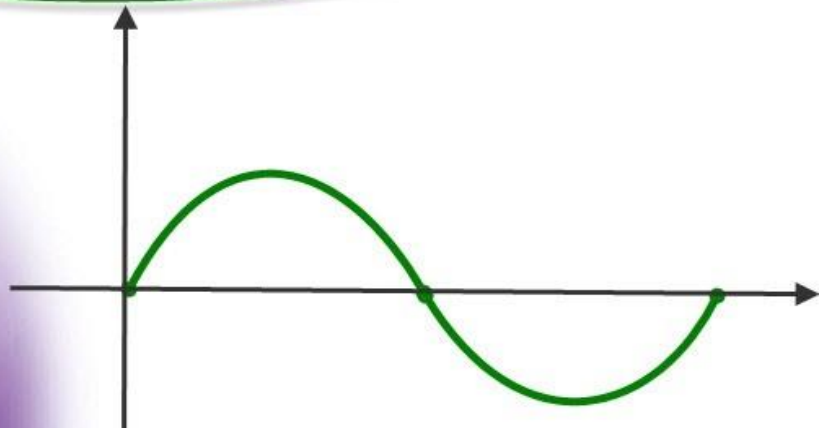


برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم



برای دریافت فایل Word پروژه به سایت **ویکی پاور** مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

موضوع پروژه:

لیزر laser



برای خرید فایل word این پروژه [اینجا کلیک کنید](#).

(شماره پروژه = ۵۳۳)

پشتیبانی: ۰۹۳۵۵۴۰۵۹۸۶

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

فهرست مطالب

۱	پیشگفتار
۳	مقدمه
۵	تاریخچه لیزر
۶	تعریف لیزر
۸	فیزیک لیزر
۴۹	مبانی نظری لیزر
۸۴	انواع لیزر
۹۲	معرفی لیزرهای توان پایین
۱۶۱	اثرات لیزرهای کم قدرت
۱۷۱	مکانیسم برهمکنش بافت - لیزر
۱۸۲	درمان فتودینامیک
۲۰۰	مقایسه لیزرهای توان بالا با لیزرهای توان پایین
۲۳۹	روش های کاربرد لیزر توان پایین
۲۴۲	رویکرد بالینی لیزرهای توان پایین
۲۴۴	کاربرد در فیزیوتراپی
۲۸۱	کاربرد در دندانپزشکی
۲۹۳	کاربرد در پزشکی (افتالموژی - اورولوژی - دستگاه گوارش - دستگاه تنفس)
۲۹۶	کاربرد در پوست و اعصاب
۳۱۰	عوارض احتمالی درمان با لیزرهای کم توان
۳۱۳	سایر روش های درمان بالینی
۳۱۵	خطرات جانبی لیزرها و نکات ایمنی و حفاظتی
۳۲۵	نتیجه گیری
۳۲۶	مراجع

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

پیشگفتار

پس از ستایش بی پایان خداوند یکتا، این مقاله حاصل نیاز به رساله ای جامع در مورد نتایج نوپای لیزر laser است که با بهره گیری از مکتوبات علمی- تخصصی و نتایج کنفرانس ها و مقالات متعددی که در طی چندین سمینار در زمینه کاربرد لیزر توسط دانشمندان و محققین و کلیه صاحب نظران ارائه شده است محقق گردیده است. در این نوشتار سعی شده با جمع آوری اطلاعات و دانسته های جدید علمی و عملی در مورد کاربردهای لیزر در پزشکی و خصوصاً در فیزیوتراپی، در حد توان سعی شده است که این پدیده نوین معرفی گردد. هدف اصلی از ارائه این تحقیق جمع آوری و تعمیم مفاهیم در خصوص لیزرهای کم قدرت Low Power laser که با توان خروجی پایین کار می کنند (حدود میلی وات) که اثر حرارتی ندارند و همینطور شرح پدیده های فیزیکی و اثرات غیرحرارتی مربوط به آنها و همینطور تأثیرات این لیزرها بر بدن و متعاقب آن، فراهم آوردن رهیافتی به ریشه و اساس متقابل بافت- لیزر است. ضمن اشاره به پدیده هایی که با نور و ماده سرکار دارند از قبیل بازتاب، جذب، پراکندگی که بیشتر جنبه فیزیکی آنها مورد بحث است و در هر مورد توجه خاصی به عملیات ریاضی اجتناب ناپذیر است. بنابراین با شرح اصول لیزرها و روش های کاربرد بالینی آنها و بیان انواع لیزرها و همینطور در مورد ایمنی لیزر و حفاظت چشم و محاسبات و اندازه گیری های مربوط به لیزر بحث خاتمه خواهد یافت.

البته امید است اساتید و همکاران گرامی، این تحقیق را با وجود تمام نقائص و کاستی هایش به عنوان هدیه ای ناچیز پذیرفته باشند تا این مقاله بعنوان شروعی برای امید به ثمره یک تلاش بی وقفه تلقی گردد.

از خوانندگان گرامی خواهشمندیم که اشتباهات موجود را به اینجانب متذکر شوند تا در رفع آنها اقدامات لازم مبذول را بدارم. اینجانب در تکمیل و تصحیحی مطالب مستتر در این تحقیق از راهنمایی استاد ارجمند آقای دکتر سیدمحمودرضا آقامیری و سایر اساتید محترم بهره گرفته ام و بدینوسیله از کلیه کسانی که مرا راهنمایی کرده اند صمیمانه سپاسگزاری می نمایم. ضمناً از همکاری پژوهشکده لیزر و سایر بخش های مربوطه در دانشگاه شهید بهشتی قدردانی می کنم.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

مقدمه

لیزر... از اعجاز آمیزترین موهبت‌های طبیعت است که برای مصارف گوناگون سودمند است. و یکی از پدیده های شگرف قرن بیستم کشف و توسعه لیزر (laser) است. قرن بیستم را شاید بتوان به جای قرن اتم و یا قرن ماشین، «قرن لیزر» هم نامید. این اختراع شگرف و پردامنه فیزیکی روز به روز توسعه بیشتری می یابد و کاربردهای آن در زمینه های مختلف بسیار متعدد است. در حوزه پزشکی نیز در حال حاضر لیزرها در درمان انواع مختلفی از بیماریها شرکت داده می شوند. اگرچه لیزرهای بالینی جدید و کاربردهای آنها احتمالاً در حال گذران دوران نوباوگی پزشکی لیزری هستند ولی در آینده نه چندان دور لیزرهای دیگری پدید خواهند آمد که جایگاه خود را در بیمارستانها و مراکز پزشکی خواهند یافت بنابراین تحقیق علمی آینده به اندازه کاربردهای بالینی حاصل از آن، زیربنایی خواهند بود.

به علت تنوع سیستم های لیزر موجود و تعداد پارامترهای فیزیکی آنها و همینطور علاقه چندین گروه تحقیقاتی در واقع انواع مختلف لیزر بصورت ابزار بی رقیبی در پزشکی مدرن درآمده اند و اگرچه کاربردهای بالینی در ابتدا محدود به چشم پزشکی بوده اند، ولی امروزه قابل ملاحظه ترین و جافتاده ترین جراحی لیزری در خصوص انعقاد خونریزی عروق با استفاده از لیزر یون آرگون Ar^+ است. لذا تقریباً تمام شاخه های جراحی پزشکی معطوف به این قضیه شده اند. البته نباید این گفته را به عنوان انتقاد بر شمرد ولی اشکالات زیادی در برخی از موارد ایجاد شده است، بخصوص در زمینه تحریک زیستی biostimulation. لذا به نظر این بنده حقیق لازمست برای کسب پیروزیهای جدید، محققان عزم خود را در سایر زمینه ها پژوهش پزشکی لیزر و تکنیک های فنی و حرفه ای مربوط به آنها نیز مجدانه جذب کنند و در پی وسعت دادن ابعادی به این امر مهم باشند. البته در کل، بسیاری از تکنیکهای لیزری واقعاً مفید، که از لحاظ بالینی محقق شده اند، به کمک انواع دانشمندان قرن حاضر توسعه یافته اند. این روشهای معالجه توسط محققان دیگر تأیید شده و در مجلات علمی معتبر به نحوه مناسب به نوشتار درآمده است. حتی اخیراً در رابطه با کاربردهای اولیه لیزر که اساساً بر نتایج درمانی متمرکز شده بودند، چندین روش جالب تشخیصی نیز اضافه شده است. برای نمونه می توان تشخیص تومورها توسط رنگهای فلورسانس و یا تشخیص پوسیدگی دندان بوسیله تحلیل طیف سنجی بارقه پلاسمایی حاصل از لیزر را نام برد.

همانطور که میدانیم در اواخر دهه ۱۹۶۰ لیزر در زمینه های پزشکی بکار رفت. امروزه تعداد بسیاری از روش های کاربرد لیزر در سراسر جهان بکارگرفته می شود. بیشتر این روشها متعلق به خانواده جراحی با کمترین تهاجم (MIS) minimally invasive surgery می باشند. این اصطلاح جدید که در دهه حاضر پدید آمده است به تکنیک های جراحی ای اطلاق می شود که در آنها تماس با بدن و خونریزی صورت نمی گیرد. لذا این دو مشخصه بطور عمده باعث شده اند که لیزر به عنوان یک تیغ جراحی و وسیله درمان جهانی بکار گرفته شود. در واقع بسیاری از بیماران و همچنین

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

جراحان بر این باورند که لیزر وسیله ای اعجاب انگیز است. البته این شیوه تفکر منجر به نگرشهای گمراه کننده و توقع های نابجا نیز شده است. در حقیقت قضاوت دقیق در مورد پیشرفتهای جدید همیشه لازم است. مثلاً وقتی که یک روش درمان توسعه لیزر معرفی می شود، تا هنگام تأیید شدن آن توسط مطالعات مستقل دیگر، نباید مورد قبول واقع شود. اثرات ناشی از لیزر همانطور که می دانیم بسیار متعددند. بیشتر آنها را می توان بطور علمی توضیح داد. البته برخی اثرات که برای یک درمان ویژه مفید هستند، برای موارد دیگر ممکن است خطرناک باشند بعنوان مثال گرم کردن یک بافت سرطانی توسط پرتوی لیزر می تواند منجر به اثر مطلوب نکروز (تخریب) تومور شود. و بالعکس بکار بردن پرتوی لیزری برای قطع خونریزی شبکیه چشم با پارامترهای فوق، می تواند منجر به سوختن خود شبکیه و نابینایی غیرقابل برگشت شود. به هرحال با توجه به تسهیلاتی که پدیده لیزر در امر تشخیص و درمان در علم پزشکی فراهم نموده، آینده روشن تری را می توان برای نسل بشر پیش بینی کرد.

تاریخچه لیزر:

اساس لیزر در سال ۱۹۶۰ با ساختن لیزر یاقوت توسط مایمن (Maimen) شناخته شد. این اکتشاف ابتدا به ساکن اتفاقی نبوده، بلکه خود دنباله ای از مجموعه جریانات و تحولات علم فیزیک به شمار می آید و محصول پژوهش های پیگیر دانشمندی که سالهای متمادی دورتر از آن، در این زمینه کندوکاو می کردند، محسوب می شود. دانشمندی از قبیل «وبر»، «تاونز»، «انیشتن»، «با سوف»، «پروخوف»، «میمن» و سایرین بر مبنای این نظریه بود که در سال ۱۹۵۴ تاونز و شاگردانش اولین تقویت کننده نور را بوسیله نشر تابش برانگیخته در دانشگاه کلمبیا ساختند.

Microwave Amplification by stimulated Emission of Radiation (MASER)

اساس نظری لیزر از سال ۱۹۱۷ توسط آلبرت انیشتن (Einstein) شناخته و بیان شد. اما امکان تولید پرتوی لیزر بین سالهای ۱۹۵۷ تا ۱۹۶۰ تحقق یافت. بعداً در سال ۱۹۵۴ یک گروه از محققین در آمریکا تحت مدیریت تاونز و بر اساس تئوری انیشتن، اولین تقویت کننده نور برانگیخته را با استفاده از مولکولهای آمونیاک مورد آزمایش قرار دادند و بالاخره اولین دستگاه میرز Maser با فرکانس (حدود $2/3 \times 10^{11}$ Hz) هرتز ساخته شد. در سال ۱۹۵۸ شاولو (Schawlow) به اتفاق تاونز ضمن یک مطالعه مشترک نظری امکان به کار بردن یک میزر با فرکانس در ناحیه اپتیکی (حدود فرکانس های نور مرئی) را تحقق بخشیدند و آنرا لیزر «Laser» نامیدند و بالاخره در سال ۱۹۶۰ اولین دستگاه لیزر توسط مایمن (Maimen) با استفاده از کریستال یاقوت (Ruby laser) که در درمان گلوکوم استفاده شد، ساخته شد. پس از مدت کوتاهی، پروفسور علی جوان دانشمند ایرانی و همکارانش اولین لیزر گازی هلیوم نئون، در ناحیه مادون قرمز

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

I.R. (نزدیک $1/5\mu\text{m}$ میکرومتر) را مورد بهره برداری قرار دادند و از سال ۱۹۶۰ تا کنون عده بیشماری از دانشمندان و محققین جهان، با هزینه

سالانه میلیاردها دلار، برای تحقیق روی دستگاه های مختلف لیزر و نیز کاربردهای آن کوشش کرده اند. لیزر یک پدیده بزرگ زمان ماست. موارد کاربرد ویژه خود را دارد و اثر آن عاری از عوارض جانبی هم نیست. همیشه نمی تواند جای روش های جراحی و دارویی یا رادیوتراپی را بگیرد. با این همه اگر آنرا معجزه قرن بیستم بنامیم، گزاف نگفته ایم.

تعریف لیزر:

واژه لیزر مخفف Light Amplification by stimulated Emission of Radiation است و اساس کار آن در واقع نشر برانگیخته تابش و گسیل کردن نور برانگیخته که برای تقویت امواج پر فرکانس استفاده می شود. پرتو لیزر ماهیتاً همان فوتون ها یا ذرات نورانی هستند که این فوتونها بعد از گردهمایی و دسته شدن و هم راستایی، تشکیل یک دسته اشعه پیوسته و بسیار قوی را می دهند. بنابراین دستگاه لیزر مولد نور و حکم یک منبع تابش کننده را دارد و شامل یک قسمت تقویت کننده نور که بصورت گاز، مایع، جامد و یا نیمه رسانا و همینطور قسمتی دارای آینه هایی است که اینها نقش تشدید کننده اپتیکی را ایفا می کنند. این تشدید کننده را کاواک و یا حفره لیزری می نامند در واقع امواج تختی که بردار انتشارشان عمود بر سطح آینه هاست، در اثر رفت و برگشت بین در آینه، امواج ساکنی را تشکیل می دهند بنابراین یک لیزر را نوسان کننده چند مدی نیز می نامند یعنی علاوه بر مدهای طولی در یک کاواک لیزر، مدهای عرضی نیز وجود دارد که از نظر شدت پرتویی و فرکانس متغیرند. شدت پرتویی یعنی همان توزیع فضایی که در آن بهره لیزری دارای گستردگی فرکانسی است که به قسمت تقویت کننده بستگی دارد و هرچه پهنای فرکانسی بیشتر باشد تعداد مدهای طولی که به نوسان در می آیند بیشتر خواهند بود. لیزری که تنها در یک مد طولی نوسان کند به آن لیزر تک مدی گویند که از طریق گذاشتن یک میان بند توزیع میدان الکتریکی در کاواک مشخص می شود.

هر دستگاه لیزر از (۱) یک محیط فعال، (۲) یک سیستم منعکس کننده (تشدید کننده های لیزری) (۳) و یک سیستم دُمِش تشکیل شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

فیزیک لیزر:

قبل از شرح قسمتهای مختلف یک دستگاه لیزر، لازمست مختصری در مورد فیزیک اتمی و پدیده جذب و گسیل یادآوری گردد. در مورد فیزیک لیزر هر اتم بسته به ترتیب و نظم الکترونیهای آن روی مدارات آن، دارای انرژی خاصی است کمترین میزان انرژی ممکن برای یک اتم در سطح پایه E_0 است که الکترون ها به هسته نزدیک هستند. در واقع میزان این انرژی وقتی تغییر می کند که یک الکترون از مدار خود به مدار مجاورش جهش کند. بنابراین، یک اتم وقتی دست خوش تغییر وضعیت انرژی می شود که یا به آن فوتون اعمال کرد و یا در اثر اصابت یک الکترون به آن، موجب تحریک شویم یعنی از آنجایی که فوتون یک ذره نورانی عاری از وزن و بار الکتریکی است وقتی این فوتون که با سرعت نور C حرکت می کند و دارای انرژی E ، که به فرکانس تابش ν بستگی دارد، $E = h\nu$ که همان ثابت پلانک است، در برخورد با اتم جذب آن شده و آن اتم را به حالت تحریک شده یعنی سطح انرژی E_1 انتقال می دهد بنابراین اگر انرژی فوتون یک اشعه حادث (محرک) E باشد اختلاف انرژی دو سطح اتم برابر با آن خواهد بود یعنی $E = E_0 - E_1$

بنابراین در حالت تحریک شده اتم ثباتی ندارد و خودبخود در پایان یک زمان معین به حالت اولیه خود بر می گردد یعنی از یک سطح انرژی بالاتر به یک سطح انرژی پایین بر می گردد و در طی همین گذر یک فوتون آزاد میکند و به حالت اولیه خود بر می گردد.

پس این انرژی جذب کرده از فوتون اشعه حادث را به صورت فوتون با همان فرکانس آزاد می کند این پدیده را گسیل خودبخودی **Spontaneous Emission** می گویند بنابراین انتشار نور زمانی صورت می گیرد که ذرات منتشر شده از یک سطح بالاتر به یک سطح پایین تر انرژی برونند چون معمولاً آنها در حالت اصلی خود **Fundamental state** و با انرژی حداقل بسر می برند حال برای آنکه الکترون به تراز بالاتر برود، انرژی فوتون اشعه حادث باعث این ارتقاء می شود ولی اتم تمایلی ندارد در این حالت باقی بماند پس در بازگشت خود به حالت انرژی حداقل، فوتون را آزاد می کند که این فوتونها به صورت تابشی نورانی پس داده می شوند. این عمل دریافت انرژی پس داده شده توسط اتم را جذب گویند.

می دانیم بر طبق قانون بولتزمن، مولکولها و اتمها در پایین ترین سطح الکترونی هستند و برای ایجاد یک انتشار نورانی لازمست اتم را تحریک نمود تا یک نوع وارونگی جمعیت **Population Inversion** به دست آید این تحریک همانطور که گفته شد توسط فوتون یک اشعه حادث با انرژی E صورت می گیرد. بنابراین در یک انتشار نورانی از یک

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فوتون، دو فوتون به دست می آید که هر کدام از اینها به نوبه خود با یک اتم تحریک شده دیگر برخورد خواهند کرد و در نتیجه، چهار فوتون مشابه تولید خواهند کرد و این تسلسل به میزان و تعداد اتمهای معکوس شده ادامه می یابد پس بدین طریق انرژی اولیه تقویت قابل ملاحظه ای پیدا خواهد کرد و از آنجایی که فوتونهای آزاد شده دارای فرکانس و فاز و جهت یکسان هستند، منجر به پدیده تشعشع تحریک **stimulated Emission** می شود که وقتی در یک کاواک یا حفره لیزری قرار گیرد، نور کاملاً یکپارچه و هدایت شده بوجود خواهد آمد.

نکته قابل توجه اینست که باید ماده ای انتخاب شود تا ضریب تقویت آن بالا باشد تا در نتیجه، با وجود تلفات انرژی، بتواند انرژی مفید قابل توجهی ایجاد کند. حال برای تفسیر کامل مطالب فوق یعنی نحوه تولید نور لیزر، ابتدا قسمتهای اصلی یک دستگاه لیزر را بررسی می کنیم:

(۱) محیط فعال **Active Medium**: این محیط دارای ماده واسطه که ماده اصلی قابل یونیزه شدن است تا

توانند توسط تشعشع تحریکی از یک منبع نوری انرژی گرفته و اشعه نورانی تولید کند، این ماده را ماده فعال نیز می نامند. اتمهای این ماده فعال قابل تحریک و معمولاً یک یا دو کوانتوم انرژی بیشتری از اتم در حالت اصلی خود دریافت کرده اند و به حالت نیمه پایدار **Meta stable state** می رسند و در این حالت به مدت نسبتاً طولانی باقی می مانند تا بقیه اتم های این ماده نیز تحریک شده و در نتیجه تعداد اتم های تحریک شده از اتم های سطح زمینه بیشتر شود که این همان وارونگی جمعیت **Population Inversion** چون این اتم های تحریک شده تمایل به بازگشت به سطح اولیه خود را دارند به محض بازگشت اتم به حالت عادی، انرژی دریافت کرده را به صورت فوتون آزاد می کند که بصورت گسیل خودبخود (**spontaneous Emission**) از آن یاد می برند. زیرا این فوتون به طریق آزاد سازی خودبخودی (فلور سانس) پدید آمده است.

