخ دهد. گرمادرمانی و از بین بردن موهای زاید به‌وسیلهٔ لیزر، نمونه‌هایی از کاربردهای بالینی این مکانیسم در زمینهٔ پزشکی است.

کندگی نوری نوع دیگری از مکانیسم برهمکنش نور و لیزر است که در آن جدا کردن بافت به شیوه‌ای کاملاً دقیق و شفاف و بدون پدید آمدن آسیب‌های حرارتی مانند انعقاد و تبخیر صورت می‌پذیرد. این نوع تخریب و برش بافتی بسیار دقیق توسط نور فرابنفش کندگی نوری نامیده می‌شود. کندگی نوری اولین‌بار در سال ۱۹۸۲ کشف شد. دانشمندان این پدیده را تجزیهٔ نوری تخریبی نامیدند که معنی آن تجزیهٔ ماده در اثر تشعشع بسیار شدید نور لیزر (در طول زمان پالسی از لیزر در حدود نانوثانیه) است. امروزه، تخریب نوری تکنیک بسیار موفقی در جراحی عیوب انکساری قرنیه به‌شمار می‌آید. در این نوع جراحی قدرت انکسار قرنیه برای افراد نزدیک‌بین و آستیگمات تغییر داده می‌شود[۲].

کندگی ناشی از پلاسما، تخریب بافت به‌وسیلهٔ یونیزه شدن پرتوهای پلاسما است. هنگام استفاده از چگالی‌های توان بالاتر از 10^{14} w/cm^2 پدیده‌ای به‌نام شکست اپتیکی اتفاق می‌افتد. به‌طور کلی پلاسما در اثر یک میدان الکتریکی شدید و آزاد شدن الکترون‌های ناشی از پدیدهٔ ترمویونیک ایجاد می‌شود. شکستگی اپتیکی بر این نکته تأکید دارد که نور UV و IR شدیداً توسط پلاسما جذب شده است. به‌دلیل این ویژگی مهم شکست اپتیکی که نه‌تنها در بافت‌های حاوی رنگ‌دانه بلکه در محیط‌های با جذب کم هم باعث به‌جای ماندن انرژی می‌شود. محدودهٔ کاربردهای لیزرها در پزشکی براساس این نوع مکانیسم به‌طور قابل ملاحظه‌ای افزایش یافته است. به‌طور ویژه در چشم‌پزشکی، بافت‌های شفاف مانند عدسی و قرنیه به‌صورت هدف‌های بالقوه‌ای برای جراحی لیزری تبدیل شده‌اند. همچنین این مکانسیم ابزاری قدرتمند برای تشخیص و درمان پوسیدگی دندان در محدودهٔ دندانپزشکی به‌شمار می‌آید.

---

5. photochemical

6. photothermal

7. photoablation

8. Plasma formation

9. Photodistruption

10. Photodynamic therapy

11. photosensitizer

فرآیند گسیختگی نوری ناشی از نیروهای مکانیکی است. در گذشته برهمکنش کندگی القایی پلاسما و برهمکنش گسیختگی نوری از یکدیگر تفکیک‌پذیر نبودند. پژوهش‌های سال‌های اخیر بین این دو فرآیند تمایز قائل شده است. در کندگی پلاسمایی نیروهای مکانیکی مطلقاً وجود ندارند و کندگی صرفاً ناشی از یونش در محیط پلاسما است، اما در فرآیند گسیختگی نوری نیروهای مکانیکی عامل اصلی کندگی به‌حساب می‌آیند. چگالی توان در دو فرآیند تقریباً یکسان است. ولی در چگالی‌های انرژی با یکدیگر خیلی تفاوت دارند. برهمکنش کندگی القایی پلاسما محدود به بازهٔ کوچکی از پهنای زمانی پالس حداکثر تا 500 ps می‌باشد درحالی که برهمکنش گسیختگی نوری دارای پهنای زمانی بزرگ‌تری است[۵].

مروری بر کاربردهای لیزر در پزشکی

درحال‌حاضر استفاده از لیزر در علوم پزشکی هم در زمینهٔ تحقیقات و هم در زمینهٔ مسائل کاربردی با سرعت زیادی در حال رشد است[۱۰و۱۱]. به‌علاوه کاربردهای لیزر در پزشکی محدود به یک یا چند زمینه نمی‌باشد و تقریباً به تمام زمینه‌ها رسوخ کرده است و در آینده نیز جنبه‌های پیشرفته‌تری از کاربردهای تشخیصی و درمانی آن محقق خواهد شد. درادامه به بررسی کاربرد لیزر در حوزه‌های گوناگون می‌پردازیم[۱۲و۱۳].

لیزر در چشم‌پزشکی

کاربرد لیزر در تاریخچهٔ چشم‌پزشکی قدمتی بیش از ۴۰ سال دارد[۱۴] و از لیزرهای رزینه‌ای (رنگ) و نور سبز آرگون یا کریپتون در بیماری‌های ته چشمی (جدا شدن شبکیه و یا خونریزی داخلی چشم) به طریق پرتودرمانی استفاده شده است. از اواسط سال ۱۹۸۰ استفاده از لیزرها با طول‌موج‌های متفاوت (فرابنفش و فروسرخ نزدیک) شروع شد ولی کاربرد عملی از لیزر اکسایمر و لیزرهای پیکوثانیه‌ای به علت مشکلات فنی، قیمت بالای تجهیزات وغیره ادامه پیدا نکرد. استفاده از لیزر اکسایمر در طول‌موج‌های فرابنفش در سال ۱۹۹۵ برای جراحی انکساری اثبات شد. این‌گونه لیزرها قابلیت برش دقیق و عمیق در قرنیه را دارند. امروزه استفاده از لیزرهای دی‌اکسیدکربن و دیود در چشم‌پزشکی روبه‌افزایش است و در درمان تومورهای پیشرفتهٔ قرنیه مناسب است[۱۵]. مهم‌ترین مکانیسم اثر لیزر در چشم‌پزشکی، انعقاد نوری[12] است. استفاده از لیزرها برپایهٔ این مکانیسم معمولاً برای فوتوکوآگولاسیون شبکیه در درمان رتینوپاتی دیابتی و فوتوکوآگولاسیون شبکهٔ ترابکولر و عنبیه، در درمان گلوکوم (آب سیاه) مورد استفاده قرار می‌گیرند.

