اصول بکارگیری لیزرها در جراحی دهان و فک و صورت

* دکتر سیدمهدی جعفری

چکیده

با پیشرفت تکنولوژی پزشکی، افق‌های تازه‌ای در امر درمان بیماران گشوده می‌شوند. لیزر بعنوان یک ابزار جراحی امروزه تقریباً بسیاری از ناممکن‌ها را ممکن ساخته است. خواص فیزیکی نور لیزری و قابل تنظیم‌بودن خواص ویژه آن، امروزه به جراحان توانائیهای باور نکردنی بخشیده است ابتدایی‌ترین گام برای بکارگیری این تکنولوژی نوین و بسیار پیشرفته، آشنایی با خصوصیات فیزیکی و تکنیکی آن است.

مقدمه

جراحی با لیزر بعنوان‌یکی‌ازفوق‌تخصص (Subspecialty)های سه‌گانه‌جراحی‌دهان و فک و صورت، امروزه انقلابی در عرصه درمان ایجاد نموده است آنچه لیزر را از روش‌های درمانی دیگر، متمایز می‌سازد خصوصیات فیزیکی نور آن است ذرات انرژی بصورت فوتون‌های لیزری، تأثیراتی را بر روی بافت‌ها می‌گذارند که در بیشتر موارد منحصر بفرد بوده و با تغییر طول موج و سطح انرژی این ذرات، می‌توان نحوه این تأثیرات را بگونه‌ای مطلوب تنظیم نمود قبل از پرداختن به چگونگی این تأثیرات‌لازم‌است اندکی در باره اساس فیزیکی نور بحث شود.

امواج نوری

جذب و گسیل ذرات

بهترین تئوری که تاکنون موفق به توضیح ماهیت نورشده است نظریه موجی ذره‌ای در چهارچوب فیزیک کوانتومی بوده است اگرچه هر جا کلمه نور بکار گرفته شده، برداشت عوام از آن نور مرئی بوده است لیکن در حقیقت نور یک انرژی الکترومغناطیسی است که فقط در قسمت‌هائی از آن برای چشم انسان مرئی است بنابراین انرژی نوری یک موج الکترومغناطیسی در حال حرکت می‌باشد که در سیستم‌های پیچیده اتم‌ها، یون‌ها و مولکول‌ها بوجود آمده است این سیستم دارای قابلیت جذب و صدور تشعشع (فوتون‌ها) می‌باشند برای درک این موضوع لازم است به شکل (۱) توجه شود در طی فرایند جذب، اتم یک الکترون را از مدار پائین‌تر[۲] به مدار بالاتر[۳] انتقال می‌دهد تغییراتی که در نتیجه این جذب انرژی در اتم ایجاد می‌شود در شکل (A-۲) نشان داده شده است فرکانس انرژی جذب شده (n) با تغییرات سطح انرژی در اتم مربوطه نسبت مستقیم داشته و با فرمول زیر محاسبه می‌شود.[۱]

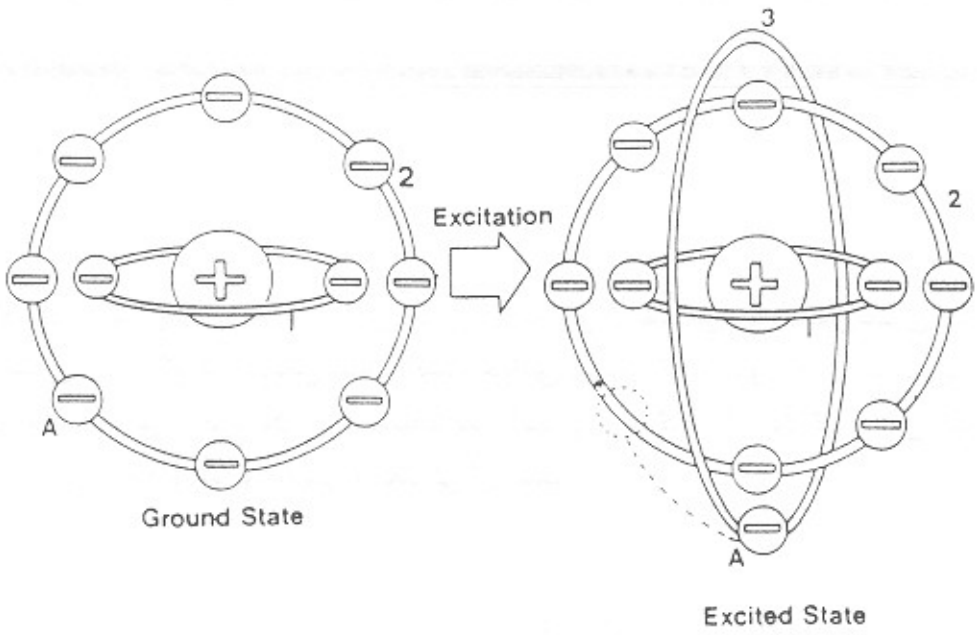
$$n = \frac{E^2 - E^1}{h}$$

که h در فرمول فوق ثابت پلانک است.

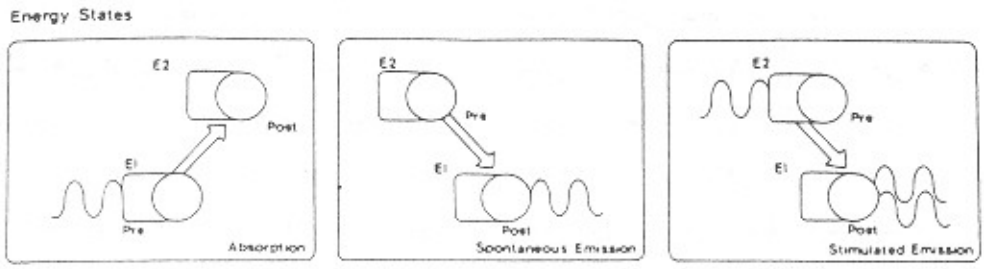
پس از جذب، اتم خودبخود به سطح انرژی اولیه (وضعیت سکون) عودت نموده و بنابراین انرژی که قبلاً دریافت شده بود را آزاد می‌نماید فرکانس این انرژی همچنان با تغییر سطح انرژی در درون اتم نسبت مستقیم دارد این فرایند را گسیل خودبخودی گویند (شکل B-۲).

* استادیار گروه جراحی دهان فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران - بیمارستان دکتر شریعتی

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]



شکل ۱ـ یک اتم را در دو حالت سکون و تحریک شده می‌بینید توجه داشته باشید که در نتیجه تحریک، یک‌الکترون از یک مدار پائین‌تر به یک مدار بالاتر که دارای سطح انرژی بیشتری است صعود می‌یابد.



شکل ۲ـ تغییرات در وضعیت انرژی در طی فرآیندهای A ـ جذب، B ـ گسیل خودبخودی و C ـ گسیل تحریک شده

در یک وضعیت سوم که آلبرت اینشتین در آغاز قرن بیستم آنرا پیش‌بینی نموده بود، اتمی که در وضعیت انرژی بالاتری قرار دارد تحت تابش انرژی با همان طول موجی که قبلاً نیز دریافت داشته بود قرار می‌گیرد در چنین وضعیتی، بازگشت اتم به سطح انرژی وضعیت سکون یا پایه، با سرعت بیشتری انجام می‌گیرد بنابراین دو موج بوجود آمده دقیقاً دارای فرکانس برابر بوده و در جهت یکسانی حرکت می‌نمایند زیرا انرژی ساطع شده از اتم مربوطه به انرژی تحریک‌کننده آن اضافه شده است این فرایند در علم فیزیک نوری گسیل تحریک شده نامیده می‌شود (شکل ۲ـC).

در مثال فوق برای توضیح امر از یک اتم استفاده شد لیکن سیستم‌های یونی و مولکولی نیز قادر به جذب و گسیل انرژی می‌باشند و در اینجا حرکت الکترون‌ها مطرح نبوده بلکه انتقالات یونی و ارتعاشی عامل اصلی جذب و صدور ذرات

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

حاوی انرژی نوری خواهند بود.[۱و۲]

امواج الکترومغناطیسی در فضا باشتاب ثابت ۳×۱۰^{۱۰} سانتیمتر در ثانیه حرکت می‌نمایند طول موج (L) و فرکانس (n) امواج از طریق شتاب (v) خود به ماده‌ای واسطه‌ای (medium) بستگی داشته و از طریق فرمول زیربیان می‌شوند.

$$\lambda = \frac{v}{n}$$

که در آن لاندا (λ) طول موج بر حسب سانتیمتر و شتاب (v) بر حسب سانتیمتر در ثانیه و فرکانس (n) بصورت هرتز یا سیکل در ثانیه می‌باشد.

