

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

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. به علاوه 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 شده و پراثرژی 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 به راحتی 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 به کار برد. نور لیزر را می‌توان با دقت بالایی تحت کنترل در آورد و به صورت 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 است به وجود آمده که به معنی تقویت نور توسط گسیل القایی تابش^۱ است (۲).

اولین لیزر جهان در سال ۱۹۶۰ توسط تئودور مایمن که در آن از یاقوت استفاده شده بود اختراع گردید. در همان سال پروفیسور 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

افشان شیرکوند^{۲،۱}
مژده بابادی^۲
ابراهیم نجف‌زاده^۳

۱. گروه پژوهشی لیزر پزشکی مرکز تحقیقات لیزر در پزشکی جهاد دانشگاهی واحد علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲. گروه طیف‌سنجی زیستی، گروه فوتونیک، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳. گروه فیزیک پزشکی، دیپارتمان فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

چه کنیم تا احتمال وقوع گسیل القایی را بر پدیده 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 می‌دارد ولی در لیزر برای رسیدن به همدوسی نیاز به استفاده از ترازهای انرژی موجود در ماده اصلی به‌علاوه استفاده از ترازهای ناخالصی مناسب است. تا الکترون‌های تحریک‌شده به ترازهای اضافه‌شده از طریق ماده 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 ماده 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. ماده 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 اندازه کافی برسد و سپس خروج نور از یکی از آینه‌ها که بازتاب صددرصد ندارد، انجام می‌شود.

از جمله منابع نور- لیزر می‌توانیم به موارد زیر اشاره نماییم:

لیزر حالت جامد

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

لیزر گازی

ماده 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 به کار می‌رود. الکترودها به یک منبع تغذیه 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 تهییج‌شده هلیوم به اتم‌های نئون برخورد می‌کند و اتم‌های هلیوم انرژی درونی اضافی خود را به اتم نئون انتقال می‌دهد. طول موج خروجی ۶۳۲ نانومتر است.

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 [۴ و ۵]:

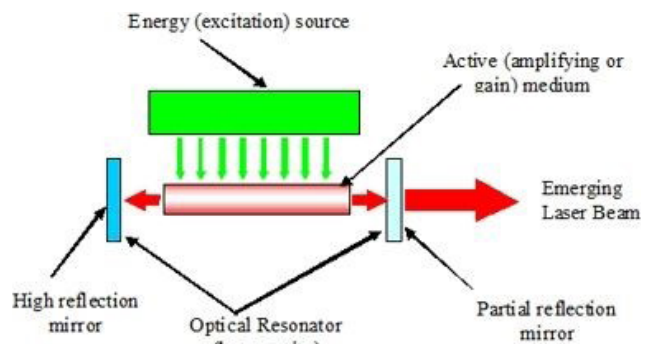
• پمپ انرژی یا چشمه انرژی: ممکن است این پمپ، اپتیکی یا شیمیایی و یا حتی یک لیزر دیگر باشد.

• ماده پایه و فعال: نام‌گذاری لیزر به‌واسطه ماده فعال صورت می‌گیرد.

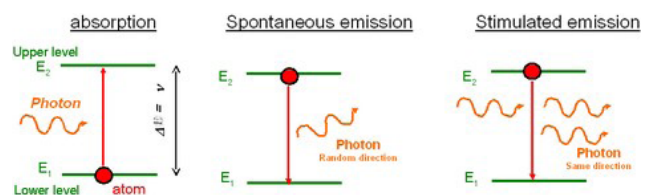
• تشدیدکننده نوری: شامل دو آینه بازتابنده کلی و جزئی می‌باشد.