علاوه‌براین می‌توان به مکانیسم تخریب نوری[13] برای سوراخ کردن کپسول خلفی عدسی پس از درآوردن کاتاراکت و برای انجام ایریدوتومی لیزری اشاره کرد. همچنین مکانیسم تبخیر نوری[14] برای تبخیر ضایعات سطحی نظیر تومورهای پلک و نیز برش‌های فاقد خونریزی و علاوه‌برآن به مکانیسم تجزیهٔ نوری[15] برای برش دقیق لایه‌های نازکی از قرنیه برای اصلاح عیوب انکساری می‌توان اشاره نمود. امروزه از لیزرها در زمینه‌های مختلف درمانی بیماری‌های چشمی استفاده می‌شود که از مهم‌ترین این موارد می‌توان رتینوپاتی‌های چشم، ترمبوز ورید مرکزی و شاخه‌ای شبکیه، پارگی شبکیه، گلوکوم زاویهٔ بسته و زاویهٔ باز، کپسولوتومی خلفی و جراحی عیوب انکساری را بیان نمود[۱۶].

لیزر در دهان و دندان

کاربردهای لیزر در دندان‌پزشکی به سه گروه کلی تقسیم می‌شوند[۱۷]: اول تشخیص است که در این مرحله لیزر به‌عنوان ابزار تشخیصی به کمک دندان‌پزشک می‌آید. دوم درمان است و سوم آثار شبه‌دارویی لیزرهای کم‌توان یا کم‌شدت. در مرحلهٔ تشخیص، مهم‌ترین مزیت لیزر در تشخیص سادهٔ پوسیدگی‌های دندانی در مراحل اولیهٔ پوسیدگی است. در این مرحله، لیزر به دندان‌پزشک کمک می‌کند تا با پدیدهٔ فلورسنت که ناشی از تقابل یک لیزر دیودی و بافت دندانی است، نه‌تنها پوسیدگی را تشخیص دهد بلکه روند فعالیت آن را نیز دریابد[۱۸]. در حال حاضر ابزاری برای کشف این موضوع وجود ندارد. مزیت دیگر لیزر این است که قبل از آنکه مقدار زیادی از بافت‌های دندانی از بین برود، می‌توان با روش‌های پیشگیری آن را کنترل کرد. در حقیقت می‌توان بیماران دارای خطر بالای پوسیدگی را جدا کرد و مورد توجه قرار داد. همچنین دوره‌های مراجعه برای درمان‌های دندان‌پزشکی را در زمان‌های کوتاه‌تری تعیین کرد.

در جراحی بافت نرم، لیزر مانند چاقو عمل می‌کند اما، نسبت به چاقو دارای مزیت‌هایی است[۱۹]. اول آنکه در مسیر برش، مکانیسم آن به گونه‌ای است که انعقاد مناسبی ایجاد می‌کند. این مسئله برای عده‌ای که مشکلات انعقادی دارند، یک مزیت محسوب می‌شود. همچنین با انعقاد حاصل‌شده، جراح دید بهتری نسبت به ناحیهٔ جراحی خواهد داشت. دوم اینکه با بسته شدن عروق لنفاوی، ورم و التهاب ناشی از جراحی نیز کمتر می‌شود و در نهایت، بیمار ناراحتی‌های کمتری متعاقب اعمال جراحی خواهد داشت. همچنین ترمیم ناحیهٔ جراحی با سرعت بیشتری رخ خواهد داد. در ضمن جراح با لیزر قادر است برش‌هایی بسیار ریز، دقیق و کنترل‌شده انجام دهد حتی می‌توان زمان برش را در حد چند میلیونیوم ثانیه در لیزرهای پالسی کاهش داد. این مزیت‌ها به جراحان کمک می‌کند در جراحی‌های بافت‌های نرم دهانی، به‌ویژه اگر در حد میکروسکوپی باشد، قدرت مانور بهتری داشته باشند. این امکانی است که هیچ چاقویی برای آن‌ها مهیا نمی‌کند.

تشخیص سرطان‌های ناحیهٔ دهان با استفاده از روش‌های جدیدی است که به کمک تزریق یک مادهٔ حساس به لیزر انجام می‌شود[۱۷و۱۸]. این ماده حساس به نور است و می‌توان به‌کمک تجمع این ماده در سلول‌های