لیزرها چگونه کار می‌کنند

به شکل ۳ A نگاه کنید. مجموعه‌ای از اتم‌ها را در نظر بگیرید که در یک محفظه قرار گرفته‌اند در صورت تحریک، این اتم‌ها انرژی را به نحوی که قبلاً شرح آن رفت جذب می‌نمایند افزودن بر تعداد اتمهای با سطح انرژی بالاتر را اصطلاحاً Pumping می‌نامند اتمهای انرژی دریافت کرده، خودبخود به سطح پائین‌تری از انرژی نزول کرده و انرژی خود را در تمام جهات ساطع می‌نمایند (شکل ۳_B) بیشتر این انرژی از این محفظه خارج شده و توسط اتم‌های دیگر جذب می‌شود اگر Pumping به اندازه کافی صورت گیرد اتمهای بیشتری به سطح انرژی بالاتر صعود می‌یابند به این حالت وارونگی جمعیت اتم‌ها یا Population Inversion گفته می‌شود با شروع خودبخودی آزادسازی انرژی و سقوط اتم‌ها به حالت سکون، مقداری از این انرژی آزاد شده در امتداد محور طولی این محفظه حرکت نموده و سبب گسیل تحریک شده انرژی نوری از اتم‌هائی‌که هنوز در سطح بالاتر انرژی قرار دارند می‌شوند هرچه این فرایند ادامه یابد بر تعداد فوتون‌های حرکت‌کننده در طول محفظه‌افزوده می‌گردد در دوسر این محفظه دو آینه قرار داده شده است که یکی از آنها سبب بازتاب کامل فوتون‌های آزاد شده حاوی انرژی بداخل ماده واسطه‌ای و بالطبع تشدید تحریک شده و شدت تولید نور را تقویت می‌نماید آینه سمت دیگر دارای قابلیت بازتاب نسبی بوده بنابراین بعضی از فوتون‌ها را همچون آینه دیگر به داخل ماده حد واسط برگردانده و مقداری از ذرات حاوی انرژی نوری نیز می‌توانند از آن عبور نمایند (شکل ۳_C) ماحصل این فراگرد بوجود آمدن یک نور تقویت شده می‌باشد که تمام ذرات آن دارای شدت و طول موج یا رنگ یکسان بوده و در یک جهت در فضا حرکت می‌نمایند.[۱و۲]

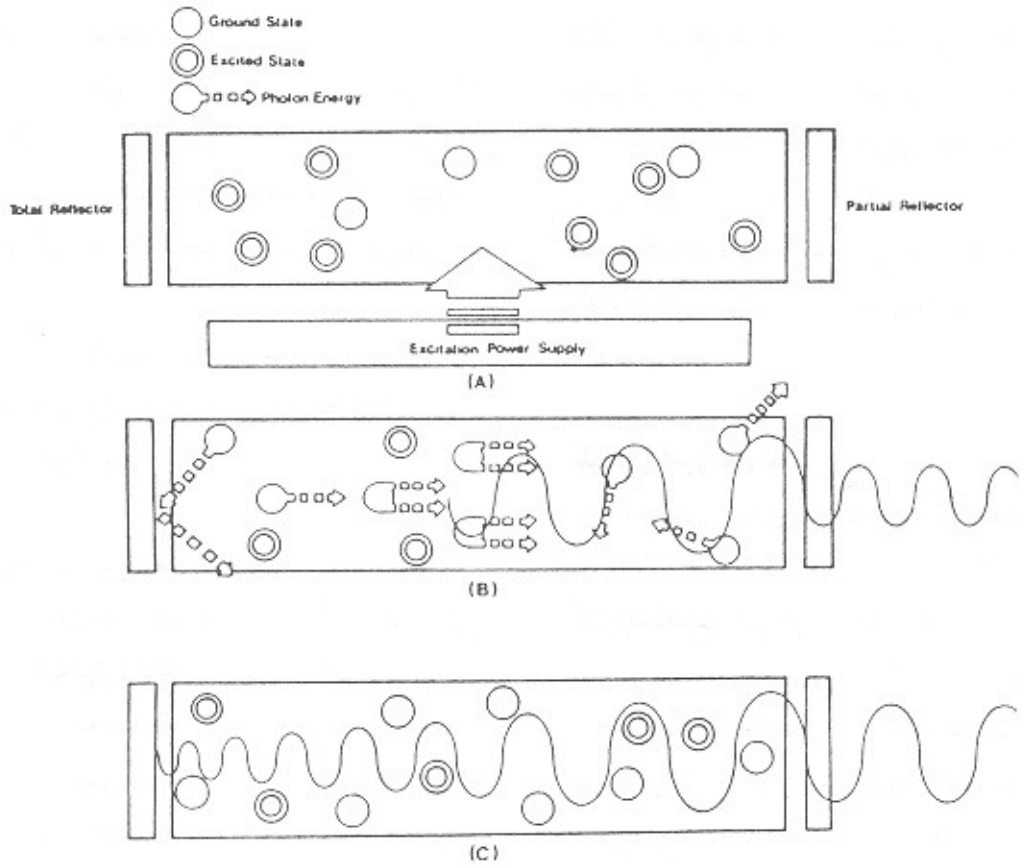
طیف الکترومغناطیسی

برای یک جراح جالب است که بداند نوع مخصوص لیزری که مورد استفاده او قرار دارد در کدام ناحیه از طیف کلی الکترومغناطیس قرار گرفته است بطوری که خواهیم دید تأثیرات بیولوژیکی هر لیزر بستگی تام به طول موج آن دارد در طیف الکترومغناطیس، امواج برحسب طول موج خود به ترتیب در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند طیف نور مرئی از حدود طول موج ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر (هرنانومتر برابراست با $۱۰^{-۹}$متر) قرار دارد امواج با طول کمتر از ۴۰۰ نانومتر تا ۱۰ نانومتر ماوراء بنفش خوانده می‌شوند و امواجی با طول بیشتر از ۷۵۰ نانومتر تا $۱۰^{۶}$ نانومتر (برابر با $۱۰^{۳}$ میکرومتر) در طیف مادون قرمز جای می‌گیرند کلیه لیزرهائی که امروز کاربرد بالینی و جراحی دارند در این نواحی از طیف الکترومغناطیسی جای دارند (شکل۴).

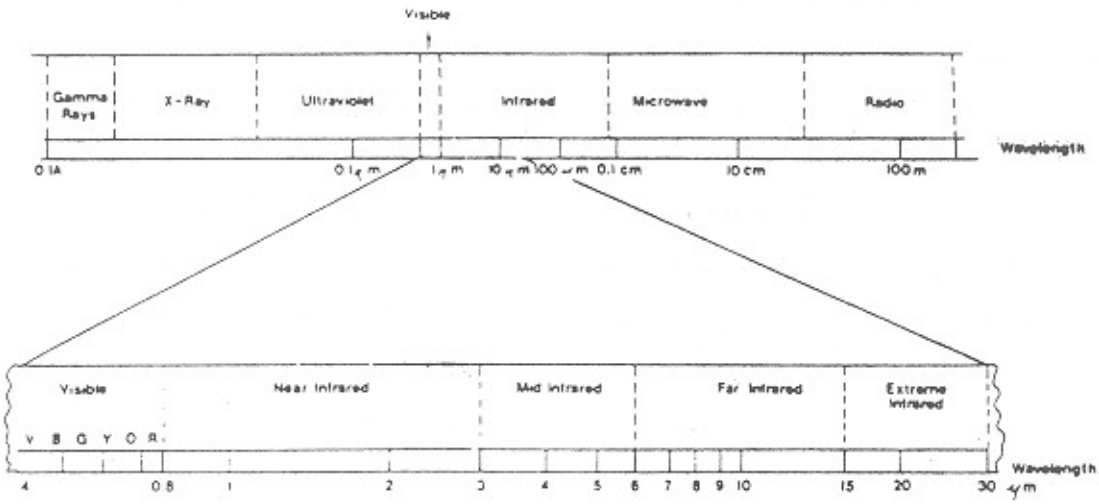
همگرائی *Coherence*

یکی از جالب‌ترین خواص نور لیزری، تکرنگ بودن آن (ناشی از همگرائی زمانی) است موج الکترومغناطیسی دارای یک فرکانس یا طول موج ثابت است که در مورد امواج مرئی سبب یک رنگ‌بودن نور مربوطه می‌شود همین خاصیت نور لیزری است که به جراح کمک می‌کند تا بتواند اثرات خاصی را بر روی اجزاء داخل سلول یا فقط یک سلول خاص و یا حجم عظیمی از سلول‌هاایجاد نماید تا قبل از اختراع لیزرها، تنها

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]



شکل ۳ ـ A ـ اجزاء اصلی یک دستگاه لیزر B ـ گسیل تحریک شده در داخل محفظه لیزری C ـ چگونگی تقویت فوتون‌ها با شکل نشان داده شده است.