بر اساس این روند فوتون آزاد شده از یک اتم، در برخورد با اتم تحریک شده دیگر، باعث پیدایش دو فوتون مشابه می شود. به همین طریق فوتون های پدید آمده، در برخورد با دو اتم تحریک شده و دیگر، سبب ایجاد چهار فوتون شده و این روند به طور تصاعدی ادامه پیدا می کند و منجر به تولید فوتون های بسیاری می گردد که این پدیده را گسیل تحریکی **stimulated Emission** می نامند. بنابراین مجموع بسته های انرژی فوتون ها که دارای فرکانس و فاز و جهت یکسان هستند، همان طیف نور لیزر را تشکیل می دهد. چون کوانتوم های انرژی مساوی است، طول موج حاصل نیز، هم رنگ و بستگی به نوع ماده فعال یعنی سطوح انرژی لایه های خارجی الکترونی آن دارد. در واقع نوع ماده فعال مورد استفاده، مقدار انرژی فوتون یا طول موج آن را تعیین می کند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

(۲) تشدید کننده لیزری Laser Medium فوتون های جاری به موازات محور اپتیکی به آینه تمام بازتابان که

در انتهای محیط فعال تعبیه شده برخورد و منعکس می شود در نتیجه فوتونها به داخل محیط فعال رانده می شوند تا با برخورد با اتم های تحریک شده دیگر در ایجاد فوتون های جدید شرکت کنند. فوتون گسیل شده از طرف دیگر محیط فعال که دارای آینه نیمه شفاف می باشد به خارج منتشر می شود (آینه نیمه بازتابان).

قسمتی از فوتون ها که در جهت محور محفظه حرکت نمی کنند به دیواره اطراف برخورد کرده و انرژی خود را بصورت گرما به اطراف آزاد می کنند و از دور فعالیت خارج می گردند.

(۳) سیستم دمش (Pumping) در واقع بعنوان یک منبع انرژی برای آماده ساختن (پمپاژ) ماده فعال و تزریق

انرژی به اتم ها و مولکولهای آن استفاده می شود و با روش هایی که به صورت پمپاژ نوری (Optical pumping) و یا پمپاژ شیمیایی (chemical Pumping) و یا پمپاژ حرارتی (heat Pumping) و یا پمپاژ الکتریکی (electrical Pumping) استفاده می شود. در مورد آخری، پمپاژ برقی توسط تخلیه الکتریکی فوق العاده شدید در مخزن گازی صورت می گیرد. این تخلیه، اتم ها و مولکول های گاز را به الکترون های فعال تبدیل نمود. تراکم فشرده تر در تراز بالا را سبب می شود. برخورد Collision اتم ها و مولکولها گاز به خاطر اینکه موجبات تشدید (رزونانس) انرژی می شود از اهمیت ویژه ای برخوردار است. در اثر پمپاژ ماده فعال در حفره لیزری (کاوک)، دسته طیف نورانی لیزر تولید می شود که حفره را از طریق آینه نیمه بازتابان در می نوردد. یعنی به محض اینکه پمپاژ شروع می شود مقدار زیادی از اتم ها از مخزن لیزر حالت تهییجی خود را افزایش می دهند. نشر تابش در تمام جهات صورت می گیرد و نور صادره بوسیله بازتاب های متعدد آینه های موازی ابقاء و حفظ می شود و شدت آن از طریق پدیده نشر برانگیخته افزایش پیدا میکند. این نشر برانگیخته با هر عبور طول موج از حفره لیزر به مقیاس فزاینده ای می رسد و بین تابشی که حفره از طریق آینه نیمه بازتابان می نوردد و میزان پمپاژ برای ایجاد تراکم معکوس population Inversion به سرعت تعادل برقرار می شود و این اشعه تولید شده صفات ممیز ای چون همدوسی و تکفامی از خود نشان می دهد. البته نسبت توان اشعه به توان پمپاژ را بازده لیزر (Efficiency of laser) تعریف می کنند.

ویژگی های اصلی نور لیزر:

الف) تکفامی نوری (monochromatical) بسستگی به طول موج ویژه هر لیزر و میزان خلوص آن دارد که در

سایر منابع نورانی دیگر وجود ندارد مثلاً در یک چشمه نور عادی با شدت زیاد از آنجایی که انرژی آن در محدوده وسیعی

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

از طول موجها توزیع گردیده است، نمی تواند نور تکفام با شدت زیاد بدست آورد. در اصل اشعه لیزر در یک محدوده فرکانسی مشخص، منتشر می شود که بستگی به نوع ماده، محیط فعال لیزر و فضای تشدید کننده آن دارد.

ب) همدوس (coherence) بستگی به فاز آن دارد یعنی تمامی فوتون های تشکیل دهنده یک دسته اشعه به طریق منظم و با یک فاز منتشر می شوند. در اصل قسمت عمده منابع نوری مورد استفاده حاصل گسیل خودبخودی است اما در نور لیزر، که از طریق پدیده گسیل القایی Stimulated Emission تولید می شود، کوانتومها (اتم ها- مولکولها و یونها) همه دقیقاً همزمان در یک راستا انتشار می یابند و دقیقاً هم فازند پس بنابراین همدوس (coherent). البته در موردی که کوانتومها راستاهای مختلف و اختلاف فاز داشته باشند، ناهمدوسند. (noncoherent).

وقتی می گویم نور لیزر همدوس است یعنی کوانتومهای آن دارای هماهنگی کامل و امواج آن هم فازند پس طول موج یکسان آنها باعث تکرنگی و کوانتومها انرژی مساوی دارند پس این نور در یک راستا و موازی است.

در مورد نمودهای تابش TEM(Transvers-electromagnetic) می دانیم تمام لیزرها انرژی را بصورت یک باریکه موازی نور، که توزیع شدت در ستون اشعه آن یکسان است، صادر می نمایند (البته اگر اختلافی باشد اساساً مربوط به محیط تحریک شده و یا تشدید کننده و غیره دارد). وقتی حداکثر تابش در مرکز صفحه عمود بر محور توزیع تابش Propagation Axis, وجود دارد تابش به صورت نمود اصلی TEM_{0,0} (fundamental mode) نمایانده می شود. در واقع ناپدید شدن تدریجی شدت بصورت گوسی است، در حالیکه برای نمود TEM_{0,1} (higher order mode) (donut mode) دو کوهانه با تعقر در می آید. اثر تابش در این حالت بر محور اصلی، حداقل و با افزایش شعاع از این محور، در روی دایره ای که مرکز آن بر محور منطبق است، به حداکثر می رسد. در عمل اندازه لکه نورانی (Spot size) بر مبنای فاصله شعاع این دایره نورانی از مرکز منطبق با محور اصلی ارزیابی می شود برای کاربرد جراحی باید اشعه لیزر را برای کسب چگالی با توان بالا کانونی تر نمود یعنی شعاع کانون حداقل که بر مبنای منحنی گوسی از رابطه :

$$W_0 = 0.9 \frac{\lambda}{D} \times fw$$

فاصله کار اشعه fw

طول موج λ

قطر عدسی تمرکز دهنده D در واقع برهمکنش کیفی تابش الکترومغناطیس با ماده صرفاً فرکانس تابش بستگی دارد و به شدت تابش بستگی ندارد یعنی هرچه تابش ها پر انرژی تر باشند قدرت نفوذ در بافت بیشتر می شود مثل اشعه γ و اشعه X.

اما هر چقدر طول موج تابش افزایش یابد، انرژی آن رو به کاهش می گذارد و برهمکنش با پیوندهای ملکولی منجر به شکستن پیوندهای ملکولی بافت و یونیزه شدن آن نمی شود و اثرات غیر حرارتی آن مهیا می شود. در مورد برهمکنش

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

کمی که بستگی به شدت تابش انرژی کل صرف شده در بافت و میزان ذخیره انرژی در طول موج تابش دارد، همانطور که قبلاً نیز گفته شد هنگام برخورد پرتوی لیزر به بافت بیولوژیک برهمکنش هم به پارامترهای لیزر و هم به خواص اپتیکی بافت (که عبارت بودند از بازتاب، پراکندگی، جذب که اشتراکاً عبور را تعیین می کنند) بستگی دارد. اگر بخواهیم در مورد جذب و پدیده استهلاك طول موج گفته باشیم، فرض می کنیم شدت ستون اشعه موازی I_t که به لایه نازکی از یک بافت با ضخامت X برخورد نماید.

اگر I_r بخش بازتاب یافته و I_0 بخش جذب شده و I بخش عبور کرده باشد حاصل:

$$I_t - I_r = I$$

ضمن اینکه رابطه بین I و I_0 بصورت: $I = I_0 \times 10^{-\alpha x}$ که در آن ضریب α ثابت یا همان ضریب جذب که متناسب با طول موج تابش و ترکیب فیزیکی و شیمیایی بافت جذب کننده است. حال وقتی ضخامت صفحه $\frac{1}{\alpha}$ باشد شدت تابش عبور یافته بصورت:

$$I = I_0 \times 10^{-1} = \frac{1}{10} I_0$$

یعنی ۹۰٪ درصد تابشی که به بافت رخ می دهد در ضخامت $L = \frac{1}{\alpha}$ جسم جذب می گردد. در واقع ضخامت L مانند α ، به خصوصیات جذبی ماده مربوط می شود و «استهلاك طول موج» خوانده می شود. هرگاه ضخامت $2L$ باشد صفحه دوم با ضخامت L ، ۹۰٪ از ۱۰٪ را که به آن برخورد می کند، جذب خواهد کرد و یک درصد از اشعه اصلی باقی می ماند که آن را از خود عبور می دهد. اگر سه استهلاك طول موج $3L$ فرض شود عملاً اشعه ای برای تابش نخواهد ماند که از این صفحات عبور کند.

معمولاً امواج طیف نور لیزر در عبور از یک بافت، بخاطر عدم تجانس در مواد تشکیل دهنده بافت های زنده، در ستون موازی اشعه حالت توازی خود را از دست می دهند و تغییر جهت می دهند. این انحراف در تمامی جهات صورت گرفته و تابش با حجم بیشتر به صورت مخروطی است و نه استوانه ایی، که به آن تفرق می گویند. تفرق زمانی بالا خواهد بود که ماده غیرمتناجس و جذب ماده پایین باشد. در عمل بدلیل پدیده جذب در طی برهمکنش، بافتی که در معرض انرژی تابشی لیزر است، براساس خصوصیات جذبی و تفرق، حجمی از بافت تعیین می گردد که به آن حجم بحرانی (V_{cr}) (Critical volume) اطلاق می گردد. V_{cr} استوانه ای است دارای مقطع عرضی در ستون اشعه در طولی که برای

$$V_{cr} = A \times L \quad \text{استهلاك طول موج لیزر می باشد یعنی:}$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

مثلاً در مورد لیزر Nd:YAG شکل V_{cr} بدلیل طول موج این لیزر، پیچیده و تفرق آن زیاد است و شدت اشعه بالاست یعنی می توان آنرا همانند استوانه ای در نظر گرفت که در ازای آن استهلاک طول موج مؤثر L_{eff} و سطح مقطع متوسط A_{av} آن چندین برابر سطح مقطع ستون اشعه می باشد. در شرایطی که ستون اشعه لیزر دارای سطوح مقطع یکسان و دارای توان برابری باشند، لیزر Nd:YAG برای توده های حجمی بزرگتر بافت، گرما زا بوده و تأثیر متناسب بر جای می گذارد.

در لیزر از سه پدیده اساسی که نتیجه برهمکنش موج الکترومغناطیسی (em) با ماده اند، استفاده می شوند. این سه فرآیند به ترتیب عبارتند از گسیل خودبخود، گسیل القایی و جذب.

۱- گسیل خود بخود: در یک اتم دو تراز ۱ و ۲ با انرژی های E_1 و E_2 را در نظر می گیریم که اگر تراز ۱ پایه در

نظر گرفته شود، در این حالت $E_1 < E_2$ است. اکنون فرض می کنیم اتمی از ماده ابتدا در تراز ۲ باشد، از آنجایی که $E_2 > E_1$ ، اتم به فروافتادن به تراز ۱ پایه گرایش پیدا می کند. بنابراین اختلاف انرژی $h\nu = E_2 - E_1$ آزاد شود وقتی این اختلاف انرژی بصورت منبع الکترومغناطیسی گسیل شود آنرا گسیل خودبخود یا تابشی می گویند فرکانس ν موج تابش شده از رابطه زیر

بدست می آید که در آن h ثابت پلانک است $\nu = \frac{(E_2 - E_1)}{h}$ البته ما در کل دو طریق فروافت داریم: فروافتی که اتم

از تراز ۲ به تراز ۱ بدون تابش صورت می گیرد و همینطور فروافتی که با تابش همراه است. در صورتی که بدون تابش باشد ممکن است بصورت انرژی جنبشی، چرخشی و یا الکترونی به

مولکولهای محیط منتقل شود) پس آهنگ فروافت N_2 تعداد اتم در واحد حجم مربوط به تراز ۲، در تراز پایه را بصورت:

$$\left(\frac{dN_2}{dt} \right)_{sp} = -AN_2$$

که در آن A ضریب اینشتن و $\tau_{sp} = \frac{1}{A}$ طول عمر گسیل خودبخود است. در این پدیده رابطه فازی معینی بین

موج گسیل شده از یک اتم و موجی که از اتم دیگر گسیل می شود وجود ندارد و امواج در کلیه جهات گسیل می شوند.

۲- گسیل القایی: مجدداً فرض می کنیم اتم در ابتدا در تراز ۲ قرار گرفته، اگر موج الکترومغناطیسی با فرکانس

فرودی ν بر اتم فرود آید که این فرکانس برابر فرکانس گسیل خودبخود باشد این احتمال وجود دارد که این موج، اتم را

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

به گذار $1 \rightarrow 2$ و دارد. در این مورد اختلاف انرژی $E_2 - E_1$ آزاد شده به صورت موج الکترومغناطیسی به موج فرودی افزوده می شود. این پدیده را گسیل القایی می نامند بنابراین چون در این فرآیند اعمال موج الکترومغناطیسی فرودی صورت می گیرد، گسیل هر اتم به صورت همفاز با موج فرودی خواهد بود ضمن اینکه به آن نیز افزوده می شود بنابراین موج فرودی جهت موج گسیل را نیز تعیین می کند پس داریم: که آهنگ گذارهای $1 \rightarrow 2$ در نتیجه گسیل القایی است

$$\left(\frac{dN_2}{dt} \right)_{sp} = -W_{21} N_2$$

و W_{21} احتمال گذار القایی نامیده می شود که بر خلاف ضریب A ، نه تنها به گذار بخصوصی بستگی دارد، بلکه به شدت موج الکترومغناطیسی فرودی نیز بستگی دارد. یعنی برای موج تخت الکترومغناطیسی داریم

$$W_{21} = \sigma_{21} F$$

که در آن F شار فوتون موج فرودی و σ_{21} کمیتی است که دارای ابعاد سطحی و به آن سطح مقطع گسیل می گویند و تنها به گذار مورد نظر بستگی دارد.

۳- جذب: اکنون فرض می کنیم اتم ابتدا در تراز ۱ پایه باشد. میدانیم اتم در این تراز باقی می ماند مگر آنکه نیرویی خارجی به آن اعمال شود. اگر موج الکترومغناطیسی با فرکانس ν به ماده برخورد کند احتمال اینکه اتم از تراز پایه به تراز بالاتر ۲ برود معین است پس اختلاف $E_2 - E_1$ مورد احتیاج اتم برای این گذار از انرژی موج الکترومغناطیسی فرودی تأمین می شود پس آهنگ جذب W_{12} :

$$\frac{dN_1}{dt} = W_{12} N_1$$

ضمن اینکه $W_{12} = \sigma_{12} F$ احتمال گذار جذب نامیده می شود که در آن σ_{12} سطح مقطع جذب که فقط به نوع بخصوص گذار بستگی دارد.

نتایج هر سه فرآیند به قرار زیر است:

- ۱- در گسیل خودبخود، اتم از تراز $1 \rightarrow 2$ فرو می افتد و یک فوتون گسیل می کند.
- ۲- در گسیل القایی، فوتون فرودی به اتم گذار $1 \rightarrow 2$ را القاء می کند و دو فوتون خواهیم داشت (فوتون القاکننده و فوتون القا شده)

۳- در جذب، فوتون فرودی برای ایجاد گذار $1 \rightarrow 2$ جذب اتم می شود.

از آنجایی که احتمال گسیل القایی و جذب برابرند $\sigma_{12} = \sigma_{21}$ پس بطور کلی σ را سطح مقطع گذار می نامند. در واقع تعداد اتمها در واحد حجم در یک تراز بخصوص N را انبوهی جمعیت آن تراز نامیده می شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

وقتی دو تراز انرژی دلخواه ۱ و ۲ از ماده‌ای را در نظر بگیریم که به ترتیب انبوهی این دو تراز N_1 و N_2 باشند، اگر موجی تخت باشد متناظر با شار فوتون F در امتداد محور Z از ماده عبور کند، تغییر جزئی این شار ناشی از هر دو فرآیند گسیل القایی و جذب در ناحیه هاشورخورده شکل مقابل از رابطه: $dF = \sigma F(N_2 - N_1)dZ$ بدست می‌آید. این رابطه نشان می‌دهد اگر $\frac{df}{dz} > 0$ باشد یعنی اگر $N_2 > N_1$ باشد، ماده مثل تقویت کننده رفتار می‌کند و در حالیکه اگر $N_2 < N_1$ باشد، رفتار ماده بصورت جذب کننده خواهد بود پس در حالت ترازمندی گرمایی، انبوهی ترازهای انرژی با رابطه آمار بولتزمن توصیف میشود:

که در آن K ثابت بولترمن و T دمای مطلق ماده است.

$$\frac{N_2^e}{N_1^e} = e \times p \left[-\frac{E_2 - E_1}{KT} \right]$$

در حالت اول $N_2 > N_1$ ناترازمندی بوجود می‌آید که ماده رفتار تقویت کننده از خود بروز می‌دهد و پدیده گسیل القایی بر جذب غلبه می‌کند در اینصورت در ماده وارونی انبوهی داریم در حالت دوم $N_2 < N_1$ ترازمندی گرمایی بوجود می‌آید که ماده رفتار جذب کننده از خود نشان می‌دهد و در فرکانس ν را عمل می‌کند و این وضعی است که در شرایط معمول داریم. بنابراین ماده‌ای که در آن وارونی انبوهی (Population Inversion) بوجود آید، ماده فعال (Active Medium) نامیده می‌شود و چنانکه فرکانس گذار ν در ناحیه اپتیکی قرار گیرد تقویت کننده داریم و لیزر است اما اگر ν فرکانس گذار در ناحیه میکرو موج قرار گیرد به آن میزر (MASER) (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiatio) گویند. برای آنکه از یک تقویت کننده بتوانیم نوسانگر بسازیم (oscillator)، باید از فیدبک مثبت مناسبی استفاده کنیم. در مورد لیزر فیدبک غالباً با قرار دادن ماده فعال بین دو آینه کاملاً بازتابنده تأمین میشود ولی در مورد میزر این کار با قرار دادن ماده فعال در کاواک حفره تشدید لیزر، که فرکانس ν را تشدید کند، انجام می‌گیرد. در هر دو مورد ذکر شده شرط آستانه بخصوصی لازم است: در مورد لیزر، نوسان وقتی شروع می‌شود که بهره ماده فعال بر تلفات در لیزر غلبه کند (مثلاً به علت خروج پرتو از یک آینه وقتی یکی از دو آینه نیمه شفاف انتخاب شود باریکه مفید لیزر از آن آینه خارج میشود). بهره در هر بار عبور از ماده

فعال (یعنی نسبت شار فوتون خروجی به شار فوتون ورودی) برابر است با: $e \times p[\sigma(N_2 - N_1)l]$ که l طول ماده فعال است یعنی موج تخت الکترومغناطیسی در امتداد عمود بر سطح دو آینه رفت و آمد خواهد کرد و ضمن هر بار عبور از ماده فعال تقویت میشود. چنانچه تلفات موجود در کاواک (حفره لیزر) تنها به علت تلفات تراگسیل باشد، آستانه حاصل خواهد شد یعنی وقتی که برابر واحد شود: $R_1 R_2 \exp[2\sigma(N_2 - N_1)l] = 1$ که در آن R_1 و R_2 توان بازتابندگی دو آینه است

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

یعنی وقتی وارون انبوهی به مقدار $= -\frac{Ln(R_1 R_2)}{2\sigma l}$ بحرانی آن، که آنرا وارونی بحرانی (Critical

Inversion) می نامند، برسد آستانه حاصل میشود. در این اثناء از گسیل خودبخود نوسان بوجود خواهد آمد و فوتونها که

در امتداد محور کاواک بصورت خودبخود گسیل می شوند، در واقع فرآیند تقویت را آغاز می کنند.

این نوسانگر لیزری به بیان ساده تر همان لیزر است. همان طور که می دانیم موج فرودی، گذار $2 \rightarrow 1$ را بیشتر از

گذار $1 \rightarrow 2$ ایجاد می کند پس انتظار داریم این راه به وارونی انبوهی منجر شود ولی چنین سیستم (حداقل در حالت پایا)

کار نخواهد کرد در واقع وقتی چنین وضعیتی ایجاد شود که انبوهی دو تراز مساوی شوند $N_1 = N_2$ ، فرآیندهای جذب و

گسیل القایی یکدیگر را خنثی می کنند. این وضعیت را معمولاً اشباع دو تراز می نامند که در آن ماده شفاف میشود.