12. Photocoagulation

13. Photo disruption

14. Photo-evaporation

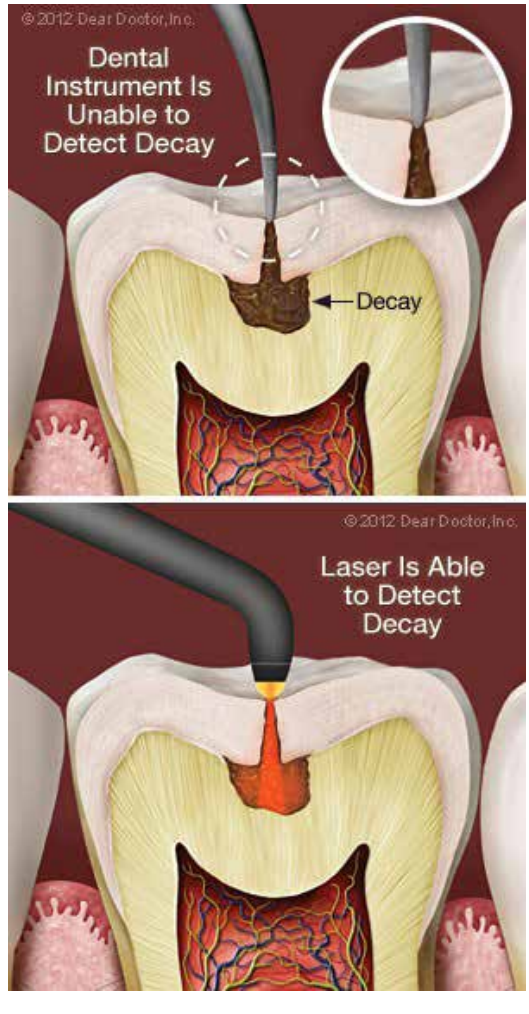
15. Photodecomposition

سرطانی و بازتاب پرتوهای فلورسنت از ضایعه، این قبیل سرطان‌ها را تشخیص داد. همچنین با تهیهٔ هولوگرام‌های لیزری، درمانگر قادر خواهد بود نماهای سه‌بعدی از ناهنجاری‌های فکی و دهانی را به تصویر بکشد. جراحی بافت نرم دهان شامل نمونه‌برداری، برداشتن ضایعات تومورال، برداشتن ضایعات استخوانی و درمانی مقطعی آن نیز از کاربردهای لیزر است.

درحال‌حاضر، لیزرها در تمام تخصص‌های ده‌گانهٔ دندان‌پزشکی در بسیاری از امور کاربرد دارند. برای نمونه در درمان ریشهٔ دندان، ضدعفونی کردن کانال دندانی به یک معضل اساسی برای متخصصان درمان ریشهٔ دندان تبدیل شده است که با بهره‌گیری از فناوری لیزر این مشکل نیز تا حدودی حل شده است.

سه نوع لیزر در دندان‌پزشکی استفاده می‌شود که عبارت‌انداز: لیزر CO_2، لیزر اربیوم و لیزر دیود[۲]

لیزر CO_2 با طول‌موج ۱۰/۶ میکرومتر دارای کاربردهایی مانند برش و ابلیشن بافت نرم، اصلاح فرم حاشیه‌های لثه با هدف زیبایی، درمان



شکل۵: توانایی لیزر در تشخیص پوسیدگی دندان

ضایعات اولسراتیو دهانی و حذف اپیتلیال‌های نکروزشده در حین جراحی بازسازی‌کنندهٔ لثه می‌باشد. دندان‌پزشکان جراح که سال‌ها به‌جای تیغ جراحی با لیزر CO_2 کار کرده‌اند آن را ابزاری بی‌استرس و باسرعت ارزیابی کرده‌اند و ErYaG، Er:YSGG و Er,Cr:YSGG با محدودهٔ طول‌موجی ۲۷۸۰ تا ۲۹۴۰ نانومتر برای درمان‌های ریشهٔ دندانی، جراحی‌ها و جرم‌گیری‌های گسترده و زدودن بافت‌های نکروزشده از سطح دندان، خارج کردن نواحی پوسیده در مناطق خاص و حساس، تهیهٔ حفرات ترمیمی در مینا و عاج دندان و لیزر Nd:YaG برای درمان التهاب‌ها و ضایعات عروقی بافت نرم دهانی به‌کار می‌روند[۱۷و۱۸].

لیزر در اورولوژی

در ۲۰ سال اخیر استفادهٔ کاربردی از لیزر در اورولوژی پیشرفت‌های زیادی نموده است و به‌عنوان انتخاب اول در بسیاری از موارد مانند درمان آندوسکوپیک سنگ‌های مجاری ادراری و رزکسیون بافت پروستات درآمده است[۲و۲۰]. در کنار کاربردهای مهم لیزر که ذکر شد، اکنون لیزر به‌عنوان درمان انتخابی در بسیاری از موارد دیگر مانند سنگ‌های مجاری ادراری و حالب، کوندیلوما و برداشت تومورهای کلیه و بسیاری از موارد دیگر می‌باشد.

توانایی لیزر در ابلیشن بافت پروستات با حداقل خونریزی همواره مورد استقبال متخصصان اورولوژی در درمان بیماری هایپرتروفی خوش‌خیم پروستات (BPH) بوده است. از اولین سیستم‌های لیزری که برای ابلیشن پروستات استفاده شده است، می‌توان به Nd:YAG لیزر اشاره نمود. با استفاده از تابش این لیزر به‌طور غیرتماسی بافت پروستات به‌اندازهٔ ۱۰ میلی‌متر در اثر حرارت ایجادشده دچار کوگولاسیون[۱۶] می‌گردد. این روش برای کاربرد توسط متخصصان آسان و برای بیماران دچار مشکلات انعقادی خون به‌دلیل ریسک پایین خونریزی در حین جراحی، ایمن می‌باشد. لیزرهای KTP و لیزر نور سبز از دیگر گزینه‌های لیزری برای این کاربرد هستند. استفاده از لیزرهای پالسی رنگی (PDL[۱۷]) و لیزر الکساندریت در درمان سنگ‌های مجاری ادراری از حدود دههٔ ۹۰ میلادی موردتوجه قرار گرفت. این تکنولوژی درمورد ۹۵ -۸۰ درصد انواع سنگ‌های مجاری ادراری با کمترین جراحت به‌عنوان فناوری کارآ مطرح است. مزیت مهم دیگر از بین بردن سنگ‌ها به‌وسیلهٔ سیستم‌های لیزری دارای مزیت آسیب اندک آن است[۲۱].

از سیستم‌های لیزری همانند holmium laser با توانایی تنظیم پارامترهای تابشی توان و پهنای زمانی پالس همچنین می‌توان برای lithotripsy نیز استفاده نمود. با درک کنترل این پارامترهای تابشی توسط متخصص، اورولوژیست می‌تواند این فرآیند درمانی را به‌طور ایمن، بهره‌ور و با عوارض اندک انجام دهد[۲۲].