شکل ۴ ـ طیف الکترومغناطیس

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

سطح نازلی از نور تکرنگ قابل دستیابی بود و تنها از طریق‌عبور دادن نورسفید از فیلترهای مخصوص یا تجزیه تابش‌های منشأ گرفته از سوختن گازهای خاصی بدست می‌آمد با اختراع لیزر بود که توانستند نوری با چنان شدت بدست آورند که بتواند یک مولکول، سلول و یا بافت خاص را هدف قرار داده و منهدم نماید. [۱و۲]

بطوریکه در مشاهده نور لیزری نیز کاملاً محسوس است، فوتون‌های گسیل شده از یک منبع نوری لیزر دارای جهتی کاملاً یکسان (ناشی از همگرایی فضائی) می‌باشند تولید این فوتون‌های از هر نظر همطراز شده، به عدسی‌ها و فیبرهای نوری معمولی امکان می‌دهد تا تقریباً تمام انرژی پدید آمده را از منبع لیزری گرفته و منتقل و یا در صورت لزوم آنرا متمرکز و یا منعکس نمایند جهت‌گیری و یا جهت‌دار بودن شعاع لیزری بصورت واحدهای واگرایی بیان می‌شود و مقصود از آن زوایه‌ای است که براساس آن بر قطر لکه لیزری در طول فاصله طی شده افزوده می‌گردد در جراحی این واگرایی نوری، هنگامیکه اشعه از هندپیس مخصوص و یا نوک فیبرنوری خارج می‌شود (و تنظیم این فاصله بوسیله جراح) برای توصیف خواص بافتی مورد استفاده قرار می‌گیرد.[۱و۲]

واحدهای تابش‌سنجی

واحدهای اندازه‌گیری انرژی الکترومغناطیسی ملاک ارتباطی و یا زبان محاوره‌ای در صنایع تولید لیزرهای جراحی هستند در (جدول ۱) فهرستی از واحدهای سنجشی بکار گرفته در صنعت تولید لیزرهای جراحی، ذکر شده است انرژی تابشی که برحسب ژول اندازه‌گیری می‌شود، مقدار فوتون‌هائی است که در یک موج الکترومغناطیسی منتقل می‌شوند توان (برحسب وات) شدت اشعه بوده و با تعداد فوتون‌های تابیده شده در یک ثانیه نسبت مستقیم دارد (یک وات برابر است با یک ژول در ثانیه) رادیانس یا شدت تابش (برحسب وات بر سانتیمتر مربع) و شدت جریان (Fluence) به ترتیب بیانگر میزان نیرو و مقدار انرژی بکار گرفته در واحد سطح می‌باشند.[۱و۲]

جدول ۱

واحد	نشانه	نام
ژول	Q	انرژی تابشی
وات	Q.P	توان تابشی
وات بر سانتیمتر مربع	I.Pd	شدت تابش
ژول بر سانتیمتر مربع	E	شدت جریان

TEM و شدت تابش

در نتیجه همطراز بودن ذرات لیزری، می‌توان نور آنرا به سهولت مجتمع و متمرکز ساخت، این قابلیت تمرکز نیرو، توانایی‌لیزر را برای بریدن و یا منعقد ساختن افزایش می‌دهد و یکی از پارامترهای عمده در ارزیابی نتایج بعد از بکارگیری آن در جراحی محسوب می‌شود محاسبه آن به کمک اندازه‌گیری میزان توان موجود در یک شعاع لیزری در یک قطر معین انجام می‌شود قطر شعاع که اصطلاحاً اندازه لکه نامیده می‌شود ماحصل توزیع خطی انرژی بر سطح مقطع تابش می‌باشد این شدت توزیع فوتون‌ها در سطح مقطع را تشکل الکترومغناطیس در سطح عرضی و یا به اختصار TEM می‌نامند در تشکل اساسی (TEM00) ذرات حاوی انرژی

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

بسیار چسبیده به محور طولی محفظه لیزری خارج می‌شوند و بنابراین موازی‌ترین نوری خواهد بود که می‌توان از یک منبع لیزری بدست آورد بیشترین شدت اشعه در مرکز قرار داشته و هرچه بطرف کناره‌ها می‌رویم شدت این اشعه کمتر می‌شود این‌تشکل خاص‌به جراح این امکان را می‌دهد تا بیشترین تمرکز اشعه را بدست آورده و در صورت لزوم قطر لکه لیزری تا حد مورد نیاز کاهش دهد.

اندازه لکه نوری (۲r) در یک لیزر با تشکل TEM00 عبارت از قطری است که تنها ۱۴٪ از کل فوتون‌های دریافتی را در خود جای داده باشد بدیگر سخن در این نحوه تشکل ۸۶٪ از فوتون‌های تابیده شده چسبیده به مرکز لکه لیزری قرار گرفته‌اند با این تعریف شدت متوسط توان (Pd) را می‌توان از طریق رابطه زیر محاسبه نمود.[۲]

$$\text{Pd} = \text{۰/۸۶P (ناحیه تحت تابش)} = \frac{\text{۰/۸۶P}}{\text{PIr}^2}$$

که در این رابطه

شدت متوسط توان = Pd

کل توان بکار گرفته شده = P

شعاع لکه نوری = r

باید توجه داشت که اندازه لکه نوری و سطح تبخیر شده و یا سوخته بافت الزاماً به یک اندازه نخواهند بود پاسخ بافتی به *آستانه دمائی* آن بستگی دارد که در سطوح دمائی پایین‌تر از آن هیچگونه تغییری در بافت مشهود نخواهد بود بنابراین برای احتراز از هرگونه اشتباه محاسبه، در هنگام بکارگیری هر یک از انواع لیزرهای جراحی، بایستی دقیقاً به دستورات داده شده توسط کارخانه سازنده توجه نمود.

تأثیر زمان در هنگام بکارگیری لیزرها

مدت زمان تابش نیز به اندازه طول موج در تأثیرات بیولوژیکی ناشی از لیزرها اهمیت دارد مکانیسم‌های متعددی برای کنترل بر مدت زمان تابش اشعه لیزری ابداع گشته‌اند که شامل امواج مداوم (CW) امواج ضربانداز (Pulsed) و سیستم Q-Switched می‌باشند هر یک از این روشها بدون در نظر گرفتن طول موج، بخودی خود می‌توانند بر روی بافت‌ها اثرات متفاوتی ایجاد نمایند.

لیزرهای موج مداوم *(CW)* و دریچه‌دار

در یک لیزر CW اشعه لیزر بطور مداوم و بدون هیچگونه تغییری در توان تابش، مداوماً به بافت تابیده می‌شود در این سیستم جراح میزان خروجی اشعه را کنترل می‌نماید که از طریق فشردن یک تکمه دستی و یا یک پدال پایی صورت می‌گیرد با آنکه بسیاری از لیزرهای جراحی از نوع موج پیوسته (CW) هستند اما بافت‌ها بندرت آماج جریان مداومی از امواج واقع می‌شوند برای تابانیدن دوز کنترل شده‌ای از اشعه لیزر به بافت می‌توان از کنترل‌های دستی و یا پایی توسط جراح و یا دستگاههای الکترونیکی که به‌کمک آنها می‌توان از قبل زمان تابش را تنظیم نمود سود برد برای قطع و وصل جریان تابش از باصطلاح دریچه بهره‌گیری می‌شود دستگاههای معمولی لیزر دریچه‌دار قادر هستند زمان تابش یا قطع آن را تا حد چندهزارم ثانیه کاهش دهند بعضی از دستگاههای لیزر پیشرفته که بوسیله کامپیوتر کنترل می‌شوند از قبل برنامه‌ریزی شده‌اند و جراح یا تکنسین مربوطه قادر خواهند بود با دادن دستورات مخصوص، برنامه خاصی را برای تنظیم زمان تابش و یا قطع آن و همچنین شدت جریان و توان تابش تدارک نمایند.[۱و۲]