برای ایجاد وارونی انبوهی (Population Inversion)، بیش از ۲ تراز از مجموعه بی نهایت ترازهای اتم مورد

نظر لازم است. در مورد لیزر سه تراز اتم از تراز پایه ۱ به تراز ۳ ارتقاء می یابد. اگر ماده چنان باشد که پس از آنکه اتم به

تراز ۳ ارتقاء داده شد به سرعت به تراز ۲ فرو افتد، در این صورت وارونی انبوهی بین تراز ۲ و ۱ حاصل شود. در مورد لیزر

چهار تراز نیز اتم از تراز پایه به طریقی (برای سهولت این تراز را صفر می نامیم) به تراز ۳ ارتقاء می یابد. چنانچه اتم به

سرعت به تراز ۲ فرو افتد، باز هم بین تراز ۲ و ۱ وارونی انبوهی حاصل می شود ولی نکته مهم اینکه وقتی نوسان در

لیزرهای چهار تراز آغاز می شود، اتم به تراز ۱ منتقل می شود (به علت گسیل القایی) بنابر این برای عمل موج پیوسته

CW در لیزرهای چهار تراز باید گذار $1 \rightarrow 0$ خیلی سریع اجرا شود.

در واقع برای ایجاد وارونی انبوهی، بسیار ساده تر است از لیزر چهار تراز استفاده کنیم چون طبق رابطه آمار

بولتزمن همه اتمها ابتدا (یعنی در حالت تراز مندی) در تراز پایه اند و اختلاف انرژی بین ترازهای مختلف معمولاً خیلی

بزرگتر از kT است. اگر فرض کنیم N_t تعداد کل اتمها در واحد حجم ماده باشد، در سیستم سه تراز کلیه این N اتمها

ابتدا در تراز ۱ هستند

وقتی اتمها از تراز ۱ (پایه) به تراز ۳ ارتقاء pumping rate میابند، سپس اتمها به تراز ۲ فرو می افتند و اگر این

فروافت به اندازه کافی سریع باشد، یعنی اگر آهنگی فروافت بالا باشد Rate of decay، تراز ۳ کم و بیش خالی باقی

خواهد ماند. در این مورد باید نیمه از کل انبوهی N_t را برای تراز مندی انبوهی ترازهای ۱ و ۲ به تراز ۲ ارتقاء داد. از این به

بعد، هر اتمی که ارتقاء یابد در وارونی انبوهی شرکت خواهد داشت.

فرآیند دَمِش در طرح سه تراز، اتمها را از تراز ۱ به تراز ۳ ارتقاء میدهد. در مورد لیزر چهار تراز چون در ابتدا

تراز ۱ خالی است، هر اتمی که ارتقاء می یابد فوراً به وارونی انبوهی قابل استفاده میشود. فرآیند دَمِش در طرح چهار تراز،

اتمها را از تراز ۰ به تراز ۳ ارتقاء می دهد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

اگر تراز بالایی دَمِش خالی باشد، آهنگی که تراز بالایی ۲ لیزر به وسیله دَمِش انبوه می شود بصورت:

$$\left(\frac{dN_2}{dt}\right)_p = W_p N_g$$

که در آن N_g انبوهی تراز پایه است (برای سه تراز ۱ و برای چهار تراز ۰) و W_p ضریبی که

آهنگ دَمِش نامیده میشود و برای حصول شرط آستانه آهنگ دَمِش باید به یک مقدار بحرانی که W_{cp} است، برسد. حال ابتدا به چند تعریف از مبانی لیزر اشاره می کنیم. تاکنون گسیل یک اتم منفرد مورد بررسی قرار می گرفت ولی در واقع هر اتم را بسیاری اتمهای دیگر احاطه کرده اند که برخی در حالت پایه و برخی دیگر در حالت برانگیخته اند. اگر تعداد اتمهایی که ابتدا در حالت بالایی هستند خیلی کم

باشد، ممکن است پدیده ای که "تله افتادگی تابش" نامیده شود نقش مهمی داشته باشد یعنی اگر فوتونی که بوسیله اتمی بطور خودبخود گسیل میشود، به جای فرار از محیط بوسیله اتم دیگری جذب شود که بدان وسیله برانگیخته می شود. این فرآیند باعث کند شدن آهنگ مؤثر گسیل خودبخودی شود این پدیده فوق الذکر منجر به افزایش طول عمر شده و به چگالی اتمی، سطح مقطع گذار و شکل هندسی محیط بستگی دارد. حال اگر تعداد اتمهایی که در ابتدا در حالت بالایی هستند آنقدر باشد که وارونی انبوهی پیش آید، گسیل ممکن است به وسیله "فرآیند هماهنگی" انجام شود که در آن گسیل یک اتم تحت تأثیر تابش سایر اتمها واقع شود این امر به پدیده ها "ابر تابندگی" و "ابرفلوئور سانی" منجر می شود خواص چندگانه و مشترک این دو پدیده به قرار زیرند:

۱- آستانه مشخصی برای وقوع اثر هماهنگ مشاهده می شود.

۲- طول L ماده فعال باید از طول مشخصه L_c (که مقدارش بستگی به وارونی اولیه دارد) کوچکتر باشد.

۳- رفتار زمانی نور گسیل شده دیگر نمایی نیست، بلکه دارای شکل منحنی کاسه زنگی که دوام آن برای وارونی

اولیه بسیار کوچکتر از τ_{cp} باشد.

۴- برای ماده فعال میله ای شکل با قطر D نور در زاویه فضایی متناظر، با زاویه پراش $\theta_d = \frac{\lambda}{D}$ گسیل خواهد

شد.

۵- قله توان تابش شده اکنون با $(NV)^2$ تغییر می کند (که در آن N وارونی بحرانی و V حجم بحرانی است و نه با

(NV) که مربوط به گسیل خودبخود عادی است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ابرتابندگی به وضعیتی اطلاق می شود که همبستگی فازی میان گشتاورهای دو قطبی اتمی M_{21} موجود باشد، بطوریکه در لحظه $t=0$ یک گشتار دو قطبی ماکروسکوپیکی وجود داشته باشد که میدان تابشی متناسب با NV برابر میدان یک دو قطبی است و در نتیجه شدت تابشی مناسب با $(NV)^2$ برابر شدت یک دو قطبی ایجاد می کند.

ابرفلوئور سانی اگر در لحظه $t=0$ ، فازهای گشتاور دو قطبی در حال نویسان M_{21} برای هر اتم کترهای با شد و چون گشتاور دو قطبی ماکروسکوپیکی وجود ندارد، در لحظه $t=0$ آنها به طور مستقل مانند فلوئور سانی عادی شروع به تابیدن می کنند. بدین ترتیب شدت فلوئور سانی اولیه با NV متناسب است. سپس یک همبستگی بوجود می آید که ناشی از میدان القاء شده بوسیله گسیل خودبخود است، آنگاه سیستم به حالتی می رسد که شدت متناسب با $(NV)^2$ است.

کیفیت رفتار زمانی ابرتابندگی و ابر فلوئور سانی در مقایسه با رفتار مربوط به فلوئور سانی عادی در شکل مقابل نشان داده شده است.

پدیده جذب

هنگامی که ذرات بارداری که بطور کشان پیوند برقرار کرده اند تحت تشعاع امواج الکترومغناطیس قرار می گیرند، در اثر میدان الکتریکی شروع به نوسان می کنند. وقتی فرکانس ν موج برابر با فرکانس طبیعی نوسان ذرات باشد، رزونانس Resonance رخ می دهد و مقدار زیادی از انرژی پرتو جذب می شود.

پس جذب، ناشی از تبدیل بخشی از انرژی نور به حرکت و نوسانهای ویژه ماده جاذب است اشعه لیزر پس از برخورد به بافت زنده، صرفاً زمانی می تواند تأثیرگذار باشد که انرژی فوتون ها آن توسط بافت بیولوژیک جذب شود پس در این صورت جذب یا Absorbtion مطرح است؛ در حالیکه اشعه لیزر همینطور می تواند به صورت مختلف با بافت برخورد کند که عبارتند از: بازتابش و شکست (reflectance) و گذرش یا عبور (Transmittance) و پراکندگی یا تفرق (Scattering) که در اینها انرژی فوتونهای اشعه جذب بافت می شود یعنی بازتاب عبارتست از برگشت پرتوی الکترومغناطیس توسط سطحی که پرتو به آن تابیده می شود در مورد عبور یعنی نور، بدون هیچ تغییری از بافت بیولوژیک می گذرد و پراکندگی یعنی محیط بیولوژیک، باعث پخش انرژی فوتون در مسیرهای فرعی شده و هیچ عمل جذب و یا گذری صورت نمی پذیرد و در نهایت موجب کاهش انرژی پرتوی لیزری می شود یعنی پراکندگی هنگامی رخ میدهد که فرکانس طبیعی نوسان ذرات باردار که بطور کشان پیوند برقرار کرده اند (این ذرات تحت تشعاع امواج الکترومغناطیسی قرار می گیرند و در اثر میدان الکتریکی، شروع به نوسان می کنند)، با فرکانس پرتوی تابشی همخوانی نداشته باشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

نور لیزر حاصل گسیل القائی نور است و به علت همدوس بودن و تکرنگی و موازی بودن آن، دارای انرژی تابش در واحد سطح است و چون قابلیت تمرکز یافتن آن بسیار بالاست (Lack of Divergence)، در یک طول موج خاص جذب بافت بیولوژیک می‌شود یعنی حالات برخورد اشعه لیزر با بافت زنده همگی بستگی تام به طول موج نور اعمال شده دارند. اساساً عکس‌العمل بافت در مقابل تابش نور علاوه بر طول موج نور، به میزان شدت نور هم بستگی دارد. اما مهمترین عامل همان طول موج محسوب می‌شود. البته همان‌طور که قبلاً نیز اشاره شد، پدیده جذب بیولوژیک انرژی فوتون مربوط به اشعه لیزر، در هر بافتی متنوع است چرا که هر عنصر بیولوژیکال در هر بافتی، واکنش متفاوتی در مقابل نور دارد. در مرحله جذب، نور لیزر قادر است تأثیری بر بافت بیولوژیک داشته باشد و در واقع مولکولها و عناصر بیولوژیک بافت در اثر تشعشع لیزر، تحریک می‌شوند و به سه حالت عکس‌العمل نشان می‌دهند که عبارتند از: ۱- اثر فتوشیمیایی (Photo Chemical Effect) ۲- اثر ایجاد گرما و انرژی حرارت (Thermal Effect) و ۳- اثر یونیزاسیون (Ionizing Effect).

(البته فتوشیمیایی همان حساس‌سازی نوری (Photosensitization) است که در طی آن از طریق حساس‌نمودن یک مولکول، در اثر تابش نور، در یک طول موج خاص بتوان حداکثر میزان جذب انرژی فوتون را داشته باشیم. وقتی این مولکول این انرژی فوتون را جذب کرد، این انرژی به مولکول دیگر منتقل می‌شود و نهایتاً یک فعل و انفعال شیمیایی حادث می‌گردد در طی فرآیند جذب، شدت موج الکترومغناطیس فرودی در اثر عبور از میان ماده، کاهش می‌یابد پس جذب کُنش (Absorbance) یک محیط مادی، نسبت شدت‌های جذب شده و فرودی است و ماده شفاف نور را بدون جذب از خود عبور می‌دهد در حالیکه ماده کدر محیطی است که شدت نور فرودی در اثر عبور از آن به صفر می‌رسد. این دو محیط کاملاً بستگی به طول موج پرتو لیزر دارند. در مورد ماده‌ایی که

شدت تمام طول موج‌های یک طیف را به نسبت کاهش می‌دهد، جاذب عمومی است و توانایی یک محیط در جذب پرتوهای الکترومغناطیس به عواملی چون ساختمان اتمی و ملکولی، طول موج پرتو، ضخامت لایه جاذب و عوامل داخلی چون درجه حرارت و غلظت ماده جاذب بستگی دارد. برای بیان اثر ضخامت و غلظت ماده جاذب بر روی جذب معمولاً از قوانین فیزیکی لامبرت - بیر استفاده می‌کنند. که در آن $I(Z)$ شدت در فاصله Z ، I_0 شدت نور فرودی،

$$I(Z) = I_0 e^{-\alpha z}$$

$$I(Z) = I_0 e^{-k'cz}$$

α ضریب جذب محیط، C غلظت محیط جاذب و k' بستگی به پارامترهای داخلی (به غیر از غلظت) دارد. این دو

قانون بیانگر جذب بصورت:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

$$z = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{I_0}{I(Z)}$$

که در آن L ، عکس ضریب جذب α نامیده می شود و برابر است با $L = \frac{1}{\alpha}$ و ضخامت جذب نامیده می شود

ضخامت جذب L عبارتست از مسافتی که در آن شدت $I(Z)$ به $\frac{1}{e}$ مقدار فرودی (I_0) کاهش می یابد. در بافتهای بیولوژیک جذب بطور عمده بوسیله مولکولهای آب و ماکرو مولکول هایی مانند پروتئین ها و پیگمان ها صورت می گیرد (مثل هموگلوبین) جذب در ناحیه IR مادون قرمز طیف را در درجه اول به مولکول های آب نسبت می دهند در حالیکه هموگلوبین مسئول جذب UV ماورای بنفش و نور مرئی طیف می باشند.

بر اساس گزارشات Boulnois در سال ۱۹۸۶، پروتئین ها دارای یک قله جذبی در حدود ۲۸۰ nm هستند طیف جذبی دو ماده جاذب بیولوژیکی در نمودار مقابل نشان داده شده اند که به ترتیب متعلق به ملانین و هموگلوبین (HbO_2) هستند. ملانین رنگدانه اصلی پوست است و بعلاوه مهمترین رنگساره اپیدرمی می باشد ضریب جذب آن با کاهش طول موج به طرف UV بطور یکنواخت افزایش می یابد. در بافتهای دارای عروق خونی هموگلوبین فراوان است قله جذب نسبی آن [در حدود ۲۸۰ nm، ۴۲۰، ۵۴۰، ۵۸۰ نانومتر] است و سپس در حدود ۶۰۰ nm شدیداً کاهش می یابد (اغلب بیومولکولها دارای شکل پیچیده طیف بین ۴۰۰ تا ۶۰۰ است) در مورد مولکول آب، که عمده ترین تشکیل دهنده بیشتر بافتهاست، جذب در بافت بیولوژیک بطور عمده ناشی از وجود آن است. ضریب جذب شدیداً به طول موج پرتوی لیزر فرودی وابسته است و ضریب جذب آب در دامنه مرئی بسیار کم است بنابراین طیف جذب آب بر اساس Querry, Hale طوری است که در ناحیه IR مولکولهای آب جاذب اصلی هستند چرا که ضریب جذب آنها چندین مرتبه بیشتر است.

البته در ناحیه UV مربوط به طیف جذبی بسته به مقدار نسبی ماکرومولکولهایی مانند ملانین و هموگلوبین بیشتر از مقدار بست که در تصویر نشان داده شده است. نه ماکرومولکولها و نه مولکولهای آب، هیچکدام در نزدیکی IR جذب شدیدی ندارند، تقریباً بین ۶۰۰ nm و ۱۲۰۰ nm یک «پنجره درمانی» واقع شده است. در این دامنه از طیف، پرتو بدون تضعیف، بدون بافت نفوذ می کند و لذا قادر به درمان ساختمانهای عمقی بافت خواهد بود. در نمودار مقابل طیف جذبی سه بافت نمونه رسم شده است که به ترتیب پوست، دیواره آئورت و قرنیه هستند. در بین این سه، پوست جاذبتر از همه است، در حالیکه قرنیه شفافترین (به علت نظم فیبرهای کلاژن درون قرنیه و مقدار آب بسیار زیاد آن) آنها در رابطه با نور مرئی است و به علت استثنایی بودن طیف جذبی آنها، هر کدام می توانند به عنوان نماینده بافت مربوطه باشند. همانطور که

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

مشاهده می شود تفاوت های جزئی مربوط به طیف به علت ناهمگنی بیشتر بافتهاست ولی به طور کلی طیفهای جذبی دیواره آئورت و هموگلوبین کاملاً مشابهند و قله های جذب مشابه در هر دو طیف موجود باشد. باید دانست که تنها جذب بافت بیولوژیک، در جراحی لیزری پزشکی مهم نیست، در برخی کاربردهای لیزر مثل اسکلروتومی (Sclerostomy) رنگها و جوهرهای ویژه ای قبل از پرتو دهی بکار می روند و به این وسیله ضریب جذب بافت افزایش می یابد که منجر به افزایش کارایی درمانی لیزر می شود. به علاوه به علت افزایش جذب، بافتهای مجاور کمتر دچار آسیب می شوند اخیراً لیزرهای Nd:YAG برای پیشرفت دادن فیلتراسیون با روش اسکروتومی داخلی به کار رفته اند. با طراحی منسوری ویژه، پرتوی لیزر فرودی تحت زاویه حاده به داخل هدایت میشود. سوراخ ضلبيه درست در کنار ترابکولوم شروع شده و در پشت ملتحمه پایان می یابد تصویر شماتیک مقابل روند جراحی را نشان می دهد معمولاً برای مشخص کردن خواص اپتیکی بافت تنها ضریب جذب و ضریب های خلاصه شده پراکندگی مورد نیاز هستند پس مختصری درباره پراکندگی توضیح میدهم:

پدیده پراکندگی

اگر اشعه لیزر پس از برخورد به بافت بر اساس طول موج ویژه ای، جذب بافت نشود و محیط بیولوژیک باعث پخش انرژی فوتون های این اشعه در مسیرهای فرعی شده و این انرژی پرتوی لیزر در نهایت کاهش یابد، این پدیده را پراکندگی می نامند. یعنی پراکندگی هنگامی رخ میدهد که فرکانس طبیعی نوسان ذرات باردار که بطور کشسان پیوند برقرار کرده اند (این ذرات تحت تشعاع امواج الکتریکی و مغناطیسی قرار می گیرند و در اثر میدان الکتریکی شروع به نوسان می کنند)، با فرکانس پرتوی تابشی همخوانی نداشته باشد. در این حالت نوسان ایجاد شده در ذرات بصورت وا داشته می باشد. نوسان واداشته فرکانسی شبیه به فرکانس میدان الکتریکی و با آن هم جهت است ولی دامنه آن بسیار کمتر از حالت رزونانس (که در این حالت فرکانس موج تابشی با فرکانس طبیعی نوسان ذرات برابر است) خواهد بود. ضمن اینکه فاز نوسان واداشته با فاز پرتوی تابش متفاوت است، بنابراین حرکت فوتونها هنگام نفوذ به ماده چگالی تر کند می شود. پس پراکندگی را می توان منشاء اصلی تفرق دانست. در پراکندگی کشسانی پرتوی فرودی و پرتوی پراکنده شده هم انرژی هستند. (ل هر دو مشابه است). در صورتیکه اندازه ذرات پراکنده کننده از طول موج پرتوی فرودی کمتر باشند، نوع خاصی از پراکندگی الاستیک رخ می دهد که به آن پراکندگی رایلی (Rayleigh Scattering) می گویند البته پراکندگی رایلی یک پراکندگی کشسان می باشد یعنی مقدار λ در نور پراکنده مشابه نور فرودی است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در پراکندگی رایلی خصوصاً رابطه‌ای بین شدت پرتو پراکنده و ضریب شکست پیدا خواهیم کرد و خواهیم

دید که پراکندگی طبق قانون رایلی با توان چهارم طول موج نسبت عکس دارد. طبق این قانون $I_s \sim \frac{1}{\lambda^4}$ برای I_s

شدت پراکنده شده وابسته به زاویه پراکندگی θ داریم:

$$I_s(\theta) \sim \frac{1 + \cos^2\theta}{\lambda^4}$$

که در آن θ زاویه پراکندگی و وقتی $\theta = 0$ باشد بیانگر پراکندگی به طرف جلو می‌باشد در حالیکه

پراکندگی رایلی بر اساس این معادله، متناسب با $1 + \cos 2\theta$ می‌باشد یعنی شدت پراکندگی در دو جهت (هم رو به جلو و هم برگشتی) یکسان است. این قانون پراکندگی رایلی در نمودار مقابل نشان داده شده است.

در دامنه موئی طول موج پراکندگی پرتوهای قرمز خیلی کمتر از پرتوهای آبی می‌باشد.

همینطور در تصویر دیگری می‌توان هندسه ساده‌ای از پراکندگی رایلی را نشان داد.

یک موج الکترومغناطیس سطح به لایه نازکی از ماده پراکنده به ضخامت L تابیده شده است در زمان معینی

میدان الکتریکی موج فرودی عبارتست از:

$$E(Z) = E_0 \exp(ikz)$$

که در آن E_0 دامنه میدان الکتریکی فرودی، k مقدار بردار انتشار، Z بیانگر محور اپتیکی است. در تقریب

اول فرض می‌کنیم که موج رسیده به نقطه P ، واقع بر روی محور اپتیکی، بطور عمده موج اولیه به اضافه مقدار کمی از امواج پراکنده است در واقع کاهش شدت در اثر پراکندگی با رابطه:

$$I(Z) = I_0 e^{-\alpha_s Z} \rightarrow dI = -\alpha_s I dZ \rightarrow I_s \approx \alpha_s L$$

که در آن α_s ضریب پراکندگی و با دیفرانسیل گرفتن از این رابطه نسبت به Z شدی از پرتو که توسط لایه

نازکی از محیط مادی به ضخامت L تضعیف می‌شود متناسب با ضریب پراکندگی و ضخامت ماده پراکنده کننده است.