---

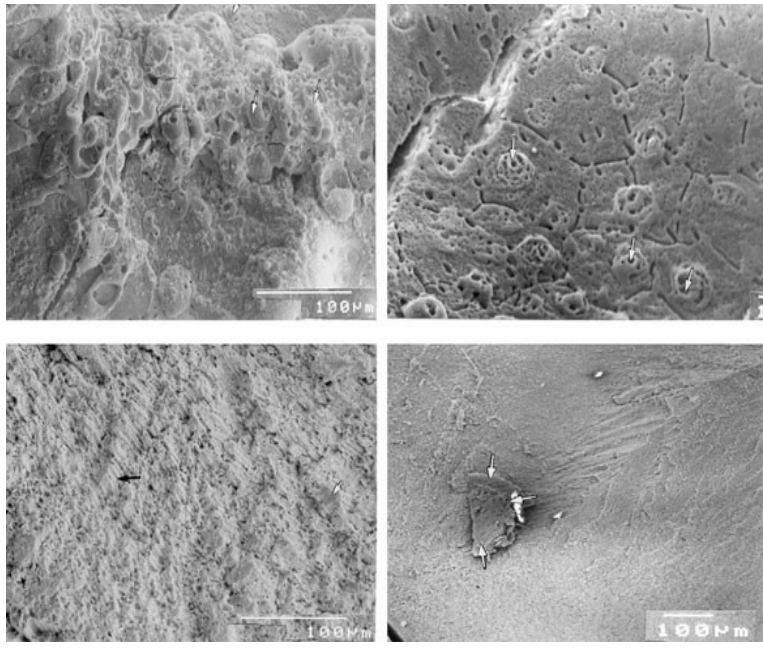
16. coagulation
17. Pulse dye laser

لیزر در درماتولوژی

موارد استفاده از لیزر برای مراقبت‌های پوست زیاد است و شامل مواردی مانند آنچه در ذیل لیست شده است، می‌شود[۱۱و۲۳]: ضایعات مربوط به عروق پوست (مانند ماه‌گرفتگی، عروق گشادشدهٔ سطحی در صورت و پاها)، زخم‌ها (شامل لک‌های قرمز، سفید، قهوه‌ای و گوشت اضافه که از ضایعات قبلی به‌جا مانده باشد)، ضایعات رنگ‌دانه‌ای (مانند لک‌های ناشی از آفتاب، بعضی از خال‌های عمقی پوست)، خال‌کوبی و لک‌های باقی‌مانده از خراشیدگی‌ها و تصادفات، از بین بردن موهای زاید، درمان جوش‌های آکنه به‌وسیلهٔ لیزر، جوان‌سازی پوست با استفاده از لیزرهای فراکشنال (شامل رفع چروک و خطوط ظریف صورت به‌ویژه در لب، گونه‌ها و پیشانی، صاف و سفت کردن پوست پلک، رفع چین‌های پنجه‌غازی اطراف چشم، نرم و شاداب کردن خطوط ضخیم و برجستهٔ پوست، برداشتن لک‌های قهوه‌ای‌رنگ و تغییر رنگ‌های پوستی، برطرف و صاف کردن جای جوش‌ها یا اسکار)[۸]. باتوجه به تعدد بیماری‌های پوستی الزامی است بیمار توسط متخصص معاینه و نوع ضایعه به‌طور دقیق تشخیص داده شود سپس پزشک با درنظر گرفتن میزان کارآیی لیزر برای آن بیماری، درمورد انجام لیزردرمانی تصمیم خواهد گرفت[۱۱،۲۳و۲۴].

انواع دستگاه‌های لیزر مورد استفاده در بیماری‌های پوست و مو به‌صورت زیر می‌باشد[۱۲و۱۳]:

الف) برای درمان ضایعات عروقی که شامل رگ‌های واریسی پوست (در صورت، اندام‌ها و بدن)، لکه‌های قرمز عروقی و خال‌های عروقی (گرانولوم پیوژنیکوم) می‌باشد، لیزرهای رنگی پالسی (PDL)، Nd:YAG و آرگون قابل استفاده هستند که PDL مناسب‌تر می‌باشد.



شکل۶: ایجاد ذوب‌شدگی در عاج دندان با استفاده از لیزر NdYaG[۲]

ب) برای درمان خال‌ها و لکه‌های تیرهٔ پوستی (ماه‌گرفتگی آبی و یا قهوه‌ای)، خال‌کوبی‌ها (آبی، سیاه، گاهی قرمز) از انواع این لیزرها می‌توان استفاده کرد: لیزر کیو-سوئیچ یاقوت[۱۸]، لیزر کیو-سوئیچ الکساندریت[۱۹] و لیزر کیو-سوئیچ Nd: YAG.

ج) برای درمان و کاهش موهای ناخواسته از انواع لیزرهای Nd:YAG، دیود، الکساندریت و یاقوت می‌توان استفاده کرد. همچنین یک سیستم به‌نام I.P.L[۲۰] که نور پرانرژی معمولی است و از جنس لیزر نمی‌باشد، در کاهش موهای زاید مؤثر است.

د) برای کاهش چین و چروک و فرورفتگی‌های جای زخم، آکنه و سایر بیماری‌ها می‌توان از لیزرهای CO_2 و Erbium:YAG استفاده کرد. لیزر CO_2 پوست را عمیق‌تر می‌تراشد و در کاهش چین و چروک مؤثرتر است ولی عوارض آن ازجمله ایجاد جای زخم و لکه‌های تیره شایع‌تر می‌باشد لذا، برای کاهش عوارض ناخواسته، Erbium:YAG مناسب‌تر است. نتیجهٔ استفاده از این لیزرها هیچ‌کدام صددرصد نمی‌باشد ولی در کاهش عمق چین و چروک و جای زخم‌ها مؤثر هستند.