لیزرهای ضربانداز، فوق ضربانداز و Q-Switched

یکی از خصوصیت‌های مهم لیزرهای (CW) چه دریچه‌دار و چه بدون دریچه، این است که همواره توان حاصل آمده به مراتب کمتر از لیزرهای ضربانی می‌باشد مدت زمان ضربان در یک لیزر ضربانداز به مراتب کمتر از مدت زمان یک لیزر (CW) دریچه‌دار خواهد بود و انرژی بدست آمده از آن نیز

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

می‌تواند صد برابر انرژی حاصله از یک لیزر با جریان پیوسته باشد ملاحظات مربوط به طراحی سیستم برق، مکانیک و عدسی‌ها و فیبرهای نوری بر نحوه بکارگیری هر نوع لیزر تأثیر می‌گذارند انواع گوناگونی از لیزرهای ضرباندار در جراحی نوین بکار گرفته شده‌اند. لیزرهای ضرباندار که مدت تابش آنها بین ده تا یکصدمیلیونیم ثانیه است بوسیله دستگاههای الکترونیکی کنترل می‌شوند با تغییر در نحوه Pumping ماده واسطه‌ای فعال شده، می‌توان در زمان و شدت تابش تغییراتی بوجود آورد بیشتر لیزرهای ضربانی می‌توانند با کاهش در دامنه ضربان (مدت زمان تابش) بر میزان انرژی موجود در آن افزوده و بنابراین علیرغم کاهش زمان تابش، مقدار انرژی تابشی ثابت باقی می‌ماند یک دستگاه لیزر گاز کربنیک ۲۵ واتی را در نظر بگیرید به‌کمک کنترل الکترونیکی بر ضربان‌های آن، می‌توان توان حداکثر آنرا به پنج تابیست برابر نمونه مشابه (CW)همین دستگاه رسانیده و انرژی برابر ۱۲۵ تا پانصد وات خروجی را در ضربانهای با زمان ده تا پانصد میلی ثانیه تولید نمود.[۱و۲]

اصطلاح فوق ضرباندار برای توصیف لیزرهایی که میزان بسیار بالایی از اشعه را در مدت زمان بسیار کوتاه (ضربان‌های کم دامنه) ایجاد می‌نمایند ابداع گردید در این تکنولوژی که در لیزرهای گاز کربنیک بکار گرفته شده، چنانچه رابطه بین زمان و توان تابش به نحو شایسته‌ای تنظیم شود (در لیزرهای با تکنولوژی پیشرفته کامپیوتر این وظیفه را بعهده دارد) می‌توان بافت‌ها را به نحوی برید که نکروز ناشی از انعقاد بافت‌ها به حداقل ممکن (یک سوم) تقلیل یابد تکنولوژی فوق ضربانی چنان ضربان‌ها را با سرعت تکرار می‌نماید که می‌توان آنرا بجای جریان پیوسته نیز بکار گرفت یک دستگاه لیزر معمولی فوق ضربانی می‌تواند نیرویی برابر با ۱۵۰ تا ۴۰۰۰ وات را در دامنه ضربانی به مدت کمتر از یک دهم ثانیه ایجاد نموده و این ضربان را بین پنجاه تا دویست و پنجاه بار در هر ثانیه تکرار نماید.[۳و۴]

با ایجاد فشردگی در ضربان تابشی لیزر، یک قدم دیگر بطرف جلو برداشته شد که اصطلاحاً آنرا Q - Switching می‌نامند در این سیستم که برای اولین بار توسط Hellworth ارائه شده است می‌توان ضربانهای تابشی بسیار کوتاه مدت با شدت‌های بسیار بالا که با لیزرهای دیگر امکان حصول به آنها وجود ندارد ایجاد نمود بدلیل توان انرژی بالای موجود در این ضربان‌ها، آنها را ضربان‌های غول‌آسا می‌نامند در این روش یک شاتر شبیه به آنچه در دوربین‌های عکاسی وجود دارد در سر راه اشعه لیزر بسته باقی می‌ماند تا سطح بسیار بالایی از انرژی در محفظه حاوی ماده واسطه‌ای ایجاد شود آنگاه شاتر بسرعت باز شده و حجم عظیم انرژی تابشی موجود در یک زمان بسیار کوتاه تخلیه می‌گردد ماحصل این فراگرد یک دامنه ضربان بسیار کوتاه (از 10^{-6} تا 10^{-9} ثانیه) و بسیار قدرتمند (10^{7} وات) بصورت واحد و یا مکرر می‌باشد.[۵]

لیزرهای جراحی

فهرست عظیمی از مواد واسطه‌ای جامد، مایع و گاز وجود دارد که قادر به تولید و گسیل هزاران طول موج نوری می‌باشند معهذا لیزرهایی که در جراحی کاربرد عمده یافته‌اند عملاً از تعداد انگشتان دو دست تجاوز نمی‌نماید (جدول ۲) در ذیل بعضی از این انواع لیزر که بیشترین کاربرد را در جراحی یافته‌اند معرفی می‌کنیم.

لیزر گاز کربنیک

این نوع لیزر برای اولین بار در سال ۱۹۶۴ در لابراتوارهای Bell توسط Patel ساخته شد انرژی آن با طول موج ۱۰۶۰۰ نانومتر ساطع می‌شود که در طیف الکترومغناطیسی در جایگاه مادون قرمز قرار دارد لیزرهای گازکربنیک امروزه در زمره پرقدرت‌ترین لیزرهای جراحی بوده و می‌توانند با صد وات قدرت ورودی عمل نمایند.[۵]

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

جدول ۲

انواع لیزرهای متداول در جراحی		
لیزر طول موج بر حسب میکرومتر	حداکثر قدرت ورودی	جذب‌کننده عمده
گاز کربنیک (CW) ۱۰/۶	۱۰۰ وات	آب
گازکربنیک(فوق ضربانی)۱۰/۶	۱۰۰ میلی‌ژول و ۱۰۰ضربان‌درثانیه	آب
۱/۰۶ (CW) Nd: YAG	۱۰۰ وات	غیراختصاصی
۱/۰۶ (Q-Switched) Nd: YAG	۱۰۰ میلی ژول	غیراختصاصی
آرگون ۰/۵۱۴ ـ۰/۴۸۸	۱۵ وات	ملانین ـ هموگلوبین
کریپتون ۰/۶۸ ـ۰/۳۵	۲ وات	ملانین
(CW) Dye Laser طیف نور مرئی	۴ وات	به طول موج نور بستگی‌دارد

ماده واسطه‌ای فعال این نوع لیزر گاز دی‌اکسیدکربن Co2 است اما در داخل محفظه همچنین گازهای ازت و هلیوم نیز وجود دارند وجود این مخلوط گازی سبب بهبود و تسهیل انتقال انرژی ارتعاشی داده شده و گرفته شده از مولکول گاز کربنیک شده است در طرح اولیه این نوع لیزر، مخلوط گازی در طول محفظه خالی لیزری جریان می‌یابد در لیزرهای جراحی که لازم است اندازه کوچک داشته باشند میزان این جریان بسیار آهسته نگهداشته شده است تا از ذخیره گاز کربنیک موجود در دستگاه حفاظت بعمل آورده شود لیکن هرچه جریان گاز با سرعت بیشتری انجام پذیرد میزان اتلاف انرژی گرمایی بیشتر شده و قدرت بیشتری از لیزر بدست خواهد آمد لیزرهای گاز کربنیک با جریان آهسته دارای قدرت محدودی بین ۵۵ تا ۸۵ وات به ازاء هر متر از طول لوله خواهند بود.

در مواردی که قدرت کمتری از لیزر مورد نیاز است لیزرهای گاز کربنیک به نحوی طراحی شده‌اند که گاز Co2 در داخل یک لوله مسدود قرار گرفته است این نوع لیزرها دارای چند فرق عمده با لیزرهایی که در آنها جریان آزاد گاز از سیلندرهای مخصوص صورت می‌گیرد می‌باشند علیرغم قدرت و بازده کمتر آنها، دیگر نیازی به تعویض و جایگزینی سیلندرهای گاز کربنیک مصرف شده نخواهد بود اما بسختی می‌توان گاز را بطور کامل و مؤثر در داخل محفظه مهر و موم نمود و تجربه نشان داده است که در بلند مدت تمام عناصر مخلوط گازی در داخل محفظه باقی نمانده‌اند برای مهر و موم‌کردن محفظه از دو نوع ماده استفاده شده است اپوکسی و لحیم کاری که این مورد دوم علیرغم هزینه بالاتر، کارآیی بیشتری نیز از خود نشان داده است.