از طرفی می‌دانیم که فاز فرودی پرتو توسط مقدار $\lambda L \sqrt{\alpha_s N}$ که ناشی از پرتوهای پراکنده می‌باشد، تغییر می‌یابد

پس هنگام ورود نور از خلاء به محیط مادی با ضریب شکست n روی می‌دهد که داریم:

$$\lambda L \sqrt{\alpha_s N} = \frac{2\pi}{\lambda} (n-1)L$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

(که در آن N چگالی اتمهای پراکنده کننده است)

البته این رابطه آخری و رابطه مربوط به قانون رایلی فقط برای طول موج هایی که از هر گونه نوار جذبی دور هستند، قابل استفاده می باشند. البته در بیشتر بافتهای بیولوژیک فوتونها ترجیحاً در جهت جلو پراکنده می شوند پس تابع احتمال $P(\theta)$ را برای فوتون پراکنده شده تحت زاویه θ ، پراکندگی ناهمسانگرد مینامند:

اگر $P(\theta)$ وابسته به θ نباشد پراکندگی همسانگرد است و ضریب ناهمسانگردی g بصورت زیر است:

$$g = \frac{\int P(\theta) \cos \theta d\omega}{\int P(\theta) d\omega}$$

که در آن اگر $g=1$ شود پراکندگی در دو جهت و اگر $g=-1$ پراکندگی بطور خالص به عقب خواهد بود. و اگر $g=0$ باشد، پراکندگی همسانگرد است.

با یک تقریب خوب می توان فرض کرد که g برای بیشتر بافتهای بیولوژیک بین 0.7 تا 0.99 قرار دارد پس θ مربوط معمولاً بین 8 تا 45 واقع میشود در رابطه بالا تابع احتمال را تابع فاز می نامند:

$$P_i(\theta) = \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}} \quad \text{و} \quad P(\theta) = \sum_{i=0}^{\infty} (2i+1)g^i P_i(\cos\theta)$$

چند جمله ایی لژاندر Legendre است و تابع فاز به هنجار میشود اگر:

$$\frac{1}{4\pi} \int_{4\pi} P(\theta) d\omega = 1$$

محیط مات

در بیشتر بافتهای بیولوژیک هر دو پدیده جذب و پراکندگی بطور همزمان بوقوع می پیوندند چنین محیطی را محیط مات Turbid می گویند. α_t را ضریب تضعیف کل بصورت $\alpha_t = \alpha + \alpha_s$ که در آن α_s همان ضریب پراکندگی است و α ضریب جذب است و هر دو پدیده مؤثر هستند و تنها در برخی از موارد همینطور می توان از یکی نسبت به دیگری چشم پوشی کرد. البته نسبت ضریب پراکندگی α_s به ضریب تضعیف کل را با α تعریف می کنند و آنرا آلبدوی اپتیکی (optical albedo) می نامند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

$$\alpha = \frac{\alpha_s}{\alpha_t} = \frac{\alpha_s}{\alpha + \alpha_t}$$

به ازای $\alpha = 0$ ، تضعیف بطور عمده ناشی از جذب خواهد بود.

به ازای $\alpha = 1$ تنها پراکندگی رخ می دهد.

به ازای $\alpha = \frac{1}{2}$ معادله بصورت $\alpha = \alpha_s$ در می آید یعنی ضریب جذب و پراکندگی مساوی هستند.

به طور کلی هر دو پدیده رخ می دهند ولی نسبت های آنها متفاوت خواهند بود. در تصویر مقابل آلبدو به عنوان

ضریب پراکندگی نشان داده شده است و سه ضریب جذب مختلف برای بافت بیولوژیک در نظر گرفته می شود.

و مقدار a برابر $\frac{1}{2}$ یعنی وقتی $\alpha_s \gg \alpha$ آلبدو بصورت مجانب وار به واحد نزدیک می شود.

پارامتر دیگر در محیط مات عمق اپتیک (optical depth) است و آنرا با d نمایش می دهند:

$$d = \int_0^s \alpha_t ds'$$

در واقع ds' در این انتگرال بیانگر بخشی از مسیر اپتیکی و S طول کل مسیر اپتیکی می باشد که

اگر α_t ثابت باشد داریم: $d = \alpha_t s$ مزیت بکاربردن α آلبیدو و d عمق اپتیک بجای α ضریب جذب و α_s

ضریب پراکندگی بدون دیمانسیون هستند در این حالت تابع فاز به هنجار رفته $\frac{1}{4\pi} \int_{4\pi} P(\theta) dw = \alpha$ در

محیط مات، مسیر آزاد میانگین اپتیکی فوتونهای تابش توسط رابطه زیر بدست می آید:

$$L_t = \frac{1}{\alpha_4} = \frac{1}{\alpha + \alpha_s}$$

حال همانطور که گفته شد برای مشخص کردن خواص اپتیکی بافت، هم ضریب جذب و هم ضریب پراکندگی

مورد نیاز است در تصویر مقابل وابستگی تابش منتشر و عمق اپتیکی برای پراکندگی همسانگرد ($g=0$) و آلبدوهای

متفاوت ($0 < \alpha < 1$) نشان داده شده است.

به ازای $\alpha = 0$ ، تضعیف از قانون جذب لامبرت تبعیت می کند.

به ازای $\alpha = 1$ تابش بصورت واضح به طور مجانب وار به یک مقدار معین نزدیک می شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

نکته: درست در سطح محیط پراکنده کننده، شدت انتشار از شدت تابش بیشتر است چون فوتون های پراکنده شده بطرف عقب که از لایه های عمیق تر منشاء می گیرند به شدت فرودی اضافه شود.

مبانی لیزر

معادلات آهنگ برای لیزر چهار تراز (۰، ۱، ۲، ۳)

برای توصیف رفتار لیزری در خصوص موج پیوسته (CW) و یا رفتار گذرای لیزر (PW)، از تقریب معروفی به نام «تقریب معادله آهنگ» استفاده می شود که طبق آن معادلات لیزر بر اساس اصل ساده ای نوشته میشود و آن اینکه بایستی تعادلی بین آهنگ تغییر انبوهی کل N_t و تعداد کل فوتونهای لیزر q برقرار باشد. از طریق این نظریه رفتار لیزر را در دو نظام موجی فوق الذکر بررسی خواهیم کرد:

ابتدا لیزری را که با یک طرح چهار تراز کاری کند بررسی می کنیم.

فرض می کنیم تنها یک نوار دمیش وجود دارد (نوار ۳) (البته اگر بیشتر از یک نوار یا تراز دمیش داشته باشیم به شرط آنکه فروافت decay از این نوارها به تراز ۲ بالایی لیزر خیلی سریع انجام شود، تحلیل زیر معتبر است.

انبوهیهای چهار تراز ۰، ۱، ۲، ۳ را به ترتیب N_0, N_1, N_2, N_3 در نظر گرفته و فرض می کنیم لیزر روی یک مُد کاواک نوسان کند و q تعداد کل فوتونهای داخل کاواک باشد. حال با فرض اینکه فروافت بین ترازهای ۳ و ۲ و ترازهای ۱ و ۰ خیلی سریع باشد، می توانیم بنویسیم: $N_1 \sim N_3 \sim 0$ پس معادلات آهنگ به قرار مقابل نوشته می شوند که رفتار استاتیکی یک لیزر چهار تراز را بیان می کنند:

$$\begin{cases} N_g + N_2 = N_t \\ \dot{N}_2 = W_p N_g - BqN_2 - \left(\frac{N_2}{\tau}\right) \\ \dot{q} = V_a BqN_2 - \left(\frac{q}{\tau_c}\right) \end{cases} \quad \begin{cases} B = \frac{\sigma L C_0}{V_a L'} = \frac{\sigma c_0}{V} \\ \tau_c = \frac{L'}{\gamma C_0} \end{cases}$$

که در آنها N_t انبوهی کل اتمهای فعال است و $W_p N_g$ دمیش (اپتیکی و الکتریکی) و W_p آهنگ دمیش و BqN_2 گسیل القایی و W در واقع آهنگ گسیل القایی است و با مجذور میدان الکتریکی موج الکترومغناطیسی متناسب است پس W متناسب با q (یعنی تعداد کل فوتونها) است و ضریب B به آهنگ گذار القایی به ازای هر فوتون

و هر مُد اطلاق می شود و τ طول عمر تراز بالایی لیزر که از رابطه $\frac{1}{\tau} = \frac{1}{\tau_{sp}} + \frac{1}{\tau_{nr}}$ که در آن τ_{nr} یک ثابت

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

زمانی مشخصه است و طول عمر بدون تابش نامیده می شود) و V_a حجم مُد در داخل ماده فعال و در مُد TEM₀₀

است و از رابطه: $V_a = \frac{\pi W_0^2 L}{4}$ که در آن L طول ماده فعال در واقع W اندازه کله مُد در امتداد طول کاواک

تقریباً ثابت است و از اینرو آنرا با مقدار W_0 در مرکز تشدیدکننده برابر است $V_a B q N_2$ با علامت مخالف نسبت به $B q N_2$ در معادله وسطی، بر اساس موازنه های ساده وارد شده است

چون هر فرآیند گسیل القایی، فوتونی را بوجود می آورد و هر فرآیند جذب برعکس فوتونی را از بین می برد و

بالاخره در روابط بالا $\frac{q}{\tau_c}$ از بین رفتن فوتونها را به علت تلفات کاواک نشان می دهد. تلفات لگاریتمی در هر عبور را در

تشدیدکننده γ می نامیم همینطور اگر γ_1, γ_2 تلفات لگاریتمی در هر عبور ناشی از تراگیسیل آینه و γ_i اتلاف داخلی

لگاریتمی باشد، پس اتلاف کلی: $\gamma = \gamma_i + \frac{\gamma_1 + \gamma_2}{2}$ و البته حجم مؤثر کاواک: $V \approx \frac{\pi W_0^2 L'}{4}$ که در آن L'

$$L' = L + (n-1)\ell$$

اگر ΔI تغییر شدت برای یک رفت و بازگشت کاواک باشد $\Delta I = 2[\sigma(N_2 - N_1)\ell - \gamma]I$ و Δt مدت

زمانی که طول می کشد تا یک رفت و برگشت در کاواک انجام پذیرد، $\Delta t = \frac{2L'}{C_0}$ وقتی که تصور می کنیم مُد کاواک

ناشی از برهمنش دو موج است که در دو سوی مختلف حرکت می کنند و فرض می کنیم I شدت یکی از این دو موج

باشد پس نتیجه میشود $\frac{\Delta I}{\Delta t}$ با تقریب بکاررفته بصورت زیر خواهد شد:

(چون تعداد فوتون در کاواک q متناسب با I است)

$$\frac{\Delta I}{\Delta t} \approx \frac{dI}{dt} = \left[\frac{\sigma L C_0}{L'} (N_2 - N_1) - \frac{\gamma C_0}{L'} \right] I$$

$\ll 1$ ، $[\sigma(N_2 - N_1)L - \gamma]$ اختلاف بین بهره و اتلاف کوچک است یعنی لیزر خیلی زیاد بالای آستانه نیست.

توجه کنید که به جای بیان معادلات آهنگ بر حسب انبوهی تراز بالایی (N_2)، استفاده از وارونی انبوهی (N) که:

$N = N_2 - N_1$ متداولتر است. فرضمان در رابطه با فروافت سریع از تراز ۱ باشد چرا که $N \approx N_2$ پس دو معادله

اصلی به معادلاتی با متغیرهای $N(t)$ و $q(t)$ که توابعی از زمان هستند تبدیل میشود یعنی:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

$$\begin{cases} \dot{N} = W_p(N_t - N) - BqN - \left(\frac{N}{\tau}\right) \\ \dot{q} = [V_a BN - \left(\frac{1}{\tau_c}\right)]q \end{cases}$$

حال برای تشریح کمی رفتار لیزر بایستی شرط اولیه مناسبی را لحاظ کنیم:

مثلاً اگر در لحظه $t=0$ آغاز شود، شرایط اولیه $N(0)=0$ و $q(0)=q_i$ که در آن q_i تعداد بسیار اندک فوتونهای اولیه است (مثلاً $q_i=1$ باشد)، اثر گسیل خودبخود را نشان میدهد. با مشخص کردن $q(t)$ می‌توانیم به سادگی توان خروجی از یکی از دو آینه کاواک را محاسبه کنیم. یعنی $q(\gamma_1 C_o / 2L')$ آهنگ اتلاف فوتون در اثر گسیل آینه خروجی است پس توان خروجی به قرار زیر است:

$$P_1 = \left(\frac{\gamma_1 C_o}{2L'}\right) \hbar \omega q$$

یادآور شویم که تمام محاسبات فوق در حالیست که لیزر روی یک تک مُد نوسان کند. در حالیکه برای لیزری که بیش از یک مُد نوسان می‌کند این محاسبات پیچیده‌تر خواهند بود (مثلاً برای لیزری که روی دو مُد نوسان کند، مجبوریم که برای تعداد فوتون q_1 و q_2 در دو مُد، معادلات آهنگ جداگانه داشته باشیم در بحث قفل‌شدگی مُد، زنش بین دو مُد را می‌توان بخوبی به حساب آورد. البته هنگامی که مُدهای زیادی در نوسانند با در نظر گرفتن اینکه تعداد کل فوتون‌ها q روی تمامی مُدها جمع می‌شوند، سپس محاسبات باز هم ساده‌تر میشود.

رفتار لیزر چهارترازی برای موج پیوسته CW

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد وقتی وارونی انبوهی به مقدار بحرانی $(N_2 - N_1)_c$ یا وارونی بحرانی (Critical Inversion) برسد، از گسیل خودبخود نوسان بوجود خواهد آمد که در امتداد محور کاواک فوتونها بصورت خودبخود گسیل می‌شوند و در واقع فرآیند تقویت آغاز میشود پس با در نظر گرفتن شرط مقابل:

$$\begin{cases} R_1 R_2 e^{\times p[2\sigma(N_2 - N_1)\ell]} = 1 \\ (N_2 - N_1)_c = \frac{-\ln(R_1 R_2)}{2\sigma\ell} \end{cases}$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آر م سایت و به همراه فونت های لازمه

با در نظر گرفتن این شرط آستانه فرض می کنیم در لحظه $t=0$ ، یک تعداد به دلخواه کم q_i به علت گسیل خودبخود در کاواک وجود داشته باشد. برای آنکه $\dot{q} > 0$ باشد شرط $V_a B N > 1/\tau_c$ باید برقرار می شود. بنابراین هنگامی که وارونی انبوهی N به یک مقدار بحرانی N_c که از رابطه زیر بدست می آید:

$$N_c = \frac{1}{V_a B \tau_c} = \frac{\gamma}{\sigma \ell}$$

برسد عمل لیزر شروع می شود. در اصل آهنگ دَمِش بحرانی W_{cp} با قرار دادن $\dot{N} = 0$ و $N = N_c$ و $q=0$ بدست می آید. پس آهنگ دَمِش بحرانی W_{cp} مربوط به وضعیتی است که آهنگ کلی گذارهای دَمِش، $W_{cp}(N_t - N_c)$ ، با آهنگ گذار خودبخود از تراز ۲ یعنی N_c/τ برابر باشد یعنی:

$$W_{cp} = \frac{N_c}{(N_t - N_c)\tau}$$

N_c باید به اندازه کافی بزرگ باشد تا بهره لیزر تلفات لیزری را جبران کند پس عملاً $N_c \ll N_t$ است. اگر $W_p > W_{cp}$ شود، تعداد q فوتون از مقدار اولیه ای که توسط گسیل خودبخود تعیین می شود رو به افزایش خواهد گذاشت و اگر W_p مستقل از زمان باشد در نهایت به مقدار ثابت q_0 خواهد رسید یعنی $q_0 > 0$. این مقدار حالت پایا و نیز مقدار N_0 مربوط به آن برای وارونی، با قرار دادن $\dot{N} = \dot{q} = 0$ ، بدست می آیند خواهیم داشت:

$$\begin{cases} N_0 = \frac{1}{V_a B \tau_c} = N_c \\ q_0 = V_a \tau_c [W_p (N_t - N_0) - \frac{N_0}{\tau}] \end{cases}$$

معادلات فوق در واقع رفتار موج پیوسته یک لیزر چهارترازی را توصیف می کنند.

اگر $W_p = W_{cp}$ شود، داریم $N = N_c$ و $q_0 = 0$ اما ازدیاد مقدار آهنگ دَمِش بحرانی، باعث افزایش تعداد فوتونهای کاواک لیزر q (یعنی در انرژی الکترومغناطیس آن) و نه افزایش وارونی N (یعنی انرژی ذخیره شده در ماده فعال). این حالت در شکل مقابل نشان داده شده است که در آن هم رفتار وارونی N و هم رفتار q (یعنی تعداد کل فوتونهای داخل کاواک) برحسب آهنگ دَمِش W_p ترسیم شده است اگر q_0 (یعنی مقدار حالت پایای فوتونها) را به

شکل $q_0 = (V_a N_0) \frac{\tau_c}{\tau} (x - 1)$ بنویسیم که در آن $x = \frac{W_p}{W_{cp}}$ ، نسبت دَمِش عادی به دَمِش بحرانی باشد،

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

Z مقدار است که از آستانه رو به فزونی می گذارد. پس درمیابیم که توان خروجی از یکی از دو آینه کاواک از رابطه:

$$P_1 = \left(\frac{V_a \hbar \omega}{\sigma / \tau} \right) \left(\frac{\gamma_1}{2} \right) (x - 1)$$

بدست می آید.

در صورتی که $V_a = Ae \ell$ که در آن Ae مساحت سطح کل مقطع معادل محیط لیزری باشد که توسط

مد (یا مدهای) نوسانی اشغال شده باشد (مقدار آن $Ae = \frac{\pi W_0^2}{4}$ باشد یا $Ae = A$ بسته به اینکه لیزر روی یک یا

چند مد نوسان کند) رابطه بالا را می توان بصورت مقابل نوشت:

$$P_1 = (A_e I_s) \frac{\gamma_1}{2} \left[\frac{P_{in}}{P_{th}} - 1 \right]$$

البته ناگفته نماند که اگر X را نسبت توان ورودی P_{in} به مقدار آستانه آن P_{th} در نظر بگیریم یعنی

$X = \frac{P_{in}}{P_{th}}$ رابطه فوق به صورت بالا خواهد شد که در آن شدت بهره برای سیستم چهارترازی $I_s = \frac{\hbar \omega}{\sigma \tau}$ یعنی

ترسیم P_1 بر حسب P_{in} باید خط مستقیمی را بدست دهد که محور P_{in} را در نقطه $P_{in} = P_{th}$ قطع کند بنابراین بازدهی شیب لیزر η_s را بصورت:

$$\eta_s = \frac{dp_1}{dp_{in}}$$

این بازده را برای هر دو دمیش یعنی اپتیکی و دمیش الکتریکی تعمیم می دهیم.

در مورد دمیش اپتیکی چون آهنگ دمیش بحرانی $W_{cp} = \frac{\gamma}{\delta \ell N_t \tau}$ است پس توان ورودی آستانه:

$$P_{th} = \frac{\gamma}{\eta_p} A I_s$$

پس بازدهی شیب بصورت:

$$\eta_s = \eta_p \eta_c \eta_A$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

(که در آن η_p بازدهی دَمِش و γ تلفات لگاریتمی در هر عبور از تشدید کننده و I_s شدت بهره) و η_s در

اصل بازدهی شیب آن است و η_p بازدهی دَمِش و $\eta_c = \frac{\gamma_1}{2\gamma}$ بازدهی جفت شدگی خروجی که مقدارش کوچکتر از

۱ است ولی وقتی $\gamma_1 = \gamma_2$ باشد، مقدارش ۱ می شود و بالاخره $\eta_A = \frac{A_e}{A}$ بازدهی سطح مقطع مُد است.

در مورد دَمِش الکتریکی توان ورودی آستانه بصورت:

$$P_{th} = \frac{\gamma}{\eta_p} \frac{A \hbar \omega_p}{(\tau - \tau_1)}$$

و بازدهی شیب لیزر آن بصورت:

$$\eta_s = \eta_p \eta_c \eta_A \eta_d \eta_q$$

(که در آن η_p بازدهی دَمِش، η_c بازدهی جفت شدگی، η_A بازدهی سطح مقطع، $\eta_d = \frac{(\tau - \tau_1)}{\tau}$

بازدهی فروافت تراز پایینی لیزر و بالاخره $\eta_q = \frac{\hbar \omega_0}{\hbar \omega_p}$ بازدهی کوانتومی لیزر است) حال تأکید می کنیم که نتایجی

که بدست آوردیم تنها هنگامی معتبرند که بتوان تراز ۱ را خالی در نظر گرفت این امر ایجاب می کند که $\tau_1 \ll \tau$

باشد (T1 طول عمر تراز ۱ است). ولی وقتی τ_1 با τ قابل مقایسه باشد و یا اینکه وقتی طول عمر τ_{21} (تابش بعلاوه

بدون تابشی) برای گذار ۱ \rightarrow ۲ با طول عمر کلی تراز ۲ ($\tau_{2g} \rightarrow \infty$) برابر باشد، در این موارد رابطه قبلی آهنگ

دَمِش بحرانی با این فرض که $N_c \ll N_t$ باشد بصورت زیر تبدیل می شود.

$$W_{cp} = \frac{N_c}{N_t (\tau - \tau_1)}$$

اکنون برای بدست آوردن شرط لازم برای نوسان موج پیوسته CW در یک لیزر تراز چهار تراز، ملاحظه داریم که

اگر نوسان وجود نداشته باشد، انبوهی موج پیوسته تراز ۱ باید از معادله مقابل بدست آید: $\frac{N_1}{\tau_1} = \frac{N_2}{\tau_{21}}$ که سادگی

تعادل بین انبوهی ورودی و خروجی تراز ۱ را نشان می دهد. حال برای آنکه نوسان لیزری را بدست آوریم لازم است

$N_2 > N_1$ باشد یعنی با سه $\tau_1 < \tau_{21}$ باشد. اگر این نامساوی برقرار نباشد عمل لیزر تنها بصورت پالسی PW ممکن است

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

به شرط آنکه تپ دَمِش کوتاهتر، یا قابل مقایسه با طول عمر تراز بالای لیزر τ باشد. در این صورت عمل لیزر آغاز خواهد شد

و تا زمانی دوام دارد که تعداد اتمهایی که در تراز پایینی جمع می‌شوند به مقدار کافی برسند و وارونی انبوهی را از بین ببرند به همین دلیل این لیزرها را «خود پایان‌دهنده» می‌نامند.