ه) انواع مختلف لیزر در درمان بیماری‌های مختلف پوستی کاربرد دارند ولی باید توجه داشت که برای این بیماری‌ها، درمان‌ها و روش‌های دیگر و ارزان‌تر نیز وجود دارند، لذا درصورت عدم موفقیت سایر روش‌ها می‌توان نتایج لیزر را نیز امتحان کرد[۱۱و۲۵].

لیزر به‌عنوان چاقوی جراحی

در سال ۱۹۶۴ اولین لیزر با کاربرد چاقوی جراحی ساخته شد. در جراحی‌ها اکثراً از لیزر CO_2 استفاده می‌شود[۲۶]. باریکهٔ فروسرخ لیزر CO_2 به‌وسیلهٔ مولکول‌های آب موجود در بافت جذب می‌شود و موجب تبخیر سریع این مولکول‌ها و درنتیجه برش بافت می‌گردد[۲۷]. لیزر به عنوان چاقوی جراحی نه‌تنها عمل برش را انجام می‌دهد بلکه موجب جوش خوردن رگ‌های بریده‌شده هم می‌شود و به‌همین‌دلیل جراحی با لیزر معمولاً بدون خونریزی می‌باشد. بنابراین از لیزر در جراحی‌هایی که بیمار دارای انعقاد خون ضعیفی است، استفاده می‌شود. جراحی با لیزر تپی بدون درد می‌باشد زیرا مدت اثر پالس لیزر کوتاه خواهد بود و اعصاب حسی زمان کافی برای حس کردن ضربهٔ وارده نخواهند داشت. علاوه براین جراحی با لیزر مزایای دیگری دارد که در ذیل به آن اشاره می‌گردد:

بهبود نتایج درمان و ترخیص بیمار در مدت‌زمان کوتاه‌تر، انجام جراحی تقریباً بدون خونریزی، انجام جراحی کنترل‌شده بدون لطمه به دیگر بافت‌ها، امکان عمل در نواحی غیرقابل دسترس، کاهش داروهای مسکن مصرفی توسط بیمار.

18. Q-Switch Ruby

19. Q-Switch Alexandrite

20. Intense Pulse Light

جدول۱: سابقهٔ زمانی پیدایش لیزر و کاربردهای آن

تئوری مکانیک کوانتوم انیشتن	۱۹۱۷
تولید میزر Maser	۱۹۵۵
لیزر یاقوت	۱۹۶۰
لیزر He: Ne و Nd:Yag	۱۹۶۱
لیزر پیوستهٔ آرگون	۱۹۶۲
لیزر پیوستهٔ دی‌اکسیدکربن	۱۹۶۴
کاربرد لیزر یاقوت در تاتو توسط دکتر گلدمن	۱۹۶۵
لیزر Dye قابل تنظیم پمپشده توسط آرگون	۱۹۸۱
PDL	۱۹۸۱
تئوری فوتوترمولیز انتخابی آندرسون و پریش	۱۹۸۳
اولین استفاده از لیزر در PDT	۱۹۸۴
لیزر یاقوت Q switched تأیید برای برطرف کردن تاتو	۱۹۸۹
جوانسازی با لیزر پالسی پرانرژی دی‌اکسیدکربن	۱۹۹۱
جوانسازی با Er: Yag	۱۹۹۶
اولین استفادهٔ PDL nonablative برای آکنه	۱۹۹۶
لیزر پالسی دیود و الکساندریت موهای زاید	۱۹۹۷
ALA تأییدشده برای اکتینیک کراتوزیس	۱۹۹۹
Nd:Yag ۱۳۲۰ نانومتر برای بازمدل کردن درم	۱۹۹۹
اولین استفادهٔ پالس بلند Nd:Yag برای عروق پا	۲۰۰۰
چشمه‌های نوری IPL	۲۰۰۰
درمان بدون پورپورا با سیستم PDL خنک‌کننده	۲۰۰۲
اولین استفادهٔ پالس بلند PDL و PDT در آکنه‌ولگاریس	۲۰۰۳
فوتومدولاسیون با LED	۲۰۰۴
فوتوترمولیس fractional	۲۰۰۴

امروزه، لیزر در درمان برخی سرطان‌ها و تبخیر آن‌ها استفاده می‌شود. با انتخاب مناسب طول‌موج لیزر، به‌علت ضریب جذب متفاوت بافت‌های سالم و ناسالم، تبخیر فقط شامل نقاطی می‌شود که هدف، از بین بردن آن‌ها است و بافت‌های سالم آسیبی نمی‌بینند.

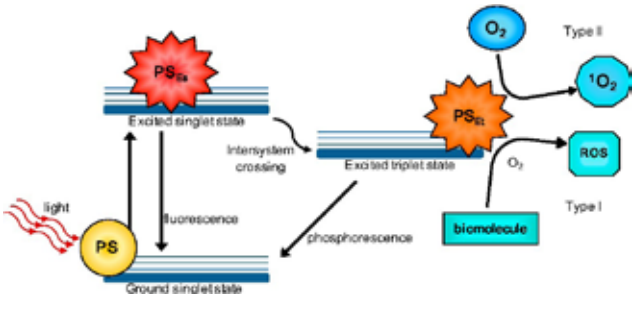
فوتودینامیک‌تراپی

فوتودینامیک‌تراپی روشی است مؤثر، سریع و غیرسمی که در آن از مادهٔ حساس به نور[۲۱] استفاده می‌شود. این ماده به‌طور انتخابی توسط سلول‌های سرطانی و بدخیم جذب می‌شود و با نور لیزر یا LED مناسب فعال می‌گردد[۹و۲۸]. ازجملهٔ این مواد می‌توان فوتوفرین، پروفیرین و آمینولوولینیک‌اسید[۲۲]، متیلین‌بلو، تولوئیدن‌بلو، کورکومین و ...را نام برد. در اثر فعال‌شدن این مواد توسط تابش نور، رادیکال آزاد تولید می‌شود که برای سلول‌های هدف کشنده می‌باشد. مواد حساس‌کننده ممکن است به شکل خوراکی یا تزریقی تجویز شوند و فاصلهٔ بین استفادهٔ مواد تا درمان بین چندین دقیقه تا چند روز بسته به نوع ماده و تومور می‌باشد. از این روش درمانی برای درمان سرطان پوست، سر و گردن، مری، معده، ریه و مثانه استفاده می‌شود و کاربرد آن در درمان سرطان‌هایی مانند پروستات و پانکراس دردست تحقیق است.