بدلیل ماهیت ساکن یک گاز محبوس در محفظه و افزایش موضعی دمای این گاز که اغلب از حجم کمی نیز برخوردار است، مقدار توان خروجی لیزرهای گاز کربنیک که در آنها گاز در محفظه مهر و موم شده قرار دارد به مراتب کمتر از لیزرهایی است که در آنها جریان سریع و آزاد گاز وجود دارد و

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

بنابراین به قدرتی بیشتر از ۲۵ تا ۴۰ وات به ازاء هر متر طول لوله نمی‌توان دست یافت.[۶]

یون

اولین گسیل نوری ناشی از یک یون گازی بوسیله Bell در سال ۱۹۶۳ بر روی یون جیوه مشاهده گردید از آن زمان تاکنون پیشرفت‌های عظیمی در این نوع لیزر بوجود آمده است در بیشتر این لیزرها از گازهای کمیاب مانند نئون، آرگون، کریپتون و زنون بعنوان ماده واسطه‌ای فعال استفاده شده است (جدول ۳) در سال ۱۹۶۴ Bridges موفق به کشف فوق‌العاده‌ای شد وی مشاهده نمود که با جایگزینی گاز آرگون بجای هلیوم بعنوان یک عامل گازی خنثی، می‌تواند نورهائی با طول موج‌های متفاوتی بدست آورد.[۷و۸]

از آن زمان تاکنون، لیزر آرگون در مرکز توجه جراحان قرار داشته است نور رنگی سبز ـ آبی ساطع شده از این لیزر که ابتدا برای اسپکتروسکوپی مورد استفاده قرار می‌گرفت از سال ۱۹۶۶ به بعد بطور وسیعی توسط جراحان چشم بمنظور فتوکوآگولاسیون شبکیه چشم بکار گرفته شد با آنکه صدها نوع لیزر یونی تاکنون شناخته شده لیکن تنها دو نوع از آنها یعنی نور سبز ـ آبی آرگون و قرمز ـ نارنجی کریپتون مقبولیت جراحی یافته‌اند.[۸]

جدول ۳

طول موج بعضی از لیزرهای یونی	
یون	طول موج بر حسب نانومتر
آرگون	۰/۴۸۸ تا ۰/۵۱۴
هلیوم کادمیوم	۰/۴۴۲
هلیوم نئون	۰/۶۳۳
کریپتون	۰/۳۵ تا ۰/۶۸
جیوه	۰/۵۶۸ تا ۰/۶۱۵
زنون	۰/۵۴ تا ۰/۴۸۸

برای بدست آوردن انرژی نوری از یک لیزر یونی، ماده واسطه‌ای فعال (که غالباً یک گاز است) بایستی به منظور انتقال انرژی، قبلاً یونیزه شده باشد انتقال انرژی برای لیزرهای یونی (CW) به‌کمک عبور دادن جریانهای الکتریکی با شدت بالا (بیش از ۱۰۰ آمپر بر سانتیمتر) از درون گاز بدست می‌آید شدت جریانهای بسیار بالا نیاز به اتلاف گرمای زیادی دارند امروزه مواد گوناگونی برای کاهش این دمای ایجاد شده در دسترس طراحان صنعتی قرار گرفته است معمولاً لیزرهای یونی آرگون در اندازه‌های بزرگ تا ۱۵ وات و در اندازه‌های کوچک بین ۳ تا ۴ وات قدرت دارند. [۷و۸]

لیزرهای آرگون جدیدی که به پزشکی معرفی شده‌اند دارای قدت بین ۵ تا ۸ وات بوده لیکن اندازه آنها بسیار کوچک و ظریف طراحی شده است و همچنین بجای آب با هوا خنک می‌شوند قابل حمل بودن آنها، بکارگیری این نوع لیزر را در بسیاری از اطاقهای عمل ممکن ساخته است.[۹]

نئودیمیوم

لیزر نئودیمیوم و شیشه در سال ۱۹۶۱ توسط Snitzer به

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

جهان دانش معرفی گردید به کمک این لیزر وی توانست نوری با طول موج ۱/۰۶ میکرومتر در نزدیکی طیف مادون قرمز بدست آورد اگرچه به‌کمک این لیزر می‌توان قدرت زیادی را بدست آورد لیکن استفاده مداوم از آن بدلیل افزایش فوق‌العاده گرما (بدلیل قابلیت هدایت پائین شیشه نسبت به دما) تقریباً غیرممکن است برای رفع این عیب عمده در سال ۱۹۶۳ در لابراتوارهای Bell موفق به ساخت لیزر جدیدی شدند که در آن نئودیمیوم با Yttrium Alumimium Garnet در آمیخته بود این نوع لیزر که امروزه از توان بالایی تا حد یکصد وات برخوردار است به (Nd: YAG) معروف شده است دستگاههای این نوع لیزر اخیراً به تکنولوژی بسیار پیشرفته مجهز شده و اندازه و وزن آنها نیز بسیار کوچکتر از انواع اولیه آن می‌باشد.[۱۰]

محفظه لیزر Nd: YAG یک لوله خالی است که برای تبدیل آن به آینه انعکاسی، سطح داخلی آنرا آب طلا داده‌اند انرژی لازم برای Pumping از یک لامپ قوس کریپتون گرفته می‌شود و همین تفاوت عمده این نوع لیزر را از انواع گازکربنیک و آرگون متمایز می‌سازد نوع جراحی آن که با جریان مداوم کار می‌کند بایستی اقلاً بین ۸۰ تا ۱۰۰ وات قدرت داشته باشد برای خنک کردن آن از جریان آب استفاده شده و به ۲۳۰ ولت برق با ۳۰ آمپر شدت جریان نیاز دارد که بایستی در طراحی اطاق‌های عمل جراحی با لیزر، این تسهیلات را فراهم نمود.[۱۱]

علاوه بر بکارگیری لیزرهای Nd: YAG بصورت جریان مداوم، می‌توان از آن بصورت Q-Switched نیز بهره گرفت که در نتیجه آن ضربان‌هایی در حد چندین 10^{-9} ثانیه با شدت چندین میلیون وات بدست می‌آید از این ضربان‌ها در جراحی برای یونیزه‌کردن بافت بطور موضعی و در نتیجه پاره‌کردن و جدانمودن ساختمان‌ها و غشاءهای خاص استفاده می‌شود در جراحی چشم با این لیزر می‌توان بدون باز کردن قرنیه، کپسول خلفی را که دچار کدورت شده است برش داد.[۱۰و۱۱]

لیزرهای رنگی *Dye*

در سال ۱۹۶۶ Sorkin و همکارانش در لابراتوارهای IBM یک مایع رنگی را بوسیله لیزر یاقوت تحت Pumping قرار دادند این ماده رنگی که کلر و آلومینیوم فتالوسیانین (CAP) نام داشت از خود نوری با خصوصیات نور لیزری و با طول موج ۰/۷۵۸ میکرومتر بدست داد در سال ۱۹۷۰ اولین لیزر Dye با جریان پیوسته در لابراتوارهای تحقیقاتی کداک اختراع گردید که سال بعد به بازار عرضه گشت.[۱۲و۱۳]

ماده واسطه‌ای فعال در یک لیزر رنگی Dye یک ماده فلوئورسان آلی است که در یک حلال معمولی حل‌شده است متداول‌ترین آنها محلول رودامین در الکل‌و یا فلوئورسئین درآب می‌باشند نور رنگی حاصله ناشی از جذب نورهای موجود در طیف مرئی می‌باشد و منشأ نور نیز معمولاً از یک لامپ قوس نوری معمولی و یا یک لیزر کم قدرت‌تر مادر تأمین می‌گردد.

انواع لیزرهای رنگی *Dye*

این نوع لیزرها نیز بدو صورت جریان پیوسته و ضربانی کار می‌کنند از لیزرهای ضربانی این گروه بیشتر در لابراتوارهای تحقیقاتی فیزیک هسته‌ای و یا واکنش‌های پیچیده شیمیایی استفاده می‌شود امروزه در پزشکی رادیوایزوتوپ‌ها و تحقیقات بیوشیمی پزشکی نیز لیزرهای ضربانی Dye را بکار گرفته‌اند متداول‌ترین انواع این نوع لیزرها عبارتند از:

flash lamp pumped dye : قادر به تولید ضربان‌های پرانرژی با دامنه وسیع است و امروزه در درمان ضایعات عروقی بافت‌ها و ضایعات توموری خونریزی‌دهنده بسیار مورد توجه قرار گرفته است.

Nitrogen pumped dye : ضربان‌های این نوع لیزر دارای قدرت کم‌بوده و به آهستگی بدنبال یکدیگر تکرار می‌شوند حسن عمده این نوع لیزر ارزان بودن آن است.