رفتار لیزر چهار تراز برای موج (پالسی PW) [رفتار گذرای لیزر]

مستلزم حل معادلات \dot{N} و \dot{q} لیزر چهارترازیست. در مورد توزیع ترازمندی انبوهی بین ترازهای انرژی، برای حصول وارونی انبوهی (Population Inversion) بین دو تراز مورد نظر، به دو شرط نیاز است:

الف: آهنگ برانگیختگی برای تراز بالای لیزر بزرگتر از این آهنگ در تراز پایین لیزر باشد.

ب: فروافت (decay) تراز بالای لیزر آهسته تراز پایینی لیزر باشد.

در واقع اگر فقط شرط اول مطرح باشد و شرط دوم حاصل نشود، لیزر با عمل تپی (پالسی) PW کار می‌کند (لیزرهای خود پایان‌دهنده). در مورد لیزرهای چهارترازی گفتیم که برای اینکه این لیزرها در موج پیوسته CW نوسان نکند و تنها بصورت پتی (پالسی) عمل کنند، باید دو شرط $N_2 > N_1$ و $\tau_1 < \tau_{21}$ نقض شود و این نامساویها برقرار نباشند و همینطور تپ دَمِش کوتاهتر یا قابل مقایسه با طول عمر تراز بالای لیزر τ باشد رفتار گذرای لیزر مستلزم حل معادله \dot{N} و \dot{q} برای لیزر چهارترازی است بدین ترتیب برای آهنگ دَمِش وابسته به زمان $Wp(t)$ مورد نظر، با در دست داشتن شرایط اولیه.

رفتار زمانی تعداد کل فوتونها در کاواک $q(t)$ و وارونی $N(t)$ را پیدا می‌کنیم. معادلاتی که این رفتار گذرای را تشریح می‌کنند نسبت به متغیرهای $q(t)$, $N(t)$ ، غیرخطی‌اند و عمدتاً این معادلات شامل حاصلضربهای بصورت qN هستند و تحلیل کلی آنها غیرممکن است پس بحث را به چند کاربرد جالب از رفتار گذرای لیزر معطوف می‌کنیم:

۱- رفتار میخه‌ای لیزرهای تک مُدی و چند مُدی

۲- تکنیک سوئیچ (Q-switching)

۳- قفل شدگی مُد

نوسان تک مُدی و چند مُدی:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

ابتدا به بررسی شرایطی می پردازیم که تحت آن در لیزر نوسان تک مدی و یا نوسان چند مدی حاصل می شود.

لیزرها عموماً به نوسان روی چند مد تمایل دارند منشاء این رفتار اینست که فاصله فرکانسی مدها معمولاً خیل کوچکتر از پهنای بهره است. آنچه حقیقتاً بطور تجربی مشاهده شد، نوسان چندمدی بود که هم برای خط ناهمگن (مثلاً لیزر گازی) و هم برای خط همگن (مثلاً لیزر یاقوت) بوقوع پیوست.

لیزرها اغلب روی بیش از یک گذر، بهره نشان می دهند که قویترین آنها معمولاً به نوسان لیزری منجر می شود. برای آنکه روی یکی دیگر از گذرها نوسان لیزری ایجاد شود می توان از یک منشور یا شنده یا از یک توری پراش بصورت آرایش لیترو استفاده کرد حتی هنگامی که لیزر روی یک تک مد عرضی (یعنی m و l ثابت) نوسان می کند، روی چند مد طولی (که در مقدار شاخص n مربوط به مد طولی اختلاف دارند) نیز هنوز دارای نوسان خواهد بود.

قبلاً تصور می شده که لیزر همواره باید به نوسان روی یک تک مد تمایل داشته باشد به شرط اینکه خط بهره بطور همگن پهن شود. در این شکل فرض شده است که یکی از مدهای کاواک منطبق بر قله منحنی بهره است. اگر یک تشدید کننده صفحه موازی را در نظر بگیریم بطوریکه مدها با فاصله $\frac{c}{2L}$ از یکدیگر قرار گرفته باشند می توان ضریب بهره لیزر g را از رابطه: $g = \delta(N_2 - N_1)$ اگر در حالتی که $N_2 > N_1$ باشد در حالتی که موج تقویت می شود پس در این حالت ضریب جذب α منفی است (یعنی $g = -\alpha$). اگر بالعکس $N_1 > N_2$ باشد در این حالت موج در محیط جذب می شود و کمیت α همان ضریب جذب ماده و برابر: $\alpha = \delta(N_2 - N_1)$ چون α بستگی به انبوهی دو تراز یعنی N_1 و N_2 دارد و α را می توان برای طول موج فرودی بخصوصی مستقیماً اندازه گیری کرد و آنرا بدست آورد (طیف سنجی جذبی) البته توجه داریم که برای گذاری که در آن تراز ۱ خالی با شد، اندازه گیری جذب عملی نیست یعنی وقتی که مثلاً تراز ۱، تراز پایه نباشد و انرژی اش در بالای تراز پایه خیلی زیادتر از KT باشد. δ سطح مقطع گذار است. نوسان روی مد مرکزی هنگامی آغاز می شود که وارونی $N = N_2 - N_1$ به مقدار بحرانی N_c برسد و بهره ای برابر با تلفات کاواک بدست دهد. ولی در حالت پایه، حتی وقتی W_p تا بیش از مقدار آستانه افزایش یابد، وارونی N در مقدار بحرانی N_c ثابت باقی می ماند بنابراین وقتی $W_p \geq W_{cp}$ است قله بهره که با طول op نشان داده شده، در مقدار بحرانی OP_c ثابت باقی خواهد ماند. اگر خط بهره بطور همگن پهن باشد (مثل لیزر یاقوت)، شکل آن نمی تواند تغییر کند و تمامی منحنی بهره برای $W_p \gg W_{cp}$ یکسان باقی خواهد ماند. پس بهره برای سایر مدها که با طول های o_p ، o_p' نشان داده شده اند، همواره کوچکتر از طول OP_c بحرانی مد مرکزی باقی می ماند.

اگر تمامی مدها دارای تلفات یکسان باشند، در حالت پایا تنها مد مرکزی نوسان خواهد کرد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

برای خط ناهمگن (مثل لیزر گازی) در واقع سوزکنی‌هایی (burn holes) در منحنی ایجاد می‌شود. بنابراین وقتی W_p تا بالاتر از W_{cp} افزایش یابد، بهره در مُد مرکزی در مقدار بحرانی OP_c ثابت باقی می‌ماند در حالیکه بهره برای سایر مد ها OP_1, OP_2, \dots, OP_n و غیره می‌تواند تا مقدار مربوط به آستانه به افزایش ادامه دهد. در این مورد اگر لیزر به نحوی در بالای آستانه نوسان کند، می‌توان انتظار داشت که بیش از یک مد نوسان کند. بعداً معلوم شد که هر مُد دارای نقش موج ساکن مشخصی در محیط فعال است. برای سهولت مُدی را در نظر می‌گیریم که نقش‌های موج ساکن آنها در محیط فعال به مقدار $\frac{\gamma}{4}$ جابجا شده است. فرض می‌کنیم مد ۱ مرکز مد (شکل خط همگن) باشد، بطوریکه این مد اولین مدی باشد که به آستانه می‌رسد. ولی وقتی نوسان روی مد ۱ به جریان می‌افتد، در آن نقاطی که میدان الکتریکی صفر است (نقطه B, A) و ارونی غیرتهی باقی می‌ماند. و ارونی در این نقاط می‌تواند تا بالاتر از مقدار بحرانی N_c افزایش یابد در واقع مد ۲، که در ابتدا بهره پایین دارد، اکنون می‌تواند به بهره‌ای برابر و یا حتی زیادتر از بهره مد ۱ دست یابد. چون این مد ۲، و ارونی را از آن نواحی که باشد ۱ تهی نشده است، مورد استفاده قرار می‌دهد. بنابراین مد ۲ هم مثل مد ۱ می‌تواند نوسان بکند. بنابراین، اینکه یک خط ناهمگن روی چند مد نوسان می‌کند ناشی از سوزکنی فرکانسی در منحنی بهره نیست، بلکه به علت سوزکنی فضایی در توزیع فضایی و ارونی محیط فعال است. در حالیکه برای یک خط ناهمگن این امر هم از سوزکنی فرکانسی و هم از سوزکنی فضایی است. البته ناگفته نماند می‌توان از طریق روشهای مختلفی لیزر را روی یک تک خط مقید کرد تا نوسان کند.

۱- رفتار میخهای لیزرهای تک مدی و چند مدی:

وقتی آهنگ دَمِش W_p به صورت تابع پله است: فرض می‌کنیم که آهنگ دَمِش وابسته به زمان برابر این آهنگ دَمِش در حالت مستقل از زمان باشد برای $t < 0$ ، $W_p = 0$ و برای $t > 0$ ، $W_p(t) = W_p$ باشد به عنوان مثال لیزر سه ترازی (نظیر لیزر یاقوت) روی تک مد نوسان می‌کند در نظر گرفته و با در دست داشتن شرایط اولیه، رفتار زمانی محاسبه شده $N(t)$ ، $q(t)$ به ترتیب و ارونی انبوهی و تعداد فوتون‌های کاواک در شکل مقابل ملاحظه می‌کنیم.

شرایط اولیه $N(0) = -N_t$ ، $q(0) = q_i$ هستند مقدار صحیح کوچکی است که برای شروع کار لیزر لازم است.

یکی اینکه، تعداد فوتونهای کاواک $q(t)$ یک رشته منظم از قله‌هایی متوالی (میخه‌هایی) با دامنه رو به کاهش، به فاصله چند میکروثانیه را نشان می‌دهد که به آن «میخه منظم» گفته می‌شود بنابراین توان خروجی، رفتار زمانی مشابه خواهد داشت.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

دوم اینکه، وارونی انبوهی $N(t)$ در نزدیکی مقدار حالت پایا N_0 نوسان می‌کند. سوم اینکه، $N(t)$ ، $q(t)$ هر دو در نهایت به مقادیر حالت پایا (این مقادیر N_0 و q_0 در بحث لیزر سه ترازوی موج پیوسته مطرح شده‌اند) نزدیک خواهند شد. در واقع رفتار نوسانی $N(t)$ ، $q(t)$ در شکل، ناشی از تأخیر زمانی است که فوتونها صرف می‌کنند تا تغییر وارونی انبوهی مورد نظر را دنبال کنند. بدین ترتیب، هنگامی که $N(t)$ برای اولین مرتبه به مقدار N_0 در لحظه $t \approx 4\mu s$ می‌رسد، شرط آستانه حاصل می‌شود، و لیزر شروع به نوسان می‌کند.

ولی، فوتونهای کاواک مدتی وقت لازم دارند که از مقدار اولیه (که با گسیل خودبخود حاصل می‌شوند) رو به افزایش بگذارند در این مدت زمان به علت ادامه فرآیند دمش، $N(t)$ از N_0 بیشتر می‌شود. ولی وقتی $q(t)$ به اندازه قابل توجهی زیاد شود، به علت آهنگ سریع گسیل القایی، $N(t)$ شروع به کاهش می‌کند. پس در زمان متناظر به ماکزیمم $N(t)$ ، $q(t)$ به مقدار N_0 برمی‌گردد این نتیجه به آسانی از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$\dot{N} = W_p(N_t - N) - 2BqN - \frac{(N_t + N)}{\tau}$$

$$N = \frac{1}{V_a B \tau_c} = N_0 \quad \text{چون هنگامی که } \frac{dq}{dt} = 0 \text{ است داریم:}$$

مقدار $N(t)$ باز هم با آهنگ سریع گسیل القایی از N_0 پایین تر می‌آید. بدین ترتیب لیزر پایین تر از آستانه می‌رود و کارش متوقف می‌شود.

مجدداً با فرآیند دمش، انبوهی $N(t)$ بالا می‌رود تا دوباره آستانه حاصل شود ($t \approx 6\mu s$) و تعداد فوتونهای کاواک $q(t)$ مجدداً افزایش می‌یابد، و این عمل مرتب تکرار می‌شود و چون نهایت به حالت پایا می‌رسیم، پس به شرایط عمل پایدار می‌رسیم. بحث فوق تنها شامل نوسان تک مدی است. اگر پهنای خط گذر لیزر بسیار بزرگتر از فاصله مد باشد بهتر است از نوسان چند مدی استفاده کنیم این بحث نظری در مورد نوسان چندمدی پیچیده است چرا که گذشته از اینکه تعداد کل فوتونهای کاواک باید با کلیه مدهای نوسانی جمع زده شود، بلکه برای به حساب آوردن تداخل زمانی و فضایی مدها، لازم است که به همان تعداد مدهای نوسانی که وجود دارد، به همان تعداد هم معادله برای میدان الکتریکی موج الکترومغناطیسی (دامنه و فاز) معادله نوشته شود. پس رفتار زمانی خروجی لیزر چند مدی ساده نیست و نمونه آن در لیزر حالت جامد شکل مقابل دیده می‌شود که خروجی لیزر

متشکل از قطاری از تپهاست که فاصله زمانی نامنظم دارد و دامنه کتره‌ای است (میخه نامنظم) بعلاوه نوسان تمایل به کسب حالت پایا را ندارد. این امر بدلیل آن است که مدها نوسانی اغلب از یک میخه به میخه بعدی و یا از یک دسته میخه به دسته بعدی میخه تغییر می‌کنند این پدیده جهش مد (Mode Hopping) خروجی لیزر چند مدی نامنظم، تحت

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شرایطی می تواند رفتار حالت منظم (مربوط به یک لیزر تک مدی) را داشته باشد و این در صورتی است که تعداد مدهای نوسانی خیلی زیاد باشد و همزمان فازهای مربوط به میدانهای الکتریکی کتره‌ای باشند. در این مورد شدت کل نور برابر است با مجموع شدتهای هر یک از مدها و بنابراین می توانیم برحسب Q بحث کنیم و همینطور بایستی فاصله فرکانسی بین مدها در مقایسه با پهنای خط لیزر خیلی کوچک باشد (تشدیدکننده بلند) و اتلاف برای هر مد زیاد باشد و پهنای خط مد قابل مقایسه یا بزرگتر از فاصله فرکانس مدها باشند ضمن اینکه اتلاف تقریباً برای کلیه مدها یکسان باشد. پس به جای مفهوم مد کاواک، کاواک باید به منزله یک سیستم فیدبک غیرتشدیدی در نظر گرفته شود.

۲- تکنیک سوئیچ Q-Switching

در مورد تکنیک سوئیچ Q باید گفت که این تکنیک ایجاد تپهای لیزری با مدت کوتاه (ns) نانوثانیه و پر قدرت (MW) مگاوات را میسازد. اصول این تکنیک چنین است: فرض می کنیم که یک بستاور در داخل کاواک قرار گرفته باشد. اگر بستاور بسته باشد عمل لیزر انجام نخواهد شد و وارونی انبوهی می تواند بسیار زیاد شود. ولی اگر بستاور بطور ناگهانی باز شود، بهره لیزر بسیار بیشتر از تلفات آن خواهد شد و انرژی ذخیره شده بصورت تپ کوتاه و شدیدی رها می شود. چون این تکنیک مستلزم سوئیچ کردن عامل کیفیت کاواک از یک مقدار پایین به یک مقدار بالاست، سوئیچ Q نامیده می شود. پس در عمل به شرط آنکه باز شدن بستاور تنها در مدت زمانی کوتاه نسبت به زمان ایجاد تپ لیزر انجام گیرد، خروجی لیزر در واقع از یک تپ گول آسا تشکیل می شود که در این حالت به آن سوئیچ سریع می گویند. در مورد سوئیچ آهسته ممکن است تپهای چندتایی ایجاد شود و انرژی ذخیره شده در محیط پیش از عمل سوئیچ بصورت سربه‌های پله‌ای تخلیه شود. هر پله مربوط به گسیل یک تپ است. هر تپ بهره لیزر را پایین تر از آستانه لحظه‌ای می برد. بدین ترتیب از نوسان بعدی جلوگیری بعمل می آورد تا مجدداً سوئیچ اتلاف کاواک لیزر را کاهش دهد و آستانه کاهش یابد.

اصول نظری سوئیچ Q:

شرطی که لیزر روی یک تک مد عمل کند، برای لیزر چهارترازی و سه ترازای رفتار دینامیکی در مدت زمان سوئیچ Q از مقدار q و \dot{N} مربوطه هر کدام بدست می آید. در مورد سوئیچ سریع میدانیم که در آن سوئیچ تلفات کاواک در زمانی بسیار کوتاهتر از زمان شکل گیری تابش لیزری است. پس در زیر بخاطر سادگی صرفاً سوئیچ سریع را تشریح خواهیم داد. در مورد نظامهای عملکرد لیزر، لیزرهای سوئیچ Q شده به یکی از دو طریق زیر بر حسب انتخاب می توانند عمل کنند:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

الف: عمل تپی (پالسی) که در این مورد آهنگ دَمِش $W_p(t)$ به صورت یک تپ با مدت زمان مناسب است. وارونی انبوهی $N(t)$ قبل از سوئیچ Q تا مقدار ماکزیممی زیاد شود و سپس رو به کاهش می‌گذارد. Q کاواک در لحظه که $N(t)$ ماکزیمم است سوئیچ می‌شود (لحظه $t=0$). از لحظه $t>0$ ، تعداد فوتونها بیشتر می‌شوند و این منجر به تپی می‌شود که قله‌اش در زمان t_d است. به علت زیاد شدن تعداد فوتونها، وارونی انبوهی $N(t)$ از مقدار اولیه N_i (در لحظه $t=0$) تا مقدار نهایی N_f که پس از اتمام تپ باقی می‌ماند، کاهش می‌یابد (استفاده از بستاورهای الکترواپتیکی و مکانیکی و جذب‌کننده‌های اشباع‌پذیر برای عمل تپی متداول است)

ب: عمل دَمِش پیوسته، با سوئیچ Q پی در پی، دَمِش موج پیوسته‌ای W_p به لیزر اعمال می‌شود و تلفات کاواک بطور تناوبی کاهش داده می‌شود. خروجی لیزر متشکل از قطار پیوسته‌ای از تپهای نورانی در حالیکه وارونی از مقدار اولیه N_i (قبل از سوئیچ Q) تا مقدار نهایی N_f (پس از تپ سوئیچ Q) متناوباً نوسان خواهد کرد. لیزرهایی که با موج پیوسته دَمِش یافته‌اند، دارای بهره پایین‌تری

نسبت به لیزرهای تپی (پالسی) هستند (استفاده از بستاورهای مکانیکی و اغلب مواقع سوئیچهای Q آلوستوایتیکی برای عمل پیوسته متداول است). ابتدا یک لیزر چهارترازی را بشرطی که روی یک تک‌مُد و با نظام تپی (پالسی) pw عمل کند، بررسی می‌کنیم. در اینجا برای سادگی تنها مورد سوئیچ سریع را بحث می‌کنیم و صرفاً به طور خلاصه نتایج را بررسی می‌کنیم.

در این حالت معادلات بصورت زیر ساده می‌شوند:

$$\dot{N} = -BqN$$

$$\dot{q} = (VaBN - \frac{1}{\tau_c})q$$

انبوهی N_p مربوط به قله تپ فوتون (یعنی وقتی $\dot{q} = 0$ می‌شود) و برابر:

$$N_p = \frac{1}{V_a B \tau_c} = \frac{\gamma}{\delta L}$$

N_p که دقیقاً همان وارونی بحرانی لیزر است و N_f وارونی نهایی و N_i وارونی اولیه پس وقتی $(N_i - N_f)$ وارونی قابل استفاده و این وارونی می‌تواند تعداد فوتون $(N_i - N_f)Va$ را ایجاد کند، مستقیماً از این تعداد فوتونها که محیط گسیل

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

$$\frac{N_i - N_f}{N_i} = \frac{N_p}{N_i} \text{Ln} \frac{N_i}{N_f} \quad \text{بصورت انرژی خروجی قابل استفاده است پس داریم:} \quad \frac{\gamma_1}{2\gamma}$$

کمیت $\frac{N_i - N_f}{N_i}$ در این رابطه «ضریب بهره گیری وارونی» (ضریب بهره گیری انرژی) است.