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

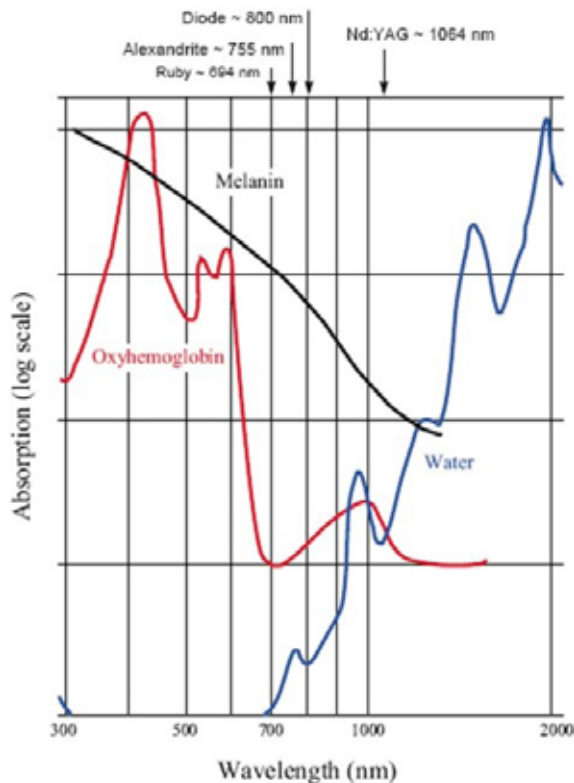
براساس تئوری اتمی بوهر اگر اتمی در اثر دریافت انرژی برانگیخته شود، الکترون‌های برانگیخته بعد از مدت‌زمان خاصی باز دست دادن انرژی به‌صورت امواج الکترومغناطیس به مدار با سطح انرژی پایین‌تر برمی‌گردد. این فرآیند گسیل خودبه‌خودی است، به‌شکل آبی صورت می‌گیرد و تابع قانون خاصی هم نیست. اگر اتم در تراز تحریکی 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 [۵، ۳ و ۶].



شکل ۱: اجزای یک سیستم تولید لیزر شامل سیستم پمپ اپتیکی ماریچ در لیزر یاقوت



شکل ۲: از چپ به راست: برهمکنش جذب، گسیل خودبه‌خودی، گسیل القایی



شکل ۳: رفتار جذبی باریکه لیزرهای مختلف با سه نوع ماده مختلف

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

توانایی یک محیط در جذب باریکه‌های الکترومغناطیسی به چند عامل از جمله ساختار الکترونی اتم‌ها و مولکول‌ها، طول موج باریکه، ضخامت لایه جذب و عوامل داخلی مانند درجه حرارت و غلظت ماده جذب 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 نشان‌دهنده میزان کاهش در انرژی تابشی به علت جذب شدن پرتوها در واحد طول Z می‌باشد.

در بافت‌های بیولوژیک، جذب عمدتاً به وسیله مولکول‌های آب و ماکرومولکول‌هایی مانند پروتئین‌ها و کروموفورها صورت می‌گیرد که از جمله آن‌ها می‌توان به ملانین و هموگلوبین اشاره نمود. ملانین رنگ‌دانه 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، نشان‌دهنده میزان

دیوهای نور گسیل

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

برهمکنش نور با بافت

برهمکنش باریکه الکترومغناطیسی با بافت به صورت 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 قرینه مورد تابش واقع شود. این نکته که کدام یک از وقایع (بازتاب، جذب، پراکندگی) بیشتر باشد، به جنس بافت مورد تابش و طول موج باریکه ورودی بستگی دارد.

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

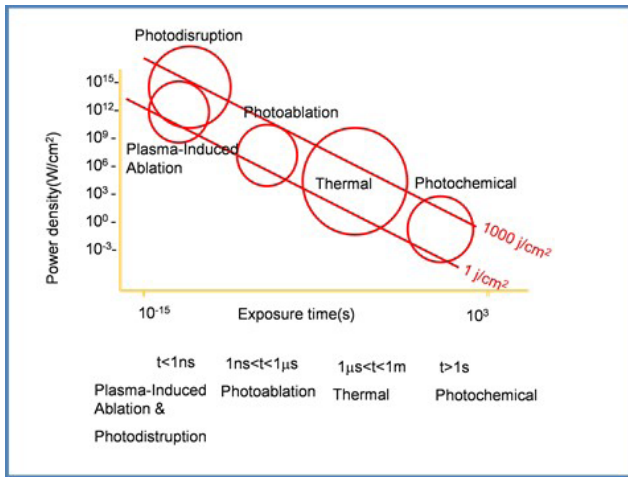
بازتاب و شکست

بازتاب عبارت‌است از برگشت باریکه الکترومغناطیسی توسط سطحی که پرتو به آن تابیده است. بازتاب بر دو نوع است: بازتاب منظم و بازتاب غیر منظم. هنگامی که پرتوی ورودی از روی سطحی صاف و صیقلی با پستی بلندی‌هایی که در مقایسه با طول موج پرتوی ورودی کوچک‌تر است بازتاب می‌شود، آن را بازتاب منظم می‌نامند. بازتاب نامنظم پدیده‌ای است که به طور کلی برای تمام بافت‌های بدن روی می‌دهد. زیرا هیچ کدام 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