Neodymium pumped dye : انرژی ضربان‌ها در این نوع لیزر

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

زیاد بوده لیکن تکرار ضربان‌ها به آهستگی صورت می‌گیرد مزیت عمده آن این است که می‌توان طول موج نور تولیدی را در طیف نسبتاً گسترده‌ای افزایش و کاهش داد. [۱۲و۱۳]

Eximer pumped dye : تقریباً شبیه به لیزر قبلی بوده لیکن میزان انرژی آن در واحد ضربان کمتر بوده اما سرعت تکرار ضربان‌ها بدنبال یکدیگر، بیشتر است.

لیزرهای رنگی Dye که با موج پیوسته کار می‌کنند (CW) در جراحی مقبولیت بیشتری یافته‌اند علیرغم قدرت کم آنها (کمتر از چهار وات) بدلیل طول موج خاصی که دارند در درمان‌های فتودینامیک (PDT) ضایعات بدخیم بکار می‌روند. [۱۲و۱۳]

لیزرهای *Eximer*

در این نوع لیزرها از ترکیب یک هالوژن و یک گاز کمیاب بعنوان ماده فعال واسطه‌ای استفاده شده و برای اولین بار توسط مهندسین کمپانی AVCO در سال ۱۹۷۵ به جهان علم عرضه گردید امروزه چهار نوع از این لیزرها در دسترس جراحان قرار گرفته است آرگون فلوراید با طول موج ۱۹۳ نانومتر، کریپتون فلوراید با طول موج ۲۴۸ نانومتر (که بدلیل موتاژن بودن طول موج و احتمال کارسینوژنز، فعلاً جراحان از بکارگیری آن پرهیز می‌نمایند). زنون کلراید با طول موج ۳۰۸ نانومتر و زنون فلوراید با طول موج ۳۵۱ نانومتر، که تمامی این طول موج‌ها در طیف اشعه ماوراء بنفش قرار می‌گیرند.

در لیزرهای اکزایمر اولیه، مشکل اساسی نحوه نگهداری گازهای بسیار سمی در داخل دستگاه بود که در صورت نشت در اطاق عمل می‌توانستند فاجعه‌ای عظیم به بار بیاورند لیکن امروزه‌با پیشرفت‌تکنولوژی و طراحی محفظه‌های مخصوص، تقریباً این دستگاهها از نظر احتمال نشت گاز بی‌خطر هستند مورد عمده استفاده جراحی از این لیزرها در چشم‌پزشکی تصحیح عیوب انکساری با روش Radial Keratoplasty (تغییر شکل قرنیه) و در جراحی قلب و عروق، آنژیوپلاستی بمنظور دبریدمان عروق کرونر مسدود شده، و در جراحی فک و صورت، استئوتومی در نواحی بسیار حساس منجمله کف کاسه سر می‌باشد.

سیستم‌های انتقال تشعشع لیزری

پرتو پرانرژی لیزری‌را به‌کمک سه‌سیستم می‌توان‌از منبع تولید بمحل مورد نظر (بافت) منتقل نمود که این سه وسیله عبارتند از بازوهای‌مفصل‌دار ـ فیبرهای نوری‌وابزارهای‌دارای آینه‌های بسیار ظریف‌ومتحرک که به میکروسکوپ جراحی متصل شده و در جراحی به Optomechanical Micromanipulator معروف شده‌اند.

بازوهای مفصل‌دار

بازوی مفصل‌دار مجموعه‌ای از لوله‌های خالی است که در دوسر آنها آینه‌های مسطح موازی با یکدیگر قرار گرفته و این لوله‌ها به گونه‌ای به یکدیگر متصل شده که انرژی دریافتی از منبع لیزری پس از عبور و انعکاس در آینه‌های موجود در این بازوها به هندپیس جراحی منتقل شده و قابل تمرکز می‌باشد زیرا همگرایی زمانی و فضایی فوتون‌ها به نحو احسن حفظ شده است طراحی این بازوها و زاویه‌بندی آینه‌ها بایستی با دقت بسیار انجام شده باشد تا اتلاف انرژی در حداقل ممکن (و در موارد مطلوب در حد صفر) نگهداشته شود این بازوها در موارد استفاده از لیزرهایی که دارای انرژی بالا بوده و یا امکان انتقال آنها بوسیله فیبرنوری امکان پذیر نیست، ایده‌آل می‌باشند (مانند لیزرهای Co2) و در صورت لزوم می‌توان بجای هندپیس جراحی، آنها را به میکروسکوپ و Micromanipulator و یا اندوسکوپ غیر انعطاف‌پذیر متصل نمود و به نحو احسن بکار گرفت.

فیبرهای نوری

فیبرهای نوری قابل انعطاف، قادر به انتقال انرژی نوری در

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

سرتاسر طول خود می‌باشند بدلیل امکان کاهش قطر این الیاف به اجزاء میلیمتر، امکان بکارگیری لیزر از طریق لوله‌های اندوسکوپ در تقریباً تمامی نواحی بدن بدست آمده است بازوهای مفصل‌دار قادر به انتقال تمامی طول موج‌های لیزر (تنها با تغییر در عدسی‌ها و آینه‌ها) می‌باشند لیکن فیبرهای نوری در اینمورد دچار محدودیت بوده و تنها قادر به انتقال انرژی با جریان مداوم و قدرت کم و تنها درطیف نور مرئی و نزدیک به مادون قرمز می‌باشند بنابراین تنها لیزرهای نوع آرگون ـ کریپتون، هلیوم ـ نئون، بسیاری از لیزرهای رنگی Dye کم‌توان و بالاخره امواج پیوسته لیزرهای Nd: YAG و Holmium YAG در قدرت کم با این وسیله انتقالی ارزان قیمت می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند بعضی از انواع لیزرهای اکزایمر (زنون فلوراید ـ ۳۵۱ نانومتر) نیز می‌توانند از طریق فیبرهای نوری منتقل گردند طول موج‌های کوتاه‌تر مثل لیزر گاز کربنیک که در طیف ماوراء بنفش جای می‌گیرند از این طریق قابل انتقال نبوده و مطالعات اخیر سبب دستیابی به نوعی از الیاف نوری مخصوص برای این انواع لیزر گشته است که انتقال آنها را از این طریق تا حدی میسر نموده لیکن بدلیل طبیعت خاص این انرژی نورانی، امکان متمرکز ساختن آن با این فیبرهای نوری ممکن نبوده (Defocalized Co2 Laser) و همین امر کاربرد آنرا محدود ساخته است.[۱۴]

Micromanipulator ها

این ابزار برای بکارگیری دقیق لکه لیزری توسط جراح (در موارد پیوندهای عصبی و عروقی با لیزر) از طریق اتصال به یک میکروسکوپ جراحی که به یک دوربین دو چشمی متصل است مورد استفاده قرار می‌گیرد جراح به‌کمک حرکت دادن دسته‌ای در تمامی جهات می‌تواند آینه‌های کوچک و دقیق منعکس‌کننده نور لیزری را حرکت داده و آنرا با دقت تمام بر روی بافت بتاباند از این وسیله انتقال‌دهنده در جراحی سر و گردن برای برداشتن تومورهای حنجره و طنابهای صوتی و در جراحی زنان (جراحی بر روی لوله‌های فالوپ) و در جراحی دهان و فک و صورت بر روی جدار عروق و غلاف عصب و یا در هنگام برداشتن تومورهایی که به نواحی حساس مانند کف کاسه سر و یا جدار خلفی حدقه امتداد یافته‌اند استفاده می‌شود.[۱۴و۱۵]