در واقع می توانیم تغییرات این ضریب بهره گیری انرژی را برحسب نسبت $\frac{N_i}{N_p}$ نشان دهیم و میدانیم برای مقادیر

بزرگ $\frac{N_i}{N_p}$ این ضریب به واحد نزدیک می شود. هنگامی که انرژی خروجی و قله توان معلوم باشند، می توانیم یک مقدار

تقریبی $\Delta\tau_p$ برای پهنای تپ، با تعریف آن بصورت:

$$\Delta\tau_p = \frac{E}{P_{IP}}$$

بدست آوریم پس از روابط داریم:

$$\Delta\tau_p = \tau_c \frac{N_i - N_f}{N_p \left[(N_i/N_p) - \text{Ln}(N_i/N_p) - 1 \right]}$$

تأخیر زمانی τ_d بین قله تپ و زمان سوئیچ Q را می توان تقریباً برابر با زمان لازم برای رسیدن تپ به مقدار مثلاً

$$\frac{q_p}{10} \quad \text{در نظر گرفت پس با قراردادن} \quad q \approx \frac{q_p}{10} \quad \text{و} \quad q_i \approx 1 \quad \text{داریم}$$

$$\tau_d = \frac{\tau_c}{x-1} \text{Ln}\left(\frac{q_p}{10}\right)$$

البته برای لیزر دمیده شده پیوسته ای که پی در پی سوئیچ Q شده باشد محاسبه به طریقی مشابه انجام می گیرد.

انواع روشهای سوئیچ Q:

سیستمهای سوئیچ زیر بیشترین کاربرد را دارند:

(الف) بستاورهای الکترواپتیکی: در این بستاور از اثر الکترواپتیکی مناسبی نظیر اثر پاکلز استفاده می شود.

(ب) بستاورهای مکانیکی: از طریق چرخش یکی از آینهها برای ایجاد تپ چندگانه تا سرعت چرخش زیاد باشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ج) بستاور با استفاده از جذب کننده اشباع پذیر: که ساده ترین روش Q سوئیچ است در این مورد بستاور متشکل از سلول حاوی جذب کننده اشباع پذیر مناسبی در طول موج لیزری است. معمولاً این ماده بصورت محلولی از یک رزین اشباع پذیر است. مثلاً برای لیزر Nd:YAG، رزین متداول BDN است.

د) سوئیچهای Q آکو ستوایپتیکی: مدوله ساز متشکل از یک قطعه ماده شفاف اپتیکی که به آن یک موج فرا صوتی بوسیله تراگذر پیزوالکتریک وارد می شود.

۳- قفل شدگی مُد:

تکنیک قفل شدگی مُد امکان ایجاد تپهای لیزری فرا کوتاه P_s و با قله توان بسیار بلند جیگاوات (GW) را فراهم می کند. قفل شدگی مُد به وضعیتی گفته می شود که مدهای کاواک با دامنه یکسان با فازهای قفل شده مجبور به نوسان شوند. برای قفل شدن فاز، مدهای نوسانی برای ایجاد تپهای نورانی کوتاه مدت تداخل می کنند. وقتی $\Delta\omega$ اختلاف فرکانس بین دو مد متوالی و ω_0 فرکانس مد مرکزی است برای سادگی میدان را در نقطه ای که فاز مُد مرکزی صفر است، بررسی می کنیم. یعنی فاصله فرکانسی $\Delta\omega$ بین دو مد طولی متوالی برابر:

$$\Delta\omega = \frac{\pi c}{L}$$

که در آن L طول کاواک است. فاصله زمانی دو تپ متوالی از رابطه زیر بدست می آید:

$$\tau_p = \frac{2\pi}{\Delta\omega} = \frac{2L}{c}$$

این زمانی است که برای یک رفت و بازگشت در داخل کاواک صرف می شود. بنابراین رفتار نوسانی را نیز می توان بصورت یک تپ تصور کرد که در کاواک به عقب و جلو در حرکت است. مدت زمان $\Delta\tau_p$ تمام پهنا در نیم ماکزیمم $A^2(t)$ یعنی تیزی هر تپ لیزری تقریباً برابر است با:

$$\Delta\tau_p \approx \frac{1}{\Delta V_{osc}}$$

که در آن ΔV_{osc} کل پهنای نوار نوسانی است.

بدین ترتیب می توان مشاهده کرد که برای تپهای بسیار کوتاه مدت، پهنای نوار نوسانی باید زیاد باشد. بدیهی است این پهنای نوار نمی تواند از پهنای نوار بهره لیزر بیشتر شود، این بدان معناست که برای لیزرهای گازی، نوعاً نمی توان تپهای کوتاهتر از حدود ۰/۱ ns را بدست آورد. ولی برای لیزرهای حالت جامد و رزینهای، تپهای ۱ ps یا حتی کمتر از آن را می توان داشت پس از این طریق توانهای با قله بزرگ بدست می آید در واقع توان قله با $(2n+1)^2 A^2$ متناسب است، در

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

حالی که برای فازهای کتره‌ای، توان برابر است با مجموع توانهای تمامی مدها و از این رو متناسب است با $(2n+1)A^2$. که در آن دامنه برابر است با:

$$A(t) = E_0 \frac{\sin [(2n+1)(\Delta\omega t + \phi)/2]}{\sin [(\Delta\omega t + \phi)/2]}$$

بنابراین افزایش توان قله ناشی از قفل شدگی مُد برابر است با تعداد مُدهای قفل شده، که برای یک لیزر حالت جامد، معمولاً این تعداد بین 10^3 و 10^4 در تغییر است. در عین حال، قفل شدگی مُد روی توان متوسط اساساً بدون تأثیر است. متداول‌ترین روشهای که برای قفل شدگی مُد به کار می‌روند متعلق به یکی از دو دسته زیر هستند:

(الف) قفل شدگی مُد بوسیلهٔ مدوله‌ساز فعال که با سیگنالی خارجی کار می‌کند (قفل شدگی مُد فعال)

(ب) قفل شدگی مُد بوسیله ماده مناسب اپتیکی غیرخطی (قفل شدگی مُد انفعالی)

برای تشریح روش نخست فرض کنیم که در داخل کاواک یک مدوله‌ساز که به وسیله سیگنالی خارجی کاری کند

قرار دهیم بدین ترتیب اتلاف سینوسی متغیر نسبت به زمان در فرکانس $\Delta\omega'$ حاصل می‌شود. اگر $\Delta\omega' \neq \Delta\omega$ باشد، این اتلاف دامنه انرژی هر مُد کاواک را مدوله خواهد کرد. ولی اگر $\Delta\omega' = \Delta\omega$ باشد، هر مُد دارای مدوله‌سازی دامنه در کنار نوارها خواهد بود که فرکانسهای مُدهای مجاور در انطباق است. بنابراین معادله میدان یک مُد کاواک مفروض شامل جملاتی خواهد بود که از مدوله‌سازی دو مُد مجاور هم ناشی می‌شود. بنابراین مُدهای کاواک جفت می‌شوند و فازها تمایل به قفل‌شدگی پیدا می‌کنند. این نوع قفل شدگی غالباً به عنوان مدوله‌سازی دامنهٔ (AM) قفل شدگی مُد معروف است و می‌توان نشان داد که اگر مدوله‌ساز به یکی از آینه‌های انتهایی نزدیک شود به رابطهٔ فازی $\phi_L - \psi_{L-1} = \phi$ بدست می‌آید، منجر می‌شود.

یعنی ϕ_L مُدها قفل شده باشند که ϕ یک ثابت است مثلاً مورد $2n+1$ مُد طولی را که با دامنهٔ یکسان E_0 نوسان می‌کنند. روش دیگر قفل شدگی مُد استفاده از یک مدوله‌ساز فعال است که طول مسیر اپتیکی‌اش (به جای اتلاف اپتیکی) در فرکانس $\Delta\omega$ مدوله می‌شود. در این مورد باز هم می‌توان نشان داد که فازها، با رابطه‌ای متفاوت با رابطهٔ ارائه شده بالا قفل می‌شوند. با این حال، مجدداً تپهای کوتاهی بدست می‌آید که مدتشان از مرتبهٔ عکس پهنای نوار نوسانی است. چون این نوع مدوله‌ساز طول کاواک و از این رو فرکانسهای تشدید آن را مدوله می‌کند، این روش قفل شدگی مُد غالباً مدوله‌سازی فرکانس (FM) قفل شدگی مدل خوانده می‌شود.

طرز عمل هر دو قفل شدگی مُد AM و FM را شاید بتوان در حوزهٔ زمانی سریعتر از حوزهٔ فرکانسی درک کرد.

برای مورد AM، رفتار زمانی تلفات کاواک γ را که در فرکانس $\Delta\omega'$ مدوله شده است در شکل مقابل نشان می‌دهد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فرض خواهیم کرد که مدوله ساز در یک انتهای کاواک قرار گرفته باشد. اگر $\Delta\omega' = \Delta\omega$ باشد، زمان تناوب مدوله سازی،

T' ، با زمان رفت و بازگشت نور در کاواک $\frac{2L}{C}$ ، برابر خواهد شد. در این مورد همانطور که ملاحظه می شود تپهای نوری

در کاواک ایجاد می شوند، زیرا تپی که در لحظه t_m در مینیمم اتلاف از مدوله ساز عبور می کند پس از زمان $\frac{2L}{C}$ وقتی

مجدداً اتلاف مینیمم است به مدوله ساز باز خواهد گشت. همینطور اگر در ابتدا ماکزیمم تپ در لحظه ای متفاوت با t_m رخ

دهد، تپ بوسیله اتلاف متغیر نسبت به زمان، γ طوری تغییر شکل خواهد داد که زمان مربوط به ماکزیمم آن به t_m

متمايل شود. (برای مُد FM نیز استدلالی مشابه می شود) در این مورد همانطور که در قسمت (ب) شکل دیده می شود، به

جای اتلاف مدوله ساز ضریب شکست n مدوله ساز بصورت سینوسی تغییر می کند و تپهای نوری یا در مینیمم $n(t)$

(خطوط توپُر) رخ می دهند یا در ماکزیمم $n(t)$ (خطوط نقطه چین).

برای آنکه قفل شدگی مُد انفعالی را توضیح دهیم وقتی کاواک لیزر شامل یک جذب کننده اشباع پذیر است،

کافیست که جذب کننده ایده آلی را در نظر بگیریم که فقط دو تراز دارد و فرکانس گزارش منطبق با فرکانس لیزری است.

در مورد اینکه جذب کننده اشباع پذیر منجر به قفل شدگی مُد می شود، دو مُد مجاور هم لیزر را در نظر می گیریم. اگر هر دو

مُد نوسان کنند، برهمکنش میدانهای مربوط به آنها با جذب کننده اشباع پذیر، به اختلاف انبوهی بین ترازهای پایینی و

بالایی منجر می شود که شامل یک جمله نوسانی در اختلاف فرکانس دو مُد است، در واقع این جمله یک اتلاف متغیر

نسبت به زمان در داخل کاواک را توصیف می کند و بنابراین هر مُد را به دو مُد همسایه اش جفت می کند. بدیهی است که

اگر زمان فرو افت جذب کننده τ ، بسیار سریعتر از عکس فرکانس فاصله مُد باشد، تنها می توان یک اختلاف انبوهی متغیر

نسبت به زمان را در جذب کننده ایجاد کرد. رهیافت دیگر فرآیند قفل شدگی مُد انفعالی تو صیف آن در حوزه زمانی است.

فرض می کنیم که جذب کننده اشباع پذیر در یک سلول نازک متصل به یکی از آینه های کاواک جا گرفته باشد.

اگر ابتدا مُدها قفل نشده باشند شدت هر یک از دو موج رونده در کاواک از یک رشته تپهای نوری کتره ای که با

۱ و ۲ نشان داده شده اند، تشکیل خواهد شد. در نتیجه اشباع جذب کننده، تپ ۱ در شکل که شدتش بیشتر است،

کمترین تضعیف را در جذب کننده خواهد داشت. این تپ سریعتر از بقیه رشد می کند و پس از چندین رفت و برگشت

عاقبت در وضعیتی که در شکل (ب) نشان داده شده مستقر می شود و یک تپ پر شدت قفل شدگی مُد باقی می ماند. تاکنون

قفل شدگی مُدی را که بوسیله مدوله سازی تلفات کاواک ایجاد می شود بررسی کرده ایم. ولی ممکن است که قفل شدگی مُد

با مدوله کرده بهره لیزر حاصل شود نه با مدوله کردن تلفات لیزر. برای لیزرهایی که با لیزر دیگری دَمش می یابند این کار

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

معمولاً با دمیش با یک لیزر قفل شده مدی و تنظیم طول L کاواک لیزر دوم انجام می شود، بطوریکه زمان تکرارپذیری

لیزر دوم $(\frac{2L}{C})$ برابر باز مان تکرارپذیری لیزر دمیش باشد. بدین ترتیب تپهای قفل شدگی مد لیزر دوم با تپهای دمیش

همزمان می شوند و این روش معمولاً قفل شدگی مد بو سیله دمیش همزمان خوانده می شود. توجه کنید که در این روش ، زمان فروافت وارونی در لیزر دوم باید به اندازه کافی سریع باشد (یعنی از مرتبه زمان گذر کاواک) ، تا بهره متناظر با آن واقعاً بتواند به مقدار قابل ملاحظه مدوله شود. بنابراین این روش غالباً برای لیزرهای رزینهای و مرکز رنگی که برای حالت بالایی طول عمرهای کوتاه (چندنانوثانیه) دارند بکار برده می شود.

در وضعیت نظامهای عملکردی، لیزرهای قفل شده مدی می توانند یا با دمیش تپی یا دمیش موج پیوسته کار کنند. در

وضعیت تپی شکل الف، مدت زمان کلی تپهای قطار قفل شدگی مد، $\Delta\tau_p'$ ، در بعضی موارد با زمان تپ دمیش تعیین

می شود. بعنوان مثال این امر برای لیزرهای رزینهای Dye laser تپی که $\Delta\tau_p'$ حدود چند میکروثانیه باشد صادق است. ولی در بعضی مواقع (مثلاً در لیزرهای حالت جامد که

از جذب کننده اشباع پذیر استفاده می شود، وجود جذب کننده اشباع پذیر منجر به هر دو عمل سوئیچ Q و قفل شدگی مد می شود. در این مورد مدت زمان $\Delta\tau_p'$ قطار قفل شدگی مد با مدت زمان $\Delta\tau_p$ تپ سوئیچ Q شده مطابق با محاسبه

چند نانوثانیه بدست می آید. در مورد تپی، مدوله ساز الکترواپتیکی سلول پاکلز، که در آن ولتاژ روی سلول پاکلز بطور سینوسی مدوله شده است، یا سلول جذب کننده اشباع پذیر متداولترین عناصر قفل شدگی مدی هستند که به کار برده می شوند.

برای قفل شدگی مد موج پیوسته شکل ب)، لیزر بصورت موج پیوسته دمیده می شود و معمولاً قفل شدگی مد یا

بوسیله جذب کننده اشباع پذیر یا بوسیله مدوله ساز آکوستوآپتیکی حاصل می شود که در آن تراگذر در فرکانس $\Delta\omega$ مربوط

به اختلاف فرکانس بین دو مد طولی متوالی کار می کند. جدول زیر شرایط عمل را برای برخی از متداولترین لیزرهای قفل شده مدی خلاصه می کند.

معادلات آهنگ مربوط به لیزر سه تراز (۱،۲،۳)

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

تحلیل لیزر سه ترازی به طریقی مشابه با لیزر چهارترازی صورت می گیرد در شکل مقابل باز هم تراز دَمِش را فقط

یکی فرض می کنیم و اگر گذر $2 \rightarrow 3$ به اندازه کافی سریع باشد، باز هم می توانیم قرار بدهیم $N_3 \approx 0$ آنگاه معادلات

آهنگ به همان طریق قبل نوشته می شود یعنی رفتار استاتیکی و دینامیکی یک لیزر سه تراز را بیان می کند.

$$\begin{cases} N_1 + N_2 = N_t \\ \dot{N}_2 = W_p N_1 - Bq(N_2 - N_1) - \left(\frac{N_2}{\tau}\right) \\ \dot{q} = V_a Bq(N_2 - N_1) - \frac{q}{\tau_c} \end{cases}$$

$$\begin{cases} B = \frac{\delta L C_0}{V_a L'} = \frac{\delta c_0}{V} \\ \tau_c = \frac{L'}{\gamma C_0} \end{cases}$$

این معادلات را نیز می توان با متغیرهای $N(t)$, $q(t)$ تقلیل یابند.

$$\begin{cases} \dot{N} = W_p (N_t - N) - 2BqN - \frac{(N_t + N)}{\tau} \\ \dot{q} = [V_a BN - \left(\frac{1}{\tau_c}\right)]q \end{cases}$$

البته معادلات آهنگ برای وارونی انبوهی قدری اختلاف دارند (مثلاً $-2Bqn$ - گسیل القایی برای یک لیزر سه تراز

با BqN - برای یک لیزر چهار تراز) این اختلاف ضریب ۲ از اینجا ناشی می شود که گسیل یک فوتون در یک لیزر سه

ترازی، وارونی انبوهی به اندازه ۲ واحد تغییر می کند یعنی N_2 یک واحد کم می شود و N_1 یک واحد افزایش می یابد. در

حالی که در یک لیزر چهارترازی تغییر انبوهی فقط ۱ واحد است یعنی هنگامی که N_2 به اندازه یک واحد کم می شود، N_1

(به علت فرد افت سریع $0 \rightarrow 1$) تقریباً بدون تغییر باقی می ماند (یعنی صفر).

رفتار لیزر سه تراز برای موج پیوسته CW

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

وارونی آستانه با قراردادن $\dot{q} = 0$ بدست می آید بدین ترتیب رابطه $N_c = \frac{1}{BV_a \tau_c} = \frac{\gamma}{\delta L}$ را خواهیم داشت

که همان رابطه مربوط به لیزر چهارترازی است. حال آهنگ دَمِش بحرانی را با قرار دادن $\dot{N} = 0$, $q = 0$, $N = N_c$ بدست می آید:

$$W_{cp} = \frac{(N_t + N_c)}{(N_t - N_c)\tau}$$

توجه کنید که عملاً برای لیزر سه ترازی (مثل لیزر چهار ترازی) داریم $N_c \ll N_t$. پس معادله به $W_{cp} \approx \frac{1}{\tau}$

تقلیل می یابد و به ازای یک مقدار τ آهنگ دَمِش بحرانی برای لیزر چهارترازی با ضریب $\frac{N_c}{N_t}$ کوچکتر از آهنگ دَمِش بحرانی برای لیزر سه ترازی است و این همان اساس برتری کار با لیزر چهار ترازی است. با آستانه بالا، وارونی موج پیوسته N_0 و تعداد فوتون موج پیوسته q_0 ، با قرار دادن $\dot{N} = \dot{q} = 0$ بدست می آید. ملاحظه می کنیم که درست مثل لیزر چهارترازی، N_0 برابر است با N_c در حالیکه q_0 به قرار زیر بدست می آید.

$$\begin{cases} N_0 = \frac{1}{V_a B \tau_c} = N_c \\ q_0 = \frac{V_a (N_t + N_0) \tau_c}{2\tau} (x - 1) \end{cases}$$

پس به کمک رابطه توان خروجی، توان خروجی از یک آینه بصورت زیر بدست می آید:

$$P_1 = \frac{V_a (N_t + N_0) \hbar \omega}{2\tau} \left(\frac{\gamma_1}{2\gamma} \right) (x - 1)$$

برای حصول جفت شدگی خروجی بهینه (جفت شدگی خروجی صفر $\gamma_1 = 0$) در یک لیزر سه ترازی، معادلات

شبه چهار ترازی هستند یعنی برای یافتن تراگسیل بهینه می توان از رابطه توان خروجی P_1 استفاده کرد و شرط:

$\frac{dp_1}{d\gamma_1} = 0$ را به کار برد. در یک آهنگ دَمِش ثابت، برای تراگسیل T_1 آینه خروجی، مقدار بهینه ای وجود دارد که توان

خروجی را ماکزیمم Max می کند دلیل وجود این مقدار بهینه این است که با افزایش T_1 ، دو موقعیت پیش می آید: الف:

به علت افزایش تراگسیل، توان خروجی تمایل به افزایش دارد. (ب) چون افزایش تلفات کاواک موجب می شود که تعداد

فوتونهای q_0 کاواک کم شود، توان خروجی تمایل به نقصان دارد و این کاهش توان نتیجه شرایط کاری غیربهینه تراگسیل

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

است پس در این حالت خیلی نزدیک به آستانه کار می‌کنیم. ولی حتی اگر خیلی بالاتر از آستانه باشیم، توان خروجی نسبت به تغییر جفت شدگی خروجی در اطراف مقدار بهینه نسبتاً غیرحساس می‌شود. البته تغییرات جفت شدگی خروجی به مقدار ۵۰٪، تنها موجب ۱۰٪ کاهش در توان خروجی می‌شود.

رفتار لیزر سه تراز برای موج تپی (پالسی)

رفتارگذاری لیزر مستلزم حل معادلات \dot{N} و \dot{q} لیزر سه تراز است. همانطور میدانیم در مورد توزیع ترازمندی انبوهی بین دو تراز انرژی، باید آهنگ برانگیختگی برای تراز بالایی لیزر بزرگتر از این آهنگ در تراز پایین تر باشد و همینطور باید فروافت تراز بالایی لیزر سریعتر از تراز پایین لیزر باشد، تا لیزر با عمل تپی (نظام پالسی) PW کار کند و لازمه این امر اینست که دو شرط $N_2 > N_1$ و $\tau_1 > \tau_2$ نقض نشود و این نامساویها برقرار نباشند و ضمن اینکه باید تپ دَمیش کوتاهتر یا قابل مقایسه با طول عمر تراز بالایی لیزر τ باشد.

بدین ترتیب با داشتن شرایط اولیه، آهنگ دَمیش وابسته به زمان $W_p(t)$ رفتار زمانی تعداد کل فوتونها در کاواک $q(t)$ و وارونی $N(t)$ را پیدا می‌کنیم. معادلات مربوطه شبیه به لیزرهای چهارترازی است لذا حل تحلیلی کلی غیرممکن است.