2. Light Emitting Diode: LED
3. Organic Light Emitting Diode: OLED
4. Absorbance



شکل ۴: نمودار مکانیسم‌های برهمکنش لیزر - بافت

ماکزیمم دمای به دست آمده وابسته است. بسته به دو پارامتر ذکر شده، در بافت اثرهای مختلفی مانند انعقاد، تبخیر، کربنیزاسیون و ذوب شدن ممکن است رخ دهد. گرمادرمانی و از بین بردن موهای زاید به وسیله لیزر، نمونه‌هایی از کاربردهای بالینی این مکانیسم در زمینه 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 اولین بار در سال ۱۹۸۲ کشف شد. دانشمندان این پدیده را تجزیه نوری تخریبی نامیدند که معنی آن تجزیه 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 به شمار می‌آید. در این نوع جراحی قدرت انکسار قرنیه برای افراد نزدیک‌بین و آستیگمات تغییر داده می‌شود [۲].

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

کاهش در انرژی تابشی به علت پراکنده شدن پرتوها در واحد طول است. محققان دریافته‌اند 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، 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 عبارت‌اند از: برهمکنش فوتوشیمیایی^۵، برهمکنش حرارتی^۶، کندگی نوری^۷، کندگی ناشی از پلاسما^۸ و گسیختگی نوری^۹ (شکل ۷). این مکانیسم‌ها هر کدام بسته به انتخاب دو پارامتر مهم تابش لیزر شامل دانسیته 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 فوتوداینامیکی (PDT)^{۱۰} ایفا می‌کنند. ایده اصلی درمان‌های فوتوداینامیکی استفاده از یک ماده حساس‌کننده^{۱۱} نوری است که به صورت کاتالیزور عمل می‌کند، انرژی منتقل شده 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 به طور موضعی افزایش می‌یابد. این اثرهای حرارتی هم به وسیله 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 جذب شده به گرما است [۲ و ۹].

جذب در بافت بیولوژیک به طور عمده ناشی از وجود مولکول‌های آزاد آب، پروتئین‌ها و کروموفورها است. ضریب جذب به طول موج پرتوی لیزر ورودی وابسته است. اثر گرما در بافت‌های بیولوژیکی به مدت زمان و مقدار

5. photochemical
6. photothermal
7. photoablation
8. Plasma formation
9. Photodisruption
10. Photodynamic therapy
11. photosensitizer

سطحی نظیر تومورهای پلک و نیز برش‌های فاقد خونریزی و علاوه بر آن به مکانیسم تجزیه نوری^{۱۵} 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، ترمیم ورید مرکزی و شاخه‌ای شبکیه، پارگی شبکیه، گلوکوم زاویه بسته و زاویه باز، کپسولوتومی خلفی و جراحی عیوب انکساری را بیان نمود [۱۶].

لیزر در دهان و دندان

کاربردهای لیزر در دندان پزشکی به سه گروه کلی تقسیم می‌شوند [۱۷]: اول تشخیص است که در این مرحله لیزر به‌عنوان ابزار تشخیصی به کمک دندان پزشک می‌آید. دوم درمان است و سوم آثار شبه‌دارویی لیزرهای کم‌توان یا کم‌شدت. در مرحله تشخیص، مهم‌ترین مزیت لیزر در تشخیص ساده پوسیدگی‌های دندان در مراحل اولیه پوسیدگی است. در این مرحله، لیزر به دندان پزشک کمک می‌کند تا با پدیده فلورسنت که ناشی از تقابل یک لیزر دیودی و بافت‌دندانی است، نه تنها 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 دندان 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 دندان پزشکی 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 ناحیه 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 ناحیه 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 میلیونیم 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 ناحیه دهان با استفاده از روش‌های جدیدی است که به کمک تزریق یک ماده حساس به لیزر انجام می‌شود [۱۷ و ۱۸]. این ماده حساس به نور است و می‌توان به کمک تجمع این ماده در سلول‌های

15. Photodecomposition

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 به حساب می‌آیند. چگالی توان در دو فرآیند تقریباً یکسان است. ولی در چگالی‌های انرژی با یکدیگر خیلی تفاوت دارند. برهمکنش کندگی القایی پلاسما محدود به بازه کوچکی از پهنای زمانی پالس حداکثر تا 500 ps می‌باشد در حالی که برهمکنش گسیختگی نوری دارای پهنای زمانی بزرگ‌تری است [۵].