فوتودینامیک‌تراپی نسبت به سایر روش‌های درمانی مؤثر بر سرطان مانند جراحی، رادیوتراپی و شیمی‌درمانی امتیازاتی دارد که عبارت‌انداز: سرعت عمل بالا، تأثیر بهتر بر بافت هدف در مقایسه با عمل جراحی، خاصیت تهاجمی کمتر، عوارض آزاردهندهٔ کمتر در مقایسه با رادیوتراپی و شیمی‌درمانی[۲۸و۲۹].

Transmyocardial Laser Revascularization

از موارد مهم بیماری‌های قلب می‌توان به بیماری‌های کرونر قلب اشاره نمود که به‌دلیل تغییر شیوهٔ زندگی و شرایط اجتماعی، اقتصادی و سلامت جامعه شیوع بالایی داشته است[۳۳-۳۰]. این آمار در اواخر دههٔ ۸۰ میلادی در آمریکا ۱ میلیون نفر ثبت شده است که یک‌چهارم آن‌ها دچار مرگ ناشی از بیماری‌های کرونر قلب شدند[۳۲]. روش‌های اولیهٔ درمان این نوع بیماری قلبی شامل جراحی شریانی، درمان ایسکمی قلبی، و بازسازی شبکهٔ عروقی خونرسان قلب، گرافت بایپس شریان قلبی، گردش خون مستقیم درون بطنی حفرهٔ قلب در منابع کاردیولوژی ذکر شده است[۳۲و۳۳]. در سال ۱۹۸۳ اولین گزارش بالینی حاکی از کاربرد روش لیزر CO_2 در درمان بیماری ایسکمی قلبی به‌عنوان اینترونشنی نوین منتشر گردید. در این گزارش مطالعات حیوانی اولیه پیشنهاد گردید که کانال ونتریکولار از سطح اپی‌کارد ازطریق اندوکارد که توسط لیزر CO_2 قابل ایجاد است، محافظت از ایسکمی میوکارد و گردش خون ماهیچه‌ای بهتری برای حفرهٔ ونتریکول را سبب می‌شود. مطالعات بالینی موردی اولیه از کاربرد لیزر CO_2 همراه با گرافت بایپس شریان قلبی با نتایج امیدبخش انجام گردید. به‌دنبال فالوآپ چندماهه مدت مورد بیمار درمان‌شده در این مطالعه، این تکنیک TMLR برای مطالعات وسیع‌تر و فالوآپ‌های طولانی‌مدت‌تر مورد توجه خاص قرار گرفت[۳۲]. حدود سال ۱۹۹۹ تکنیک TMLR برای بیماران پرخطر کاندید برای



شکل۷: شماتیک و اجزای درمان فوتودینامیکی

21. Photosensitizer

22. Aminolevulinic acid (ALA)

جراحی بایپس ثانویهٔ شریان قلبی یا آنژیوپلاستی تأیید شد. مطالعات بالینی اخیر نشان دادند که بیماران آنژین مقاوم بعد از انجام TMLR تسکین می‌یابند[۳۳]. فرضیه‌ها حاکی از این است که TMLR حرکت دیوارهٔ منطقه‌ای قلب را بهبود می‌بخشد و عملکرد بهتری را به‌دلیل بهبود گردش خون منطقه‌ای سبب می‌شود. TMLR به‌طور مشخص با دو نوع لیزر CO_2 و لیزر Ho:YAG در مطالعات بالینی قابل انجام است[۳۳].

کاربردهای تشخیصی لیزر در پزشکی

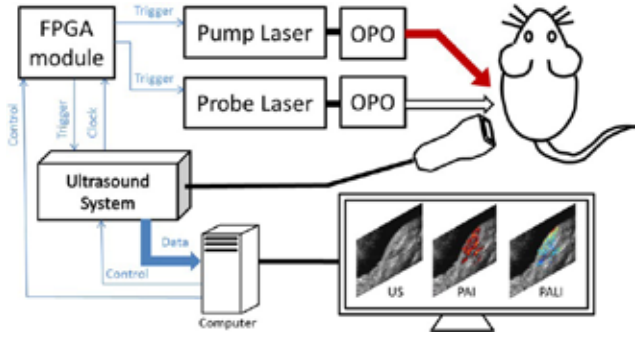
از دیگر کاربرهای لیزر در زمینهٔ پزشکی استفاده از آن در تصویربرداری فوتوآکوستیک، سی‌تی لیزر ماموگرافی و فوتودینامیک‌تراپی (PDT) و جراحی می‌باشد[۳۴].

فوتوآکوستیک

فوتوآکوستیک روش تصویربرداری است که با استفاده از لیزر دیود پالسی در طول‌موج قرمز نزدیک (NIR) انجام می‌شود و از امواج فراصوت حاصل از تابش آن می‌توان اطلاعات مهم تصویری را درمورد ساختار مولکولی ناحیهٔ هدف به‌دست آورد (شکل۸)[۳۵]. با فرستادن پالس لیزر، انبساط گرمایی در بافت ایجاد می‌شود که سبب تولید فراصوت می گردد، با دریافت امواج فراصوت می‌توان اطلاعات تصویری از ساختارها به‌دست آورد. میزان جذب انرژی در بافت وابسته به ضریب جذب نوری مولکول‌هایی مانند هموگلوبین و ملانین است. مطالعات اخیر نشان داده است که تصویربرداری فوتوآکوستیک می‌تواند به حالت In-vivo برای پایش رگ‌زایی تومورها، مپینگ اکسیژن‌دار شدن خون، تصویربرداری عملکردی مغز و تشخیص ملانوم پوستی استفاده شود[۳۶].