WikiPower.ir

انواع لیزر:

لیزرها بطور کلی از نظر فیزیکی به چهار دسته تقسیم می‌شوند:

- ۱- لیزرهای جامد (solid state lasers) که از معروفترین آنها لیزر یاقوت و نیز لیزر Nd:YAG است.
- ۲- لیزرهای مایع (Dye laser) که از رنگهای آلی در محلولهای الکل برای گسیل لیزری استفاده می‌شود.
- ۳- لیزرهای گازی نظیر هلیوم نئون، آرگون، کریپتون یونی و گاز کربونیک.
- ۴- لیزرهای نیمه رسانا (semi conductor lasers) نظیر GaAs و یا GaAlAs که به لیزرهای نیمه هادی یا دیودی و (IR) از آنها نام می‌برند.

و همینطور لیزرها برحسب قدرت خروجی لیزر طبقه بندی می‌شوند که عبارتند از:

الف) لیزرهای پر قدرت: قدرت خروجی این نوع لیزرها بالا بوده و اثرات حرارتی زیادی دارند و در پزشکی و جراحی

مورد استفاده قرار می‌گیرند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ب) لیزرهای با قدرت متوسط: این لیزرها اثرات حرارتی کمتر و اثرات نوری شمیایی زیادتری دارند.

ج) لیزرهای کم قدرت: این لیزرها قدرت خروجی پایینی (در محدوده میلی وات mw) دارند و اثر حرارتی ندارند.

کلاس بندی معتبرتری هم اکنون در مورد لیزرها در انستیتوی استانداردهای بین المللی آمریکا Ansi بوجود آمده

بر مبنای اثرات اشعه لیزر بر شبکیه چشم و پوست بدن است بر این اساس چهار نوع لیزر:

Class I - اشعه این لیزرها خطرناک نبوده، حتی اگر شعاع نور آن با حداکثر میزان قدرت روی چشم یا پوست بدن

به مدت طولانی بتابد.

Class II - اشعه این لیزرها نیز خطرناک نیست، ولی در صورتیکه بیشتر از حد معینی بطور دائمی به منبع نورانی

نگاه شود، برای چشم انسان زیان آور خواهد بود.

Class III - این گروه از لیزرها ممکن است در یک فاصله زمانی تابش کمتر از زمان واکنش معمولی چشم (Reflex

۰/۲۵ ثانیه) خطرناک باشند. اما قادر به ایجاد صدمه جدی به پوست بدن نیستند. این گروه از لیزرها به دو دسته A و B

تقسیم می شوند.

Class III A: شامل لیزرهایی است که توان کمتری از قدرت های پنج برابر میزان (Maximum MPE

Permissible Emission) داشته باشند.

Class III B: شامل آن دسته از لیزرهایی است که اگر مستقیماً و یا غیرمستقیماً به شعاع نور آنها خیره شود، باعث

صدمه جدی به چشم و شبکیه می شوند. پیشنهاد شده است که در کاربرد این لیزرها، حتماً از عینکهای حفاظتی استفاده

شود.

به عنوان مثال لیزرهای گازی کم قدرت و لیزرهای هیلیم نئون (He-Ne) و نیمه رسانا (دیودی) **Class IV** - اشعه این

گروه از لیزرها باعث ایجاد صدمه به پوست و چشم می شود حتی اگر نور آنها در اثر انعکاس، به بدن انسان برخورد پیدا

کند، از قبیل لیزرهای جراحی.

در این تحقیق صرفاً لیزرهایی که در **Class III B** مطرح هستند بسنده می کنیم و این لیزرها به لیزرهای کم

قدرت **Low Power laser** یا **Cold laser** موسوم هستند و کاربرد لیزری آنها بیشتر در زمینه فیزیوتراپی است و چون

طول مدت زمان متداول پالس آنها کمتر از $1\mu s$ یک میکروثانیه است و همینطور تکرار تشعشع متوسط دارند، این لیزرها

معمولاً اثرات غیرحرارتی دارند و عبارتند از: اثر تسکینی (Relief Effect) و اثر ضدالتهابی (Inflammatory Effect) و اثر

تغذیه ای (Metabolic Effect).

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

تقسیم بندی لیزرها برحسب نوع انتشار نور لیزر نیز حائز اهمیت است و آنها را می توان عمدتاً به دو دسته تقسیم کرد:

I دسته اول لیزر موج پیوسته (Continuous wave (CW) یعنی در طی انتشار موج هیچگونه تغییر زمانی در شکل گسیل نور وجود ندارد بنابراین قدرت اشعه بطور یکنواخت و یکسان در زمان معینی ثابت نگهداشته می شود. بیشتر لیزرهای گازی و البته برخی از لیزرهای حالت جامد متعلق به این دسته هستند.

II دسته دوم لیزر موج پالسی (Pulse wave (PW) یعنی در طی انتشار موج، زمان آن بین ۱۰ الی ۱۲ ثانیه کاهش یافته و سپس افزایش می یابد و یا نحوه انتشار اشعه لیزر منقطع است یعنی پیوستگی نور خروجی در لحظات معین قطع می شود. در واقع بیشتر لیزرهای جامد، لیزر Excimer و لیزر مایع (رزینه) از این دسته هستند.

پارامترهای ساختمانی اشعه لیزر:

(۱) مدت زمان متداول پالس: مدت زمان تشعشع که اساساً مشخص کننده نوع اثر بر روی بافت زنده است.
(۲) طول موج: نشان می دهد که پرتو لیزر چقدر در بافت نفوذ می کند به عبارت دیگر جذب و پراکندگی مؤثر چقدر خواهد بود.

(۳) چگالی انرژی: که مقدار آن بیانگر شرایط لازم برای وقوع یک اثر مشخص و تعیین و سعت آن می باشد یعنی تمامی اثرات مورد نظر لیزر در پزشکی توسط چگالی انرژی بین $1-1000 \text{ J/cm}^2$ حاصل می شود و این دامنه بسیار کوچکی است.

(۴) شدت بکار گرفته شده: که عبارتست از نسبت چگالی انرژی به مدت تشعشع.
در واقع مدت زمان متداول پالس به طور کلی به نوع اثر منجر می شود اثر حرارتی و اثرات غیرحرارتی که اینها تحت عنوان «قانون یک میکروثاینه» تقریب زده می شوند. یعنی پالسهای با تداوم بیش از $1 \mu\text{s}$ معمولاً با اثرات حرارتی قابل اندازه گیری هستند که از حوزه این تحقیق خارج اند. آنچه مد نظر و در چهارچوب این تحقیق قرار می گیرد، پالسهای با تداوم کمتر از $1 \mu\text{s}$ است که در صورتی که تکرار تشعشع متوسط باشد، معمولاً با اثرات غیر حرارتی قابل اندازه گیری هستند.
در جدول برخی از انواع لیزرها که هر کدام برای کاربرد بالینی ویژه ای بکار می روند نشان داده شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

جدول لیزرهای توان کم (cold laser) که براساس مدت زمان متداول پالس مرتب شده است.

مدت زمان متداول پالس	طول موج	نوع لیزر
CW	۶۳۳ nm	هلیوم - نئون He - Ne
PW/CW	۴۵۰-۹۰۰ nm	رزینه (رنگی) Dye
PW/CW	۶۷۰-۹۰۰ nm	دیود (نیمه رسانا) GaAs (IR)
۲۵۰-۱ μs	۶۹۴nm	یاقوت
۱۰۰ ns-۲۵۰ μs	۱۰۵۳nm	نودمیوم چند منظوره Nd:YLF
۱۰۰ ns-۲۵۰ μs	۱۰۶۴nm	نودمیوم چند منظوره Nd:YAG
۳۰-۱۰۰ Ps	۱۰۵۳nm	نودمیوم چند منظوره Nd:YLF
۳۰-۱۰۰ Ps	۱۰۶۴nm	نودمیوم چند منظوره Nd:YAG

این لیزرها اثرات غیرحرارتی دارند و بیشتر در تحریک بافتهای زیر جلدی مورد استفاده قرار می گیرند. اگر درجه حرارت بافت در اثر تابش نور لیزر کمتر از ۱۰ درجه سانتیگراد باشد، باعث عکس العمل های فتوشیمیایی و فتوآنزیماتیک می گردد مثل لیزر دیود و لیزر He - Ne.

معرفی لیزرهای کم توان:

لیزر یاقوت (Ruby laser):

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

اولین لیزر در سال ۱۹۶۰ توسط Maiman به عنوان لیزر یا قوت شناخته شد و برای نخستین بار به شکل Ruby laser، که در درمان بیماری آب سیاه (گلوکوم) Glaucoma استفاده می شد، بکار گرفته شود. لیزر یا قوت یکی از معروفترین لیزرهای جامد سه ترازوی است. ترازهای آن عبارتند از:

E ₃	تراز دمیش
E ₂	تراز بالایی
E ₁	تراز پایینی (پایه)

در سیستم دمیش اپتیکی، نور چشمه ای قوی به وسیله ماده فعال جذب می شود و در نتیجه اتمها به تراز بالاتر دمیش ارتقاء پیدا می کنند. در لیزر حالت جامد ساز و کار پهن شدگی خط، پهن شدگی قابل ملاحظه است که معمولاً برای این نوع لیزرها به جای ترازهای دمیش، با نوارهای دمیش سر و کار داریم و این نوارهای پهن می توانند بخش قابل ملاحظه ای از نور گسیل شده را توسط لامپ دمیش جذب کنند. در نتیجه شعاع های نورانی همدوس، در اثر پدیده نشر برانگیخته تابش، هرگاه میزان تحریک از آستانه معینی فراتر رود حاصل خواهند شد. عضو اصلی لیزر، استوانه ایی است از یاقوت صورتی حاوی ۰/۰۵٪ در صد Cr^{۳+}. قطر این استوانه از ۰/۵ تا ۱ سانتی متر و طول آن از ۲ تا ۱۰ سانتی متر. از دو سطح انتهایی و موازی این استوانه یکی بازتابنده، کامل و دیگری نیمه بازتابنده و سطح جانبی با یک دسته نور لامپ فلاش روشن می شود (مدت زمان فلاش چند هزارم ثانیه و انرژی مصرفی تا ۲۰۰۰ ژول می باشد) و تنها بخش کوچکی از این انرژی توسط استوانه جذب و باعث برانگیختگی یاقوت می شود. یعنی یاقوت این انرژی را که از منطقه بینایی Spectrum جذب کرده، به یک باریکه نورانی Beam با طول موج ۶۹۴۳ A⁰ آنگستریم تبدیل می نماید که به یون Cr^{۳+} مربوط می شود. در نتیجه شعاع های نورانی همدوس از سطح نیمه بازتابنده خارج می شوند. نور لیزر یاقوت دارای طول موج ۶۹۴ nm است که در محدوده طیف نور قرمز قابل رویت قرار دارد.

کریستال آن دارای قابلیت انتقال حرارت بالا و از اکسید آلومینیوم Al₂O₃ که در آن بعضی از یونهای AL^{۳+} آن با یون کرم Cr^{۳+} تعویض شده اند (حدود ۵٪ آن) که اتفاقاً همین درصد کرم Cr₂O₃ (تقریباً ۰/۰۵٪ درصد وزنی آن) و Al₂O₃ تهیه می کنند. در لیزر حالت جامد غالباً یونهای ناخالص Cr^{۳+} داخل شده به بلور یونی، به عنوان ماده فعال به کار می روند (یونهای ناخالص Cr^{۳+} یون فلز واسطه است) در بلور یونی فروافت بدون تابش (non radioactive decay) معمولاً در اثر برهمکنش با ارتعاشهای شبکه صورت می پذیرد. ترازهای انرژی در لیزر یاقوت، همان ترازهای یون

Cr^{۳+} در شبکه Al₂O₃ هستند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آر م سایت و به همراه فونت های لازمه

لیزر یاقوت بر اساس برهمکنش فتوشیمیایی با توان بسیار کم ($1-5\text{mw}$) بر روی بافت منجر به بهبود زخم و رشد مو در پوست می شود. لیزر یاقوت سرخ در درمان فتودینامیک به عنوان لیزر کم قدرت و فاقد کارائی در ایجاد گرما و حرارت در بافتها به کار می رود. طریقه انتشار و گسیل موج آن به صورت مداوم (پیوسته) CW در ۱ ثانیه است. نور لیزر یاقوت دارای طول موج 694 nm است که در محدوده طیف نور قرمز قابل رویت قرار دارد و مدت زمان متداول پاس آن ($1-250\ \mu\text{s}$) است و در افتالمولوژی جهت photo ablation استفاده می گردد. در این روش با تمرکز اشعه روی بافت در نقطه اصابت اشعه به بافت الکترونها جدا شده و مولکولها یونیزه می شوند و در آنجا ماده ای بین حالت مایع و گاز که به آن پلاسما اطلاق می شود، به وجود می آید که این ماده به علت اشغال حجم زیاد و ایجاد امواج صوتی - مکانیکی باعث پارگی بافت می شود سپس لیزر مثل یک چاقوی ظریف عمل می کند و طی این عمل، عوارضی چون خونریزی و عفونت بافتی ظاهر نمی شود. یک نوع لیزر یاقوت مثلاً نوری صادر می کند که با طول موج $0.69\ \mu\text{m}$ میکرون با ضربان کوتاه که یک هزارم ثانیه طول می کشد.

عمل لیزر یاقوت معمولاً روی گذار $4A_2 \rightarrow \bar{E}$ رخ می دهد تعیین خط R_1 با طول موج $\lambda_1 = 694/3\text{ m}$ (سرخ) در واقع گذرهایی که در عمل لیزر شرکت می کنند حالتی متعلق به لایه های داخلی پرنشده هستند. بنابراین میدان بلور این گذرها راتحت تأثیر قرار نمی دهد و گذرها کاملاً تیز (یعنی σ بزرگ است) و کانالهای فروافت بدون تابش نسبتاً ضعیف (یعنی τ طولانی است) هستند

در نتیجه آهنگ دمیش آستانه برای عمل لیزر به اندازه کافی پایین است: $\alpha \frac{1}{\sigma\tau} \approx 10^{-7}$ لیزر یاقوت دارای دو نوار دمیش $4F_1$ و $4F_2$ است که به ترتیب مرکز شان در طول موج های $0.42\ \mu\text{m}$ (بنفش) و $0.55\ \mu\text{m}$ (سبز) قرار دارد. این دو نوار با یک فروافت بدون تابش سریع (10^{-7} s) به هر دو حالت \bar{A}_2 و \bar{E} مربوط می شوند و چون این دو حالت اخیر نیز با فروافتی بسیار سریع (10^{-9} s) به یکدیگر مرتبط هستند، لذا در انبوهی آنها ترازمندی گرمایی برقرار می شود که منجر به انبوه شدن بیشتر تراز \bar{E} شده فاصله کانونی بین \bar{A}_2 و \bar{E} (29 cm^{-1}) در مقایسه با (KT/h) کوچک است. البته برای اینکه بتوان روی گذر $4A_2 \rightarrow \bar{A}_2$ نیز عمل لیزر انجام شود یعنی در خط R_2 با طول موج $0.6928\ \mu\text{m}$ ، می توان با استفاده از سیستمهای پاشنده به دو صورت: منشور پاشنده و یا توری پراش، استفاده کرد. اینطوری روی یک گذر دیگری می توانیم نوسان لیزری ایجاد کنیم. اغلب لیزرها روی بیش از یک گذر، بهره نشان می دهند که قویترین این گذرها معمولاً به نوسان لیزری منجر می شود. به هر حال علیرغم پیچیدگی این دو گذر، لیزر یاقوت سه

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ترازی عمل می کند. در دمای اتاق عمدتاً در نتیجه بر همکنش یونهای Cr^{3+} با فوتونهای شبکه گذر R_1 پهن شدگی همگن دارد و پهنای گذر آن (FWHM) در دمای 300K برابر است با :

$$\Delta V_0 = 11 \text{ cm}^{-1} = 330 \text{ GHz}$$

در دمای کلونین تراز $2\bar{A}$ و \bar{E} دارای طول عمر یکسان ($3 \times 10^{-3} \text{ s}$)

هستند که این طول عمر در دمای اتاق به ($4/3 \times 10^{-3} \text{ s}$) افزایش می یابد. این امر نشان می دهد که طول عمر در دمای معمولی اتاق دارای سهمی از فروافت بدون تابش non radioactive decay نیز هست. در کل خط لیزری، یک گذر غیرمجاز دوقطبی الکتریکی است پس طول عمر حالت بالایی لیزر، بلند است و اینطوری وارونی انبوهی بزرگی را تشکیل می دهند.

فرآیند دمیش Pumping در لیزر یاقوت از نوع تپی (پالسی) pw و نه از نوع پیوسته (مداوم) cw، است. سیستم دمیش دمیش اپتیکی در این لیزر طوریت که نور ناهمدوس حاصل از یک لامپ قوی به کمک سیستم انتقال اپتیکی به ماده فعال انتقال داده می شود و به وسیله ماده فعال جذب می شود. در دمیش از نوع پالسی لامپ های درخش xe و kr با فشار بالا (۴۵۰-۱۵۰۰ تور) به کار می رود که انرژی ذخیره شده در انبار خازن در لامپ درخش تخلیه می گردد. تخلیه الکتریکی در لامپ اغلب به وسیله تپ آغازگر ولتاژ بالا به الکتروود کمکی شروع می شود و این تپ آغازگر گاز را پیش یونیزه می کند.

در این موقع لامپ درخشی شدید ایجاد می کند (که دوام آن از چند میکروثانیه تا چند صد میکروثانیه است) در واقع نور چشمه ای قوی به وسیله میله استوانه (که ماده فعال محسوب می شود) جذب می شود و در نتیجه اتمها به تراز بالاتر دمیش پمپ می شوند و از تراز ۱ (پایه) به تراز ۳ ارتقاء می یابند. اگر تراز بالایی دمیش خالی باشد آهنگی که توسط آن تراز بالایی به وسیله دمیش پُر (انبوه) می شود :

$$\left(\frac{dN_p}{dt} \right)_\rho = W_p N_g$$

که در آن W_p آهنگ دمیش (Pumping Rate) و N_g انبوهی (Population) تراز پایه ۱ است.

برای حصول شرط آستانه، آهنگ دمیش W_p باید به یک مقدار آستانه بحرانی W_{cp} برسد یعنی :

$$W_{cp} = \frac{N_c}{(N_t - N_c)\tau}$$

لیزر یاقوت به این ترتیب عمل می کند :

الف (هنگام سوئیچ Q، یک تپ غول آسا با مدت زمان (۲۰-۱۰ ns)، قله توان ۵۰-۱۰ Mw خواهد بود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ب) همینطور در قفل شدگی مُد (امکان ایجاد تپهای لیزری فراکوتاه از ۱ ps تا ۱۰ ps) و با قله توان بسیار بلند (چند جیگاوات) را فراهم می کند یعنی وضعیتی که در آن مدهای کاواک با دامنه های یکسان و با فازهای قفل شده مجبور به نوسان شوند) پس ملاحظه می شود که انرژی آستانه دَمِش موردنیاز در حدود یک مرتبه بزرگتر از این انرژی در لیزر Nd:YAG است به همین دلیل امروزه بیشتر از لیزرهای نئودیمیم یا نئودیمیم - شیشه Nd:glass استفاده می شود البته لیزرهای یاقوت می توانند به صورت موج پیوسته CW با لامپ جیوه فشار بالا عمل کند و هنوز هم برای برخی از کاربردهای علمی نظیر تمام نگاری تپی و آزمایشهای فاصله یابی استفاده می شود .

لیزر یاقوت عموماً به نوسان روی چندین مُد تمایل دارد (به جایی اینکه روی یک تک مُد نوسان کند) و منشاء این رفتار اینست که فاصله فرکانسی مُدها معمولاً کوچکتر از پهنای بهره است (غالباً خیلی کوچکتر) و همینطور نوسان چند مُدی برای یک خط همگن در مورد لیزر یاقوت ناشی از سوزکنی در منحنی بهره نیست (سوزکنی فرکانسی) بلکه به علت سوزکنی در توزیع فضایی وارونی غیرتهی (تهی نشده) محیط فعال است (سوزکنی فضایی)

مزایای لیزر یاقوت :

- ۱- جذب اندک به وسیله هموگلوبین.
- ۲- حداقل آزدگی و آسیب به شبکیه چشم (کاربرد افتالمولوژی).
- ۳- جذب لیزر از طریق اپی تیلیوم رنگدانه دار شبکه ملانین و برای درمان پارگی شبکیه، دژنراسانس های رنگدانه ای محیطی و دژنراسانس لاتیس بسیار مفید است .