مروری بر کاربردهای لیزر در پزشکی

در حال حاضر استفاده از لیزر در علوم پزشکی هم در زمینه تحقیقات و هم در زمینه مسائل کاربردی با سرعت زیادی در حال رشد است [۱۰ و ۱۱]. 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. در ادامه به بررسی کاربرد لیزر در حوزه‌های گوناگون می‌پردازیم [۱۲ و ۱۳].

لیزر در چشم پزشکی

کاربرد لیزر در تاریخچه چشم پزشکی 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 پیکوثانی‌ای به علت مشکلات فنی، قیمت بالای تجهیزات و غیره 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 دی‌اکسید کربن و دیود در چشم پزشکی روبه‌افزایش است و در درمان تومورهای پیشرفته قرنیه مناسب است [۱۵]. مهم‌ترین مکانیسم اثر لیزر در چشم پزشکی، انعقاد نوری^{۱۲} است. استفاده از لیزرها بر پایه این مکانیسم معمولاً برای فوتوکواگولاسیون شبکیه در درمان رتینوپاتی دیابتی و فوتوکواگولاسیون شبکه ترابکولر و عنبیه، در درمان گلوکوم (آب سیاه) مورد استفاده قرار می‌گیرند.

علاوه بر این می‌توان به مکانیسم تخریب نوری^{۱۳} برای سوراخ کردن کپسول خلفی عدسی پس از درآوردن کاتاراکت و برای انجام ایریدوتومی لیزری اشاره کرد. همچنین مکانیسم تبخیر نوری^{۱۴} برای تبخیر ضایعات

12. Photocoagulation

13. Photo disruption

14. Photo-evaporation

ضایعات اولسراتیو دهانی و حذف اپیتلیال‌های نکروز شده در حین جراحی بازسازی کننده لثه می‌باشد. دندان‌پزشکان جراح که سال‌ها به‌جای تیغ جراحی با لیزر CO₂ کار کرده‌اند آن را ابزاری بی‌استرس و با سرعت ارزیابی کرده‌اند و Er:YSGG، Er:YAG، Er,Cr:YSGG با محدوده طول موجی ۲۷۸۰ تا ۲۹۴۰ نانومتر برای درمان‌های ریشه دندان، جراحی‌ها و جرم‌گیری‌های گسترده و زدودن بافت‌های نکروز شده از سطح دندان، خارج کردن نواحی پوسیده در مناطق خاص و حساس، تهیه حفرات ترمیمی در مینا و عاج دندان و لیزر Nd:YAG برای درمان التهاب‌ها و ضایعات عروقی بافت نرم دهانی به‌کار می‌روند [۱۷ و ۱۸].

لیزر در اورولوژی

در ۲۰ سال اخیر استفاده 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 [۲۰ و ۲۱]. 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 خوش خیم 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 به‌اندازه ۱۰ میلی‌متر در اثر حرارت ایجاد شده 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 دهه ۹۰ میلادی مورد توجه قرار گرفت. این تکنولوژی درمورد ۹۵-۸۰ درصد انواع سنگ‌های مجاری ادراری با کمترین جراحی به‌عنوان فناوری کارآمد مطرح است. مزیت مهم دیگر از بین بردن سنگ‌ها به‌وسیله سیستم‌های لیزری دارای مزیت آسیب اندک آن است [۲۱].