لیزر ماموگرافی (CTLM)

بی‌شک انجام ماموگرافی یکی از مهم‌ترین راه‌های تشخیص سرطان سینه است. یکی از مؤثرترین راه‌های مبارزه با این بیماری خطرناک و شایع، تشخیص در مراحل اولیهٔ سرطان می‌باشد که سبب انجام درمان مؤثرتر و کاهش مرگ و میر ناشی از این بیماری می‌شود. ماموگرافی در حقیقت نوعی تصویربرداری با اشعهٔ ایکس با انرژی پایین (که سبب ایجاد کنتراست مناسب بافتی می‌شود)، از نسج پستان می‌باشد. تفسیر تصاویر ماموگرافی در سینه‌های با نسج فشرده و با تراکم بالا مشکل است و در بسیاری موارد برای اطمینان نیاز به نمونه‌برداری می‌شود که عملی تهاجمی و دردناک است. سیستم جدید CTLM سبب کم‌شدن نیاز به نمونه‌برداری غیرضروری می‌شود[۳۷].

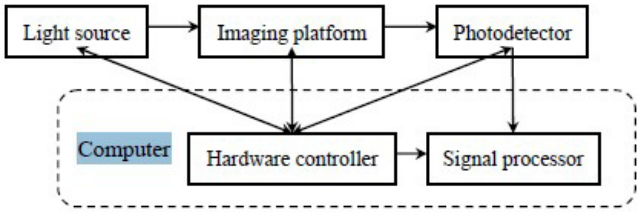


شکل۸: شمایی از تصویرگیری فوتوآکوستیک

این سیستم با استفاده از لیزر و تکنیک برش‌نگاری کامپیوتری روش جدید تصویربرداری از بافت پستان با اشعهٔ غیر یونیزان است. در این روش به‌جای اشعهٔ ایکس از نور لیزر در محدوده‌ای که اکسی‌هموگلوبین و داکسی‌هموگلوبین ضریب جذب بالایی دارند (ناحیهٔ مادون قرمز نزدیک معمولاً ۸۰۸ نانومتر)، استفاده شده است و با چرخیدن منبع نوری به دور بافت همانند دستگاه سی‌تی‌اسکن معمولی در نهایت تصاویر مقطعی یا سه‌بعدی از بافت پستان ایجاد می‌شود. اساس CTLM آشکارسازی رگ‌زایی[۱۲] تومور می‌باشد و می‌توان گفت گونه‌ای از تصویربرداری عملکردی می‌باشد. البته باید گفته شود که CTLM وسیلهٔ کمک تشخیصی است و کماکان ماموگرافی با پرتوی ایکس اصلی‌ترین روش در تصویربرداری از پستان می‌باشد[۳۶].

مقطع‌نگاری پخش نوری (DOT)

یک روش تصویربرداری کیفی زیست‌پزشکی است که براساس فناوری نوری فروسرخ نزدیک بنا نهاده شده‌است[۳۸]. پرتونگاری مقطعی پخش نوری نوعی روش تصویربرداری است که توزیع فضایی ویژگی‌های نوری ذاتی (مثل ضریب جذب، پراکندگی و شکست) بافت را در میان و در کنار مرزهای آن توسط اندازه گیری نور فروسرخ فراهم می‌کند. از ویژگی‌های برجستهٔ پرتونگاری مقطعی پخش نوری می‌توان اندازه‌گیری پارامترهای عملکردی مانند Hb، HbO2، H2O، لیپید و...، سلولی (چگالی، اندازه و...) و مولکولی O2، آنزیم و... نام برد. به‌علاوه از مقطع‌نگاری پخش نوری می‌توان به‌عنوان ابزاری برای کاربری های قابل حمل در کنار بیمار با هزینه‌ای کم نسبت به روش‌های تصویربرداری دیگر و با پرتویی غیر یونیزه‌کننده برخلاف خیلی از روش‌های دیگر مثل تصویربرداری پرتوی ایکس و گاما استفاده کرد. محیط بافت از لحاظ نوری، محیطی پراکننده و ناهمسانگرد می‌باشد وجود کلروفورهایی مانند هموگلوبین، ملانوزوم و دیگر سلول‌های زیستی سبب می‌شود تا مقدار زیادی از انرژی نور در بافت جذب شود. درنتیجه چهار عامل پراکندگی، ناهمسانگردی، جذب و تابناکی (فلورسانس) باعث می‌شود تا پاسخ نوری بافت پیچیده باشد[۳۸و۳۹].



شکل۹: بلوک دیاگرام سیستم تصویربرداری نوری DOT

References:

1. BUTTERFIELD H. the History of the East. History. 1962; 47(160): 157–65.

2. Dalgleish T, Williams JMG, Golden A-MJ, Perkins N, Barrett LF, Barnard PJ. Laser- tissue interactions. Journal of Experimental Psychology: General. 2007; 136: 23-42.

3. Matinyan S. Lasers as a bridge between atomic and nuclear physics. Phys Rep. 1998; 298(4): 199–249.

4. Lasers SS. Some specific lasers and amplifiers 11.1. 2010; 497–560.

5. Goossens AA, Enderby CE. Fundamentals of medical lasers. Gastrointest Endosc [Internet]. 1984; 30(2): 74–6. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/S0016-5107(84)72321-2

6. TA F. The physics of surgical lasers. Lasers Surg Med. 1980; 1(1): 5–14.

7. Ablon G. Phototherapy with light emitting diodes: Treating a broad range of medical and aesthetic conditions in dermatology. J Clin Aesthet Dermatol. 2018; 11(2): 21–7.