معایب لیزر یاقوت :

- ۱- قدرت انعقاد محدودی دارد و قادر نیست مناطق کوچک را منعقد نماید .
 - ۲- اثر کوتاه مدت و توأم با ضربان همراه انتشار حرارتی حداقل .
- لیزر یاقوت وسیله بسیار مناسبی جهت اتصال قطعات شبکیه به لایه کوریوئید زیرین آن می باشد . البته این لیزر قادر به بستن عروق باز و متوقف کردن خونریزی نمی باشد و منجر به انعقاد خون عروق نمی گردد .
- در درمان فتودینامیک PDT، لیزر یاقوت نقش بسزایی ایفا می کند و در برهمکنش فتوشیمیایی در چگالیهای بسیار پایین انرژی (معمولاً $2 \frac{W}{cm}$) و مدت زمانهای پرتودهی طولانی (بین ثانیه) با امواج پیوسته رخ می دهد و طول موج دامنه مرئی لیزر یاقوت رودامین rhodamine در ۶۳۰ nm به علت بازده و عمق نفوذ اپتیکی زیاد، بکار می رود . هنگامی که دستر سی به بافتهای عمیق موردنظر است، عمق نفوذ زیاد دارای اهمیت است و در طول PDT، رنگسازه

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

هایی که از لحاظ طیفی مناسب هستند به بدن تزریق می شوند. پرتوهای تکرنگ در این حالت می تواند واکنش فتوشیمیایی بخصوصی را شروع کند که منجر به تبدیلات بیولوژیک ویژه ای می گردد. نقش حساس کننده به نور باتوانایی ایجاد واکنش های حاصل از پرتو در سایر مولکول های غیر جاذب نور، ضروریست و پس از تحریک تشدید این مولکول در اثر تشعشع پرتوی لیزر مولکول حساس کننده به نور چندین استحالته همزمان یا متوالی انجام می دهد که باعث واکنشهای تبدیلی درون مولکولی می شود و بالاخره در انتهای این مسیرهای واکنشی متنوع، مواد شیمیایی شدیداً سمی برای سلولهای سرطانی تومور به علت اکسیداسیون غیر قابل برگشت ساختمانهای سلولی، آزاد می شود. سپس در این نوع درمان پذیرنده رنگدانه ای به صورت کاتالیزور عمل می نماید. در حالت برانگیخته، این مولکول می تواند انرژی منتقل شده از جذب تشدید را ذخیره نماید و در واقع غیرفعال شدن و بازگشت آن به حالت اولیه منجر به پدید آمدن ترکیبات سمی می شود.

لیزر گازی هلیوم - نئون He - Ne :

این لیزر توسط پروفیسور علی جوان و همکارانش به عنوان اولین لیزرگازی در ناحیه مادون قرمز (حدود $1/5 \mu m$ میکرومتر) ساخته شد. این لیزر دارای اشعه همدوس تقریباً کامل و دارای هماهنگی طولانی است.

این لیزر گازی که طول موج آن $633 \text{ nm} \approx 632/8$ آنگستروم می باشد. مخلوطی از هلیوم و نئون در محیط فعال خود دارد و نمونه ای تمام عیار از انتقال اتمی در ترازها است.

هلیوم در محیط فعال نقش تحریکی برای اتم های نئون بازی می کند. فشار گاز هلیوم نسبت به نئون ۵ تا ۱۰ است طرح این نوع دستگاه در شکل مقابل نشان داده شده است.

لوله تخلیه در امتداد آئینه های تشدید کننده (رزوناتور) قرار گرفته است و دو انتهای لوله با دو پنجره با زاویه بروستر θ_B بسته می شود. گاز حرارت داده شده، گازهای زیان آور را جذب می نماید وقتی که اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد در لوله تخلیه تا ۱۰۰ ولت افزایش پیدا نمود، یک تخلیه حرارتی در لوله های موئینه که به قطر چند میلی متر است آغاز می شود.

دریچه خروجی به نام دریچه Brewster نسبت به محور دستگاه مورب قرار گرفته است و برای زاویه فرودی باریکه لیزر قطبی می شود لذا روی سطح پنجره تلفات بازتابی ندارد و در نتیجه در این امتداد قطبشی است که خروجی لیزر ایجاد می گردد (معمولاً از آینه های کروی با پایداری تشدید بیشتر استفاده می کنند).

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

میدانیم محیط فعال (Active Medium) در این لیزر مخلوطی از ۸۵٪ هلیوم و ۱۵٪ نئون با فشار حدود چند میلی متر جیوه در لوله موئین قرار دارد.

در این مخلوط هلیوم، کاتالیزور در پدیده تحریک کننده است نئون عنصر فعال است و اتم های نئون تحریک شده توسط هلیوم، در حالت تحریکی شان ثابت نگاه می دارد و در واقع توسط تخلیه الکتریکی با جریان مستقیم، گاز مجرای لوله یونیزه می شود.

حفره نوری یا کاواک (Optical Cavity) شامل دو آئینه است که به طور موازی در دو انتهای لوله قرار می گیرند و عمل تشدید فوتونهای هم انرژی را فراهم می آورد و انتخاب صحیح آن نقش بسزایی در ایجاد بهترین بهره لیزر دارد این آئینه ها دی الکتریک ویژه و نسبت به طول موج لیزری، ضریب انعکاس بالایی دارند.

سیستم دمیش (Pumping system): برای تحریک گازهای هلیوم و نئون، انرژی مورد نیاز را از طریق تخلیه الکتریکی با جریان مستقیم (DC) تهیه می گردد. برای ایجاد این انرژی معمولاً لوله های لیزر را طوری طراحی می کنند که دو الکتروود آند و کاتد در موقعیتی قرار گیرند که بیشترین پلاسما و کمترین مزاحمت در مسیر عبور اشعه حاصل شود. در اصل میزان جریان الکتریکی بهینه به فشار مخلوط دو گاز و نسبت آنها و قطر لوله لیزر بستگی دارد.

نور قرمز لیزر قابل رؤیت است و به دو صورت مداوم (CW) و ضربه ای (P.W) است ولی در بیشتر تحقیقات انجام شده در زمینه فیزیوتراپی این لیزر به صورت CW مورد استفاده قرار می گیرد. در اصل توان خروجی، که بستگی به اندازه ظرفیت محیط فعال دارد، در حدود صفر تا ۲۰ میلی وات و در دستگاههای مختلف متغیر است. همینطور از عوامل مؤثر دیگر در توان خروجی لیزر می توان طول لوله، قطر لوله، فشار گاز، نسبت مخلوط دو گاز و لوله های موئین که شاخص ترین قسمت این نوع لیزر هستند و در حقیقت قلب لیزر محسوب می شود، نام برد. لوله های موئین پلاسمایی باید طوری طراحی و انتخاب شوند تا بیشترین پلاسما در مسیر دو الکتروود آند و کاتد قرار گیرد و این امر باعث می شود تا دستگاه لیزر دستگاه لیزر از نظر حجم و اندازه بزرگتر ساخته شود. اشعه قرمز لیزر هلیوم - نئون با طول موج ۶۳۲/۸ nm تا عمق ۲ الی ۵ میلی متری بافت نرم پوست نفوذ کرده و ۷۷٪ انرژی اشعه و در لایه مالپیگی پوست و ۵٪ آن در لایه زیرجلدی نفوذ می کند که در فیزیوتراپی مورد استفاده

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

قرار می گیرد (جهت تسکین دردهای ماسکلواسکلئال و تولید کلاژن procollagen syntesis و ترمیم زخمهای دیرجوش و غیره).

این لیزر در دندانپزشکی نیز کاربرد دارد، از جمله تسکین دردهای ناحیه دهان و دندان، تسریع بهبود و زخم حفره بعد از عمل کشیدن دندان و حتی آماده سازی جهت تسریع سربعتر بی حسی لثه و موارد دیگر چون درمان بیماریهای دهان. همانطور که گفته شد در لیزرهای حالت گازی دَمِش از نوع الکتریکی بوسیله تخلیه الکتریکی با شدت کافی صورت می گیرد. لیزرهای گازی به علت کمی پهنای خطوط جذبی شان غالباً از دَمِش اپتیکی استفاده نمی کنند و بطور کلی پهن شدگی ترازهای انرژی نسبتاً کوچک است. (در حد چند گیگا هرتز یا کمتر) چون پهن شدگی خط در این لیزرها کمتر از لیزرهای نوع جامد است. در مورد توزیع تراز مندی انبوهی بین ترازهای انرژی می توان ملاحظه کرد که وارونی انبوهی (pupolation Inversion) بین دو تراز مورد نظر بخاطر یکی (یا هر دو) شرط زیر حاصل می شود: الف) آهنگ برانگیختگی برای تراز بالایی لیزر بزرگتر از تراز پائینی لیزر باشد و ب) فرو افت تراز بالایی لیزر آهسته تر از تراز پائینی لیزر باشد. در واقع شرط اخیر شرط لازم برای عمل لیزر، موج پیوسته (CW) است. و اگر فقط شرط اول مطرح باشد و شرط دوم حاصل نشود، لیزر هنوز هم با عمل پتی (پالسی) می تواند کار کند (مثل لیزرهای خود پایان دهنده) هرگاه نمونه ای در حالت برانگیخته اش باشد، می توان چهار فرآیند متفاوت به حالتی پایین تر و از جمله حالت پایه فرو بیافتد:

الف) برخورد بین الکترون و نمونه های برانگیخته انرژی اش را به الکترون می دهد.

ب) برخورد بین اتمها (برای محیطی حاوی بیش از یک نوع گاز)

ج) برخوردهای گاز با دیواره های ظرف حاوی آن.

د) گسیل خود بخود که در این مورد باید همیشه امکان به تله افتادن تابش بخصوص برای گذرهای خیلی شدید

فرابنفش و فرابنفش خلاء را در نظر گرفت.

این فرآیند آهنگ مؤثر گسیل خودبخود را کاهش می دهد. در واقع لیزر He-Ne مثالی از لیزر اتم خنثی قلمداد

می شود که می توان در هر یک از سه طول موج $\lambda_1 = 3/39m\mu$ و $\lambda_2 = 0/633m\mu$ و $\lambda_3 = 3/39m\mu$ (که λ_2 خط سرخ از متداولترین لیزرها محسوب می شود).

ترازهای انرژی هیلیم و نئون در شکل مقابل نشان داده شده اند. ترازهای $2S^3$ و $2S$ هیلیم به ترتیب با ترازهای $2S$

و $3S$ نئون در تشدید هستند و ترازهای He شبه پایدارند و هیلیم در دمش ترازهای نئون با گذار انرژی تشدید، بسیار

مؤثر است و نقش کاتالیزور و تحریک کننده ی نئون را داراست. (فرآیند گذار انرژی تشدید، Resonantenergy

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

designator فرآیندی غالب در ایجاد وارونگی انبوهی در این لیزر است) با وجود این که برخورد مستقیم الکترون - نئون را نیز در دما باید در نظر گرفت. ترازهای نئون به عنوان ترازهای بالایی قادر به تجمع انبوهیهایشان هستند. پس به عنوان ترازهای بالایی برای گذارهای لیزری مناسبند و گذارهای ممکن آنهایی هستند که به حالت‌های P می‌روند (۳p یا ۲p). بعداً می‌بینیم که زمان فروافت حالت‌های S (حدود $\tau_s = 100 \text{ ns}$) از زمان فروافت حالت‌های P یک مرتبه بزرگی طولانیتر است یعنی ترازهای ۲S و ۳S نئون قادر به تجمع انبوهیهایشان هستند و به عنوان ترازهای بالایی برای گذارهای لیزری مناسبند. پس بدین ترتیب شرط $\tau_{11} < \tau_{21}$ برای عمل لیزر به عنوان لیزر موج پیوسته برآورده می‌شود. یعنی نوسان لیزری روی هر یک از گذارهای a, b, c شکل رخ می‌دهد. از میان این گذرها، نوع a، قویترین و مربوط به گذر بین تراز ۳S₂ از گروه ۳S و زیر تراز ۲p₄ از گروه ۲P (طول موج $\lambda_1 = 3/39 \text{ m } \mu$) است. در میان گذرهای نوع b گذر $S_2 \rightarrow 2p_4$ (طول موج $\lambda_2 = 0/63333 \text{ m } \mu$ سرخ) است که در لیزر معمولی تجارتي He-Ne به کار می‌رود. گذر $2s_2 \rightarrow 2p_4$ (از نوع c) طول موج $\lambda_3 = 1/15 \text{ m } \mu$ ایجاد می‌کند.

لیزر He-Ne روی گذرهای a, b, c و یا λ_1 و λ_2 یا λ_3 با شد، نوسان خواهد کرد بنابراین آینه‌های دی‌الکتریکی چند لایه را چنان می‌سازند که در طول موج مورد نظر بازتابندگی ماگزیومی حاصل شود. همانطور که گفته شد، برای گازها بطور کلی پهن شدگی ترازهای انرژی نسبتاً کوچک است. برای گازها در فشار پائین (چند تور) که اغلب در لیزرها بکار می‌روند، پهن شدگی القاء شده در اثر برخورد خیلی کوچک است و بنابراین پهنای خط اساساً با پهن شدگی دوپلری تعیین می‌شوند. (چون ساز و کارهای پهن شدگی خط ضعیفتر از جامدات است و در جامدات دَمِش اپتیکی اتفاق می‌افتد). یعنی گذر لیزری بطور محسوس با اثر دوپلر پهن می‌شود. در طول موج $\lambda = 632/8 \text{ nm}$ ، پهن شدگی طبیعی را برابر با $\Delta \nu_{\text{nat}} = \frac{1}{2\pi\tau}$ که در حدود ۱۹ مگاهرتز می‌توان بر آورد کرد. البته سهم پهن شدگی برخوردی کمتر از پهن شدگی طبیعی است مثلاً برای نئون خالص $\Delta \nu_c = 0/6 \text{ MHz}$ یعنی دمای مؤثر اتمهای Ne، دمای محیط اطراف است که در آن پهن شدگی خطی بطور تجربی اندازه گیری می‌شود. طرح کلی لیزرهای He - Ne بصورتی است که گاز در داخل لوله (با قطر مناسب) جای می‌گیرد که دو انتهای آن با دو پنجره با زاویه بروستر θ بسته می‌شود. برای این زاویه فرودی باریکه لیزر قطبی می‌شود. لذا روی سطوح پنجره تلفات بازتابی ندارد و در نتیجه این امتداد قطبشی است که خروجی لیزر تشکیل می‌گردد عموماً آینه‌های کروی را بیشتر از آینه‌های تخت بکار می‌برند چون آینه‌های کروی پایداری تشدیددی بهتری ایجاد می‌کنند (البته در برخی از طرحها دو انتهای لوله ی تخلیه به دو آینه کاواک که طرف پوشش داده شده آنها به ناحیه تخلیه است ختم می‌شود).

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

لیزرهای گازی معمولاً با ابزارهای الکتریکی برانگیخته می شوند یعنی، دمش با عبور جریان به اندازه کافی قوی (dc یا تپی) از گاز انجام می شود برای یک جریان تخلیه مفروض، این فرایندهای برانگیختگی و وا انگیزتگی سرانجام به یک توزیع ترازمندی انبوهی بین ترازهای انرژی منجر خواهد شد.

ایجاد وارونی انبوهی در حالت گازی بسیار پیچیده تر از حالت جامد است برخی از پارامترهای لیزری دارای مقادیر بهینه است از جمله حاصلضرب کل فشار P و قطر لوله D که در طول موج $\lambda = 632.8 \text{ nm}$ ، به اندازه $3/6-4 \text{ Torr} \times \text{mm}$ PD = یعنی در این طول موج مقدار بهینه مثبت He : Ne تقریباً ۵:۱ است و این نسبت در طول موج $\lambda = 1/15 \text{ m}$ تقریباً ۹:۱ است پس اصول اولیه

نظریه تخلیه نورانی در یک ستون مثبت و توزیع انرژی الکترون ماکسولی (دردمای الکترون بهینه) تنها به حاصلضرب PD بستگی دارد. در واقع انبوهی تراز پائینی لیزر (۳p و ۲p) با زیاد شدن مقدار بهینه چگالی جریان تخلیه J ، افزایش می یابد. (به علت دمش مستقیم از حالت پایه اتمهای Ne و بعلا تابش آبخاری از ترازهای بالایی لیزر).

پس با زیاد شدن چگالی جریان تخلیه J ، اختلاف انبوهی تا مقدار ماگزیمومی افزایش یافته و سپس رو به کاهش می گذارد بدین ترتیب بهره لیزر و نیز توان خروجی برای چگالی جریان بخصوصی دارای یک مقدار ماگزیمم خواهد بود. یعنی به شرط آنکه PD ثابت نگه داشته شود، بهره لیزر به صورت D^{-1} تغییر می کند.

یعنی در مقدار ثابت PD ، دمای الکترون ثابت است و چون هر دو تراز بالایی و پائینی لیزر نهایتاً با فرایندهای برخورد الکترونی انبوه می شوند، انبوهی های آنها در نتیجه لیزر در حاصلضرب PD ثابت مستقیماً با فشار یا با D^{-1} یعنی عکس قطر لوله متناسب می شود. البته با افزایش قطر لوله D، در مقدار ثابت PD ، می توان خروجی لیزر را افزایش داد. به عبارت دیگر توان خروجی تقریباً با قطر لوله متناسب است و توان خروجی، خیلی بالاتر از آستانه ، بطور خطی با طول لوله L افزایش می یابد. مثلاً خروجی بهینه برای تخلیه استوانه ای با ابعاد $100 \text{ cm} \times 6 \text{ mm}$ می تواند به اندازه 100 mw برسد. به دلایل مربوط به کنترل مد، اکثر لیزرهای هلیوم نئون با قطر داخلی $6-1 \text{ mm}$ کاری کنند و پهنای خط MHz $\Delta \nu = 1700$ سپس در طول کاواکی به اندازه کافی کوچک، فاصله مد طولی $C/2L$ قابل مقایسه با پهنای خط فوق را تولید می کند و اینطوری امکان بدست آمدن نوسان در یک تک مد طولی برای طول موج 633 nm وجود دارد (یعنی باید $20-15 \text{ cm} < L$ اختیار شود) در واقع لیزر He - Ne که روی گذر سرخ نوسان می کنند در بسیاری از کاربردها که باریکه کم قدرت مرئی مورد احتیاج باشد، استفاده شود.

لیزر رنگی (Dye laser)

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در سال ۱۹۶۵ برای اولین بار عمل لیزر از رنگ، که توسط یک لیزر یاقوت Q_5 پمپ می شد، مشاهده گردید. در حال حاضر عمل لیزر در بیش از ۲۰۰ رنگ مشاهده می شود که از آنها باندی به پهنای $1 \mu m$ را می پو شاند (از $m \mu$ تا $0.3/1.3$) این لیزر از نوع حالت مایع است که از رنگ های آلی در محلول الکل برای گسیل پرتوی استفاده می شود. لیزرهای رنگی های آلی Organic Dye Laser مایعاتی که به یون خاک های کمیاب مانند نئودیمیوم و یا اوروپیم (Eu^{+3}) آغشته شده اند. محیط فعال لیزر رنگهای آلی عبارتند از رنگهایی که بوسیله برخی از مایعات مانند الکل اتیلیک، الکل متیلیک، تولوئن، بنزن، استین و یا آب و غیر حل می شوند. رنگهای آلی ترکیبات پیچیده ای دارند و دارای قدرت جذب وسیع در نزدیک مناطق بینایی ماوراء بنفش می باشند ساختمان شیمیایی مولکول های رنگی شامل تعدادی بنزن، پیریدوآزین و سایر حلقه هائی است که در یک محور به هم اتصال دارند.

عمده ترین لیزر رنگی به هشت گروه تقسیم می شوند: گزانتن، پلی اتیلن، اکسازین، کومارین، آنتراسن، اکریدین، فتالوزیانین، آزین. با انتخاب رنگ مناسب می توان تابش همدوسی با طول موج های متفاوت بین $0.3/1.3$ میکرون بدست آورد. چون ترکیبات آلی مو سوم به رنگ ها (Dyes) دارای باند جذب قوی و ویژگی لومیناس (Luminescence) در ناحیه مرئی و ماوراء بنفش نزدیک هستند، این ویژگی امکان تنظیم پذیر بودن طول موج این لیزرها را فراهم می سازد. در حال حاضر یک شاخه مهم در درمان سرطان دستگاه گوارش بر اساس درمان فتودینامیک (PDT) است که پس از تزریق یک حساس کننده به نور مناسب و پس از گذشت یک مدت زمان تقریباً ۴۸-۷۲ ساعته مجرای دستگاه گوارش دهنده تحت پرتو دهی لیزر رزینة رودامین (که توسط یک لیزر یون آرگون پمپ می شود)، قرار گیرد و کلیرنس (مدت ماندگاری) حساس کننده به نور منجر به یک شیب غلظت بین بافت سالم و بافت بدخیم می شود که مقدار آن بین ۱:۲ تا ۱:۴ است. بطور کلی PDT برای درمان مرحله اولیة سرطان بکار می رود و این روش درمان در بیمارانی که قابل جراحی نیستند و اینکه سایر روش ها برای این بیماران خطرناک هستند، استفاده می شود البته تومورهای معده بدلیل چینهای مخاط آن بسختی برای PDT قابل دسترسی هستند، لذا درمان معمولاً با دوزها بالاتری همراه است. ناگفته نماند که درمان PDT در مراحل پیشرفته سرطان مری، قادر به درمان کامل نیست. شایان ذکر است که با پیشرفت حساس کننده های به نور جدید که کارایی بالاتری در ناحیه طیف قرمز و ناحیه مادون قرمز دارند، در آینده نزدیک ممکن است کاربردهای بیشتری برای PDT ایجاد گردد. در خصوص ترازهای انرژی، در واقع یک مولکول رنگ دارای ترازهای S_0 و S_1 و S_2 و T_1 و T_2 است. پمپ کردن لیزرهای رنگی غالباً نور همدوس لیزری دیگر از قبیل xel و یا xef و یا لیزر $Nd:YAG$ انجام می شود. بازده عمل، بدین طریق غالباً بالاست و حتی به ۷۵٪ می رسد (البته می توان از منابع غیر همدوس نظیر لامپ های

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فلش Flash نیز بدین منظور استفاده کرد که در این صورت بازده به ۱