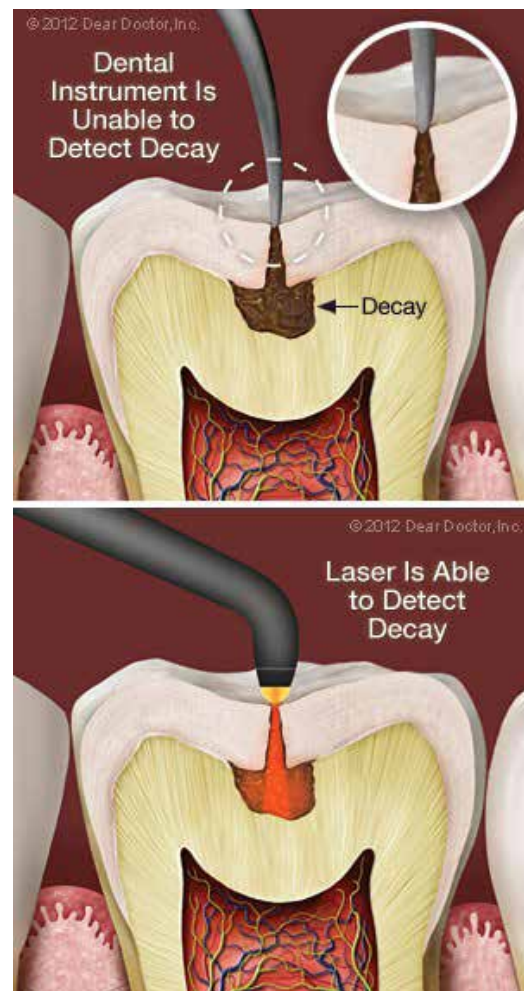
از سیستم‌های لیزری همانند holmium laser با توانایی تنظیم پارامترهای تابشی توان و پهنای زمانی پالس همچنین می‌توان برای lithotripsy نیز استفاده نمود. با درک کنترل این پارامترهای تابشی توسط متخصص، اورولوژیست می‌تواند این فرآیند درمانی را به‌طور ایمن، بهره‌ور و با عوارض اندک انجام دهد [۲۲].

سرطانی و بازتاب پرتوهای فلورسنت از ضایعه، این قبیل سرطان‌ها را تشخیص داد. همچنین با تهیه 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.

در حال حاضر، لیزرها در تمام تخصص‌های ده‌گانه دندان‌پزشکی در بسیاری از امور کاربرد دارند. برای نمونه در درمان ریشه دندان، ضد عفونی کردن کانال‌های دندان به یک معضل اساسی برای متخصصان درمان ریشه 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 عبارت‌اند از: لیزر CO₂، لیزر اربیم و لیزر دیود [۲]

لیزر CO₂ با طول موج ۱۰/۶ میکرومتر دارای کاربردهایی مانند برش و ابلیشن بافت نرم، اصلاح فرم حاشیه‌های لثه با هدف زیبایی، درمان



شکل ۵: توانایی لیزر در تشخیص پوسیدگی دندان

لیزر در درماتولوژی

آرگون قابل استفاده هستند که PDL مناسب تر می باشد.

ب) برای درمان خالها و لکه های تیره پوستی (ماه گرفتگی آبی و یا قهوه ای)، خال کوبی ها (آبی، سیاه، گاهی قرمز) از انواع این لیزرها می توان استفاده کرد: لیزر کیو-سوئیچ یا قوت^{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 یا قوت می توان استفاده کرد. همچنین یک سیستم به نام IPL^{۲۰} که نور پرنرژی معمولی است و از جنس لیزر نمی باشد، در کاهش موهای زاید مؤثر است.

د) برای کاهش چین و چروک و فرورفتگی های جای زخم، آکنه و سایر بیماری ها می توان از لیزرهای CO₂ و Erbium:YAG استفاده کرد. لیزر CO₂ پوست را عمیق تر می تراشد و در کاهش چین و چروک مؤثرتر است ولی عوارض آن از جمله ایجاد جای زخم و لکه های تیره شایع تر می باشد لذا، برای کاهش عوارض ناخواسته، Erbium:YAG مناسب تر است. نتیجه استفاده از این لیزرها هیچ کدام صددرصد نمی باشد ولی در کاهش عمق چین و چروک و جای زخمها مؤثر هستند.

ه) انواع مختلف لیزر در درمان بیماری های مختلف پوستی کاربرد دارند ولی باید توجه داشت که برای این بیماری ها، درمانها و روش های دیگر و ارزان تر نیز وجود دارند، لذا در صورت عدم موفقیت سایر روشها می توان نتایج لیزر را نیز امتحان کرد [۱۱ و ۲۵].