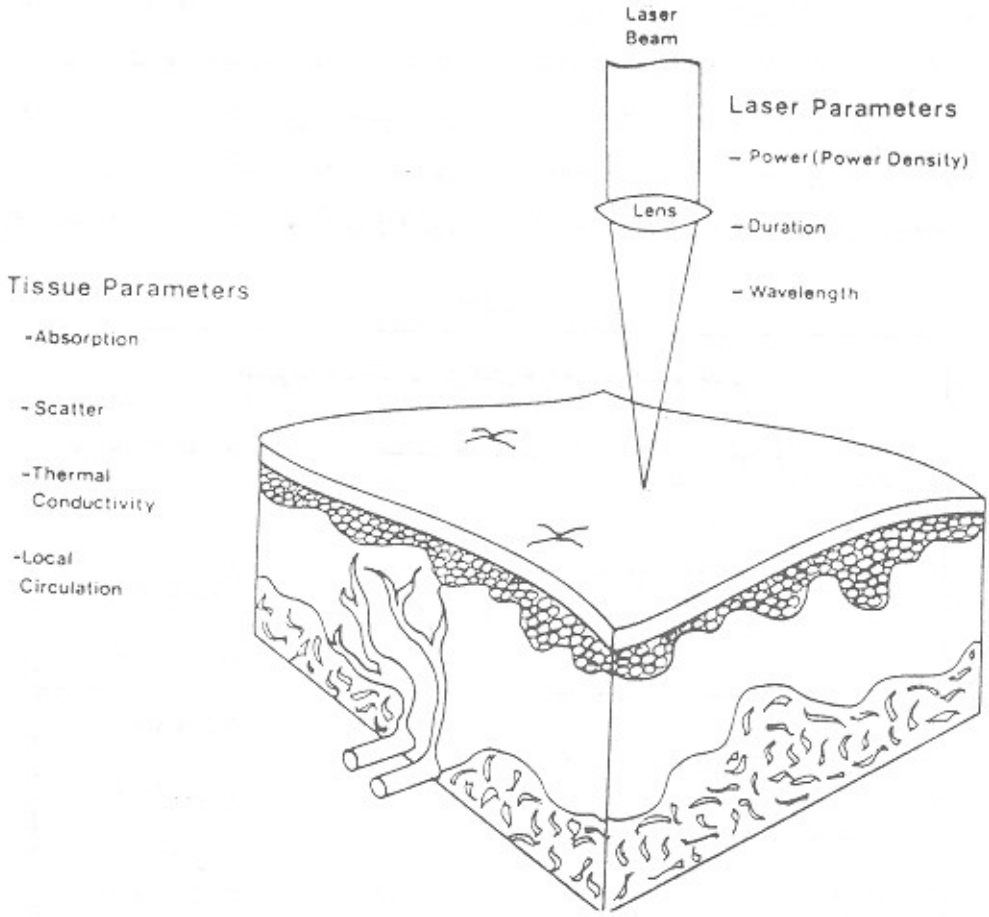
تأثیرات بافتی لیزر

انرژی تابشی از لیزر و یا هر منبع نوری دیگر می‌تواند منجر به تغییرات بیولوژیکی، فتوشیمیایی و یا حرارتی در بافت‌ها شود (شکل ۵) همین واکنش‌ها هستند که به لیزر اجازه می‌دهند تا بعنوان یک وسیله جراحی درمان‌کننده بکارگرفته شود بیشترین نحوه تأثیر لیزرهای جراحی که امروزه کاربرد دارند قابلیت جذب انرژی الکترومغناطیسی آنها و تبدیل این انرژی به انرژی حرارتی در داخل بافت‌ها است.

جذب، انعکاس و پراکندگی نور لیزر در بافت

انرژی یونیزان که از منابع پرقدرت مانند تشعشات X و گاما دریافت شده باشد سبب یونیزه شدن مولکولهای درون بافت شده و به تمام اجزاء بافتی تقریباً به یک نسبت صدمه وارد می‌نماید میزان اختصاصی بودن این تخریب بر روی اجزاء بافت به شدت و میزان الکترون‌های اصابت نموده به آن بستگی دارد اشعه غیر یونیزان که در لیزرها مورد استفاده واقع می‌شود می‌تواند بطور اختصاصی یک مولکول خاص را هدف قرار دهد انرژی الکترومغناطیسی مرئی و یا ماوراء بنفش می‌توانند سبب تحریک الکترون‌ها در مولکولهای حاوی یک رنگ خاص Chromophore شوند این مولکولها، اجزاء سلولی هستند که حاوی ترکیبات شیمیایی متشکل از ساختمانهای حلقوی بهم پیوسته می‌باشند نور مادون قرمز بر خلاف دو نور قبلی چندان اختصاصی نبوده و در مولکولهای بافت منجر به تحریک و ایجاد انرژی ارتعاشی شده و بنابراین دمای کلی بافت هدف قرار گرفته را افزایش می‌دهد.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]



شکل ۵ ـ زخم جراحی ایجاد شده توسط لیزر به پارامترهایی بستگی دارد که به آن لیزر خاص و به بافت مورد اصابت قرار گرفته مربوط می‌شوند.

هنگامیکه نور به بافت برخورد می‌نماید می‌تواند جذب، منعکس، پراکنده و یا منتقل گردد همینکه شعاع نوری به یک ماده جذب‌کننده (مثل بافت زنده) وارد می‌شود هرچه به طرف عمق می‌رود از توان آن بنحوی بارز کاسته می‌گردد جذب این انرژی توسط بافت می‌تواند نسبی و یا کامل باشد میزان انرژی جذب شده توسط بافت به دو متغیر ناوابسته یعنی میزان نیروی اعمال شده و ضریب جذب (یا ضریب استهلاک دما) بستگی داشته و با فرمول زیر قابل محاسبه خواهد بود:

$$Ix = Ioe^{-ax}$$

که در این فرمول:

Ix = شدت انرژی در عمق مورد نظر (x)

Io = شدت انرژی تابشی

a = ضریب جذب بافتی

x = عمق مورد نظر در بافت

بنابراین هرچه ضریب جذب بالاتر باشد مقدار انرژی گرفته شده توسط واحد حجم بافتی یا عمق آن بیشتر خواهد بود یا اینکه هرچه ضریب جذب یک بافت کمتر باشد اشعه در عمق بیشتری از بافت نفوذ خواهد نمود.

در کناره‌های بافتی و نواحی که یک بافت به بافت دیگری متصل شده است بدلیل تغییر ضریب انعکاس نوری، بازتاب انرژی نورانی صورت خواهد گرفت. بسیاری از این بازتاب‌ها برای جراح و پرسنل اطاق عمل و یا خود بیمار می‌تواند

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

خطرآفرین باشد بعضی از فوتون‌هایی که در اثر برخورد به بافت سطح انرژی کمتری یافته و یا منعکس شده‌اند می‌توانند در سایر نواحی مجاور پراکنده شوند چون این پراکندگی در تمام جهات صورت می‌گیرد علت اصلی تخریب بافتی ناخواسته در اطراف ناحیه مورد عمل می‌تواند ناشی از همین فوتون‌های پراکنده باشد که در حقیقت سبب تغییر جهت انرژی تابشی به بافت شده‌اند میزان پراکندگی بستگی تام به طول موج نور تابانیده شده و اجزاء تشکیل‌دهنده بافت مورد اصابت قرار گرفته، خواهد داشت در (جدول ۴) ضریب‌های جذب و پراکندگی سه نوع لیزر ذکر شده است.

جدول ۴

خصوصیات جذب لیزرهای جراحی در آب و خون				
نوع لیزر و طول موج آن	ضریب جذب در Cm^{-1}		نفوذ در Cm^{-1}	
	آب	خون	آب	خون
گازکربنیک ۱۰/۶ میکرومتر	۷۷۸	۸۰۰	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱
Nd: YAG ۱/۰۶ میکرومتر	۰/۴	۴	۲/۵	۰/۲۵
آرگون ۰/۵۱۶ ـ ۰/۴۸۸ میکرومتر	۰/۰۰۰۱	۳۳۰	۱۰۰۰۰	۰/۰۰۳

تقابل بین توان و زمان ـ گرمایش بافتی

افزایش دما در یک حجم معین از بافت ناشی از میزان انرژی جذب شده توسط آن می‌باشد هنگامیکه دمای بافت به ۵۰ درجه سانتیگراد برسد (ولو در یک زمان ناچیز)، میزان تخریب بافتی انجام شده وسیع و غیر قابل برگشت خواهد بود این انعقاد ناشی از حرارت، اولین اثر ایجاد شده توسط شعاع لیزری خواهد بود اگر افزایش دما بنحوی ادامه یابد که به یکصد درجه سانتیگراد برسد (افزایش دما در اثر لیزر می‌تواند تا ۳۵۰ درجه سانتیگراد ادامه یابد) مایعات بافتی شروع به تبخیر می‌نمایند و در روی بافت یک لایه سوخته از خود باقی خواهند گذاشت در اطراف این زخم لیزری یک منطقه نکروزه انعقادی باقی می‌ماند وسعت تخریب ناشی از انعقاد بافتی به تنهایی و یا همراه با تبخیر، به طول موج شعاع لیزری تابانیده شده، ضریب جذب، توان خروجی و مدت زمان تابش بستگی دارد.