8. Dasilveira R. LASERS IN DERMATOLOGY & PLASTIC SURGERY. Mycol Res. 2002; 106(11): 1323–30.

9. Cammarata F. Medical lasers and laser–tissue interactions. Phys Educ. 1999; 34(3): 156–61.

10.Humphreys TR. Lasers in dermatology: Part 2. Clin Dermatol. 2007; 25(5): 433.

11.Nouri K. Lasers in dermatology and medicine. Lasers Dermatology Med. 2012; 9780857292: 1–626.

12.Wheeland RG, McBurney E, Geronemus RG. The role of dermatologists in the evolution of laser surgery. Dermatologic Surg. 2000; 26(9): 815–22.

13.Houk LD, Humphreys T. Masers to magic bullets: an updated history of lasers in dermatology. Clin Dermatol. 2007; 25(5): 434–42.

14.Gerstman BS, Thompson CR, Jacques SL, Rogers ME. Laser induced bubble formation in the retina. Lasers Surg Med. 1996; 18(1): 10–21.

15.Reinholz F, Ashman RA, Eikelboom RH. Simultaneous three wavelength imaging with a scanning laser ophthalmoscope. Cytometry. 1999; 37(3): 165–70.

16.Moo-young GA. Lasers in Ophthalmology. West J Med. 1985; 143: 745–50.

17.Melcer J. Latest treatment in dentistry by means of the CO2 laser beam. Lasers Surg Med. 1986; 6(4): 396–8.

18.Deppe H, Horch HH. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. Lasers Med Sci. 2007; 22(4): 217–21.

19.Chmura LG. Soft Tissue Lasers in Orthodontics [Internet]. First Edit. Principles and Practice of Laser Dentistry. Copyright © 2011 by Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc.; 2011: 225-42. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323062060000138

20.Herrmann TRW, Gross a J. Lasers in urology. World J Urol [Internet]. 2007; 25(3): 215–6. Available from: http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3150070&tool=pmcentrez&rendertype=abstract

21.Rieken M, Bachmann A. Thermal lasers in urology. Med Laser Appl [Internet]. 2010; 25(1): 20–6. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.mla.2009.10.001

22.Kronenberg P, Traxer O. Update on lasers in urology 2014: current assessment on holmium:yttrium–aluminum–garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers. World J Urol. 2015; 33(4): 463–9.

23.Kaufmann R. Lasers in dermatology - State of the art. Med Laser Appl. 2005; 20(2): 103–9.

24.González S, White WM, Rajadhyaksha M, Anderson RR, González E. Confocal imaging of sebaceous gland hyperplasia in vivo to assess efficacy and mechanism of pulsed dye laser treatment. Lasers Surg Med. 1999; 25(1): 8–12.

25.Heymann WR. Intense pulsed light. J Am Acad Dermatol [Internet]. 2007; 56(3): 466–7. Available from: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0190962206028611

26.ASLMS.

27.Lejeune FJ, Van Hoof G, Gerard A. Impairment of skin graft take after CO2laser surgery in melanoma

patients. Br J Surg. 1980; 67(5): 318–20.

28.Kaplan MJ, Somers RG, Greenberg RH, Ackler J. Photodynamic therapy in the management of metastatic cutaneous adenocarcinomas: Case reports from phase 1/2 studies using tin ethyl etiopurpurin (SnET2). J Surg Oncol. 1998; 67(2): 121–5.

29.Triesscheijn M, Baas P, Schellens JHM, Stewart FA. Photodynamic Therapy in Oncology. Oncologist [Internet]. 2006; 11(9): 1034–44. Available from: http://theoncologist.alphamedpress.org/cgi/doi/10.1634/theoncologist.11-9-1034

30.Anselmino M, Malmberg K, Öhrvik J, Rydén L. Evidence-based medication and revascularization: Powerful tools in the management of patients with diabetes and coronary artery disease: A report from the Euro Heart Survey on diabetes and the heart. Eur J Prev Cardiol. 2008; 15(2): 216–23.

31.Winjns W, Kolh P, Danchin N, Di Mario C, Falk V, Folliguet T. Guidelines on myocardial revascularization. Rev Port Cardiol. 2010; 29(9): 1441–2.

32.Miljkovic D. Myocardial Revascu larizat ion by Laser: A. 2017 40th Int Conv Inf Commun Technol Electron Microelectron MIPRO 2017 - Proc. 2017; 245: 1067–72.

33.Mühling OM, Wang Y, Jerosch-Herold M, Cayton MM, Wann LS, Mirhoseini MM. Improved myocardial function after transmyocardial laser revascularization according to cine magnetic resonance in a porcine model. J Thorac Cardiovasc Surg. 2004; 128(3): 391–5.

34.Dalgleish T, Williams JMG., Golden A-MJ, Perkins N, Barrett LF, Barnard PJ. Translational Multimodality. Journal of Experimental Psychology: General. 2007; 136: 23-42.

35.Dalgleish T, Williams JMG., Golden A-MJ, Perkins N, Barrett LF, Barnard PJ. [photoacoustic]. Journal of Experimental Psychology: General. 2007; 136: 23-42.

36.Hu Y. Theory and Technology of Laser Imaging Based Target Detection [Internet]. 2018. Available from: http://link.springer.com/10.1007/978-981-10-3497-8

37.Jalalian A, Mashohor S, Mahmud R, Karasfi B, Iqbal Saripan M, Ramli AR. Computer-Assisted Diagnosis System for Breast Cancer in Computed Tomography Laser Mammography (CTLM). J Digit Imaging. 2017; 30(6): 796–811.

38.Zhang X. Instrumentation in Diffuse Optical Imaging. Photonics [Internet]. 2014; 1(1): 9–32. Available from: http://www.mdpi.com/2304-6732/1/1/9/

39.Friorik Larusson. Hyperspectral Imaging for Diffuse Optical Tomography. 2009: 1–107.