لیزر به عنوان چاقوی جراحی

در سال ۱۹۶۴ اولین لیزر با کاربرد چاقوی جراحی ساخته شد. در جراحی ها اکثراً از لیزر CO₂ استفاده می شود [۲۶]. باریکه فروسرخ لیزر CO₂ به وسیله مولکول های آب موجود در بافت جذب می شود و موجب تبخیر سریع این مولکولها و در نتیجه برش بافت می گردد [۲۷]. لیزر به عنوان چاقوی جراحی نه تنها عمل برش را انجام می دهد بلکه موجب جوش خوردن رگ های بریده شده هم می شود و به همین دلیل جراحی با لیزر معمولاً بدون خونریزی می باشد. بنابراین از لیزر در جراحی هایی که بیمار دارای انعقاد خون ضعیفی است، استفاده می شود. جراحی با لیزر تیبی بدون درد می باشد زیرا مدت اثر پالس لیزر کوتاه خواهد بود و اعصاب حسی زمان کافی برای حس کردن ضربه وارده نخواهند داشت. علاوه بر این جراحی با لیزر مزایای دیگری دارد که در ذیل به آن اشاره می گردد:

بهبود نتایج درمان و ترخیص بیمار در مدت زمان کوتاه تر، انجام جراحی تقریباً بدون خونریزی، انجام جراحی کنترل شده بدون لطمه به دیگر بافتها، امکان عمل در نواحی غیر قابل دسترس، کاهش داروهای مسکن مصرفی توسط بیمار.

18. Q-Switch Ruby

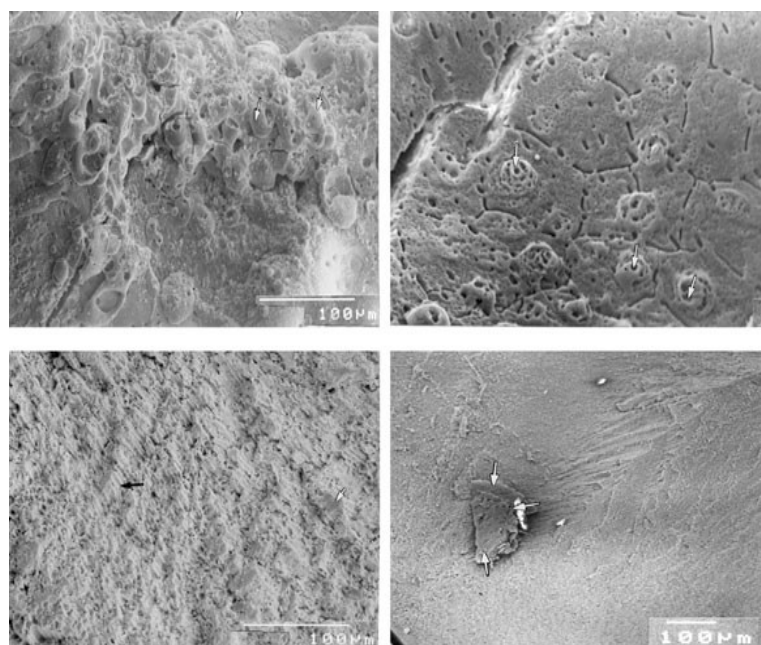
19. Q-Switch Alexandrite

20. Intense Pulse Light

موارد استفاده از لیزر برای مراقبت های پوست زیاد است و شامل مواردی مانند آنچه در ذیل لیست شده است، می شود [۱۱ و ۲۳]: ضایعات مربوط به عروق پوست (مانند ماه گرفتگی، عروق گشاد شده سطحی در صورت و پاها)، زخمها (شامل لکه های قرمز، سفید، قهوه ای و گوشت اضافه که از ضایعات قبلی به جا مانده باشد)، ضایعات رنگدانه ای (مانند لکه های ناشی از آفتاب، بعضی از خال های عمقی پوست)، خال کوبی و لکه های باقی مانده از خراشیدگی ها و تصادفات، از بین بردن موهای زاید، درمان جوش های آکنه به وسیله لیزر، جوان سازی پوست با استفاده از لیزرهای فراکشنال (شامل رفع چروک و خطوط ظریف صورت به ویژه در لب، گونه ها و پیشانی، صاف و سفت کردن پوست پلک، رفع چین های پنجه غازی اطراف چشم، نرم و شاداب کردن خطوط ضخیم و برجسته پوست، برداشتن لکه های قهوه ای رنگ و تغییر رنگ های پوستی، برطرف و صاف کردن جای جوشها یا اسکار) [۸]. با توجه به تعدد بیماری های پوستی الزامی است بیمار توسط متخصص معاینه و نوع ضایعه به طور دقیق تشخیص داده شود سپس پزشک با در نظر گرفتن میزان کارایی لیزر برای آن بیماری، در مورد انجام لیزر درمانی تصمیم خواهد گرفت [۲۳، ۱۱، ۲۴].