برای یک میزان از انرژی، هرگونه تغییر در توان انرژی تابانیده شده را می‌توان با تغییر مدت زمان تابش جبران نمود به عبارت دیگر:

$$E = P \times t$$

بعضی از پاسخ‌های بافتی نیز دقیقاً بستگی خود را به رابطه فوق نشان می‌دهند برای مثال می‌توان از آفتاب سوختگی نام برد یعنی پوست انسان در یک هوای آفتابی زودتر و در یک هوای ابری دیرتر دچار سوختگی می‌شود

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

هرچه سطح انرژی پائین‌تر بیاید این تقابل محدودتر می‌شود زیرا بافت‌ها از قابلیت ترمیم برخوردار هستند لیزرهای پرقدرت می‌توانند بسرعت دمای بافت را افزایش داده و قدرت ترمیم را از آن بگیرند در چنین سرعت بالایی، بافت حتی قادر به انتقال انرژی به انساج اطراف خود نخواهد بود و جریان همرفتی گرمایی نیز ایجاد نخواهد شد بهمین دلیل آنچه که در نهایت بر روی بافت تحت تابش تعیین‌کننده‌ترین اثر را خواهد داشت، توان خروجی لیزر بکار گرفته شده خواهد بود.

فتوکواگولاسیون و تبخیر

در یک جراحی معمولی، حداکثر تلاش صورت می‌گیرد تا از بروز نکروز انعقادی احتراز بعمل آید لیکن در جراحی با لیزر، همین نکروز انعقادی است که نتیجه بالینی مطلوب را بدست می‌دهد لیزرها را می‌توان برای هموستاز و تبخیر و انهدام گرمایی بافت‌های تومورال بکار گرفت برای این منظور به طول موج‌هایی نیاز داریم که نفوذ کافی در عمق بافت را بدست دهند در غیر اینصورت عدم نفوذ کافی فوتون‌ها به رگ خونریزی دهنده برای هموستاز و یا سلولهای تومورال برای منعقد و نکروزه کردن آنها منجر نشده و قسمت اعظم انرژی در مسیر جذب خواهد شد برعکس این حالت نیز صادق است بدین معنی که اگر قدرت نفوذ شعاع لیزری از حد مورد نیاز بیشتر باشد تخریب عمقی آن بیشتر بوده و نتیجه حاصله تخریب بیش از حد و ناخواسته بافتهای اطراف همراه با تأخیر در التیام، ادم و گاهی پرفوراسیون عروق عمقی و یا انهدام دیواره حفرات آناتومیک خواهد بود.

بافت‌ها نسبت به لیزر دوگونه واکنش یا پاسخ بلافاصله و تأخیری نشان می‌دهند پاسخ بلافاصله یا Photophysical در لحظه انجام جراحی بصورت یک ناحیه خاکستری رنگ بافت منعقد شده و یا یک زخم تیز جراحی مشاهده می‌شود پاسخ تأخیری یا پاسخ میزبان کاملاً به شدت نکروز انعقادی وابسته است بنابراین لیزرهایی که قابلیت انعقادی آنها کم و یا هیچ است پاسخ تأخیری ناچیزی را ایجاد می‌نمایند هنگامیکه از لیزر بعنوان یک وسیله جراحی تبخیرکننده استفاده می‌شود می‌توان بافت‌ها را به نحوی برید که لبه‌های زخم بسیار تمیزی از خود باقی گذارند و یا حجمی از بافت راکاملاً تبخیر نمود بدون آنکه چیزی از آن باقی بماند و در محل آن نیز میزان بافت نکروزه ناشی از انعقاد در حداقل ممکن به جای مانده باشد به‌کمک عمل دیگر لیزر یعنی منعقد کردن بافت به‌کمک حرارت که اصطلاحاً Photocoagulation خوانده می‌شود می‌توان خونریزی را از عروق متوقف نموده و یا بافت سطحی را منعقد نموده و به اصطلاح آنها را پوستکن ablate نمود این ضایعات بعداً خودبخود از بافت اصلی جدا و دفع می‌شوند یک جراح لیزر آموزش و تجربه لازم را برای انتخاب و بکارگیری نوع لیزر، طول موج، زمان و شتاب مورد نیاز برای هر ضایعه یا مورد بالینی اختصاصی را بدست آورده است.

بطور خلاصه می‌توان موارد عمده بکارگیری لیزر در جراحی دهان و فک و صورت را بشرح زیر ارائه نمود:

۱ـ هموستاز و بستن عروق خونریزی دهنده در عمق و یا نواحی غیرقابل دسترسی از طریق جراحی معمولی.

۲ـ تحریک بیولوژیکی رشد سلولی Biostimulation در نواحی که بافت از دست رفته باشد.

۳ـ اکسپوزکردن ایمپلنت‌ها و بستن همزمان اباتمنت آنها و حذف زمان برای Healing Screws.

۴ـ حذف تومورهای بدخیم و ضایعات دیسپلاستیک مخاط دهان و فکین.

۵ـ برداشتن هیپرپلازی‌های وسیع مخاط دهان و اطراف دندانها.

۶ـ پیوندهای آزاد عروقی و عصبی به‌کمک بخیه‌های لیزری Laser Welding.

۷ـ استئوتومی‌های لیزری در نواحی که به‌کمک وسایل چرخنده استئوتومی غیرممکن است (کف کاسه سر).

۸ـ منعقد و نابودسازی ضایعات عروقی و آنژیوماتوزهای

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

بافت سخت و نرم (همانژیوم‌ها)

۹ـ کشف و انهدام سنگ‌های غدد بزاقی بخصوص در کف دهان Laser Lithotripsy.

۱۰ـ برای انهدام چسبندگی‌های داخل مفصل گیجگاهی فکی به‌کمک آرتروسکوپی

۱۱ـ انجام برش‌های جراحی بسیار ظریف Fine Cutting به‌کمک میکروسکوپ

Summary

The impact of lasers on health care is largely attributable to the extraordinary properties of laser light. The three most striking properties of a laser, extreme brightness, singularity in color, and directionality, make it an ideal tool for a variety of surgical applications.

In this article, we will explore the nature of light waves and how they are generated by the laser. We will also describe the various laser systems in common use today, accenting their energy sources and delievery systems and concluding with an overview of the perincipal mechanisms of laser energy-induced tissue damage.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]

REFERENCES

1. Smith, K.C. (1977): The Science of Photobiolgy, Plenum, New York.
2. O' Shea, D.C.; Callen, W.R. and Rhodes, W.T. : Introduction to lasers and their application, Addison-Wsley, 19.
3. Fuller, T.A., and Beckman, H.: (1975): Carbon dioxide laser surgery of the eye. *Proc. Ist Int. Symp. las, surg.* 214-226.
4. Clayman, L.; Fuller, T. and Beckman, H.: (1978): Healing of continuous - wave and rapid super - pulsed, carbon dioxide laser - induced bone defects. *J. oral surg.* 12: 36 .
5. Hellwarth, R.W., (1961): Control of Fluorescent pulsation. in Singer, J.R. (ed). *Advances in AvartunElectronics.* New York Columbia University press: 334-41.
6. Patel , C.K.N.; Mcfarlane , R.A. and Faust, W.L. (1964): Selective excitation through vibrational energy and optical maser action in N2-CO2. Phys.Rev *ABCD*. 13: 617-19.
7. Bell, W.E. (1964): Visible laser transitions in Hg+. Appl. phys. *Letters* 4:34-35.
8. Bridges , W.B. (1964): Laser oscillation in single ionized argon in the visible spectrum. Appl. Phys.*Letters* 5: 128-30.
9. Bridges, W.B. and Chester, A.M. (1965): Visible and UV laser oscillations in 118 micro.m. wavelength in ionized Ne, Ar, Kr, Xe, O , and other gases. *Appl. Opt.* 4: 573-89.
10. Snitzer, E. (1961): Optical Maser Action in Nd3+ in barium crown glass. Phys. *Rev. Letters* 7: 444-46.
11. Johnson, L.F.(1983): Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals. *J. Appl. Phys.* 34: 897-909.
12. Sorokin, P.P.; Lankard, J.R.; Hammond, E.C. and Morruzi, V.L. (1967) : Laser-pumped stimulated emission from organic dyes, experimental studies and analytical comparisons. *IBM J. Res. Dev.* 11: 130-48.
13. Sorokin, P.P; and Lankard, J.R; (1966): Stimulated emission from and organic dye, choloroaluminum phthalocyanine. *IBM J.Res, Dev.* 10: 162-63.
14. Fuller, T and Nadkarni, V.J.(1985): Carbon dioxide laser fiber optics. *Biolaser News.* 4: 1-4.
15. Rontal, M.; Fuller, T.A.; Rontal, E. and Jacob, H.J.: (1985): Non - toxic flexible fiber optics for the carbon dioxide laser. *Ann Otollaryngol.* 94(4).

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-19]