انواع دستگاه های لیزر مورد استفاده در بیماری های پوست و مو به صورت زیر می باشد [۱۲ و ۱۳]:

الف) برای درمان ضایعات عروقی که شامل رگ های واریسی پوست (در صورت، اندامها و بدن)، لکه های قرمز عروقی و خال های عروقی (گرانولوم پیوژنیکوم) می باشد، لیزرهای رنگی پالسی (PDL)، Nd:YAG و



شکل ۱۶: ایجاد ذوب شدگی در عاج دندان با استفاده از لیزر [۲]NdYAG

شکل خوراکی یا تزریقی تجویز شوند و فاصله بین استفاده 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 در دست تحقیق است.

فوتوداینامیک‌تراپی 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 آزاردهنده کمتر در مقایسه با رادیوتراپی و شیمی‌درمانی [۲۸ و ۲۹].

Transmyocardial Laser Revascularization

از موارد مهم بیماری‌های قلب می‌توان به بیماری‌های کرونر قلب اشاره نمود که به دلیل تغییر شیوه زندگی و شرایط اجتماعی، اقتصادی و سلامت جامعه شیوع بالایی داشته است [۳۳-۳۰]. این آمار در اواخر دهه ۸۰ میلادی در آمریکا ۱ میلیون نفر ثبت شده است که یک چهارم آن‌ها دچار مرگ ناشی از بیماری‌های کرونر قلب شدند [۳۲]. روش‌های اولیه درمان این نوع بیماری قلبی شامل جراحی شریانی، درمان ایسکمی قلبی، و بازسازی شبکه عروقی خون‌رسان قلب، گرافت بایپس شریان قلبی، گردش خون مستقیم درون بطنی حفره قلب در منابع کاردیولوژی ذکر شده است [۳۲ و ۳۳]. در سال ۱۹۸۳ اولین گزارش بالینی حاکی از کاربرد روش لیزر CO₂ در درمان بیماری ایسکمی قلبی به‌عنوان اینترونشنی نوین منتشر گردید. در این گزارش مطالعات حیوانی اولیه پیشنهاد گردید که کانال و نتریکولار از سطح اپی‌کارد از طریق اندوکارد که توسط لیزر CO₂ قابل ایجاد است، محافظت از ایسکمی میوکارد و گردش خون ماهیچه‌ای بهتری برای حفره و نتریکول را سبب می‌شود. مطالعات بالینی موردی اولیه از کاربرد لیزر CO₂ 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

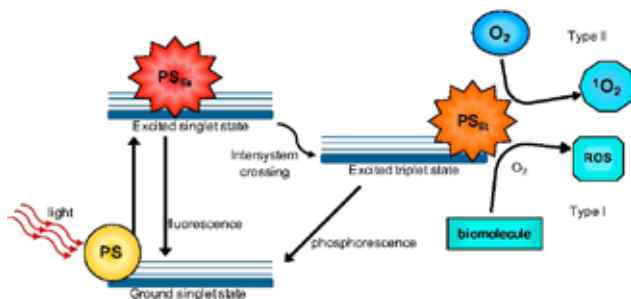
جدول ۱: سابقه زمانی پیدایش لیزر و کاربردهای آن

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

امروزه، لیزر در درمان برخی سرطان‌ها و تبخیر آن‌ها استفاده می‌شود. با انتخاب مناسب طول موج 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.

فوتوداینامیک‌تراپی

فوتوداینامیک‌تراپی روشی است مؤثر، سریع و غیرسمی که در آن از ماده 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 [۲۸ و ۲۹]. از جمله این مواد می‌توان فوتوفرین، پروفیرین و آمینولولینیک‌اسید^{۲۲}، متیلین‌بلو، تولوئیدین‌بلو، کورکومین و ... نام برد. در اثر فعال شدن این مواد توسط تابش نور، رادیکال آزاد تولید می‌شود که برای سلول‌های هدف کشنده می‌باشد. مواد حساس‌کننده ممکن است به



شکل ۷: شماتیک و اجزای درمان فوتوداینامیکی

21. Photosensitizer

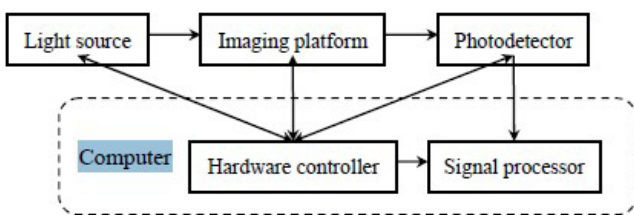
22. Aminolevulinic acid (ALA)

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].

این سیستم با استفاده از لیزر و تکنیک برش‌نگاری کامپیوتری روش جدید تصویربرداری از بافت پستان با اشعه غیر یونیزان است. در این روش به‌جای اشعه ایکس از نور لیزر در محدوده‌ای که اکسی‌هموگلوبین و داکسی‌هموگلوبین ضریب جذب بالایی دارند (ناحیه 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 وسیله 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 شده است [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 اندازه‌گیری نور فروسرخ فراهم می‌کند. از ویژگی‌های برجسته پرتونگاری مقطعی پخش نوری می‌توان اندازه‌گیری پارامترهای عملکردی مانند HbO_2 ، Hb ، H_2O ، لیپید و... سلولی (چگالی، اندازه و...) و مولکولی O_2 ، آنزیم و... نام برد. به‌علاوه از مقطع‌نگاری پخش نوری می‌توان به‌عنوان ابزاری برای کاربری‌های 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 کلروفورهای مانند هموگلوبین، ملانوزوم و دیگر سلول‌های زیستی سبب می‌شود تا مقدار زیادی از انرژی نور در بافت جذب شود. در نتیجه چهار عامل پراکندگی، ناهمسانگردی، جذب و تابناکی (فلورسانس) باعث می‌شود تا پاسخ نوری بافت پیچیده باشد [۳۸ و ۳۹].



شکل ۹: بلوک دیاگرام سیستم تصویربرداری نوری DOT

جراحی بایپس ثانویه شریان قلبی یا آنژیوپلاستی تأیید شد. مطالعات بالینی اخیر نشان دادند که بیماران آنزین مقاوم بعد از انجام TMLR تسکین می‌یابند [۳۳]. فرضیه‌ها حاکی از این است که TMLR حرکت دیواره منطقه‌ای قلب را بهبود می‌بخشد و عملکرد بهتری را به دلیل 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

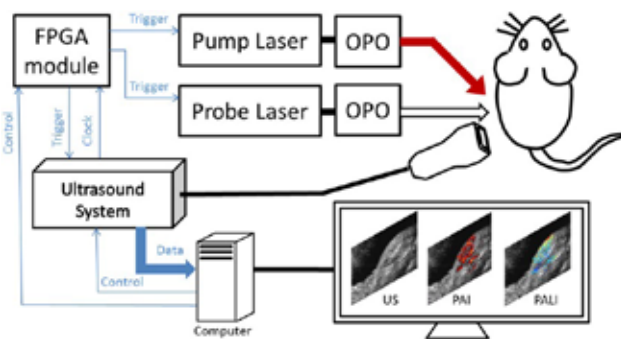
از دیگر کاربردهای لیزر در زمینه پزشکی استفاده از آن در تصویربرداری فوتوآکوستیک، سی‌تی لیزر ماموگرافی و فوتوداینامیک‌تراپی (PDT) و جراحی می‌باشد [۳۴].

فوتوآکوستیک

فوتوآکوستیک روش تصویربرداری است که با استفاده از لیزر دیود پالسی در طول موج قرمز نزدیک (NIR) انجام می‌شود و از امواج فراصوت حاصل از تابش آن می‌توان اطلاعات مهم تصویری را در مورد ساختار مولکولی ناحیه هدف به‌دست آورد (شکل ۸) [۳۵]. با فرستادن پالس لیزر، انبساط گرمایی در بافت ایجاد می‌شود که سبب تولید فراصوت می‌گردد، 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 اولیه سرطان می‌باشد که سبب انجام درمان مؤثرتر و کاهش مرگ و میر ناشی از این بیماری می‌شود. ماموگرافی در حقیقت نوعی تصویربرداری با اشعه ایکس با انرژی پایین (که سبب



شکل ۸: شمایی از تصویرگیری فوتوآکوستیک

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](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&endertype=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 CO2 laser 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 Revascularization 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. Dalglish T, Williams JMG., Golden A-MJ, Perkins N, Barrett LF, Barnard PJ. Translational Multimodality. *Journal of Experimental Psychology: General*. 2007; 136: 23-42.

35. Dalglish 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 (CTLTM). *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. Priorik Larusson. Hyperspectral Imaging for Diffuse Optical Tomography. 2009: 1–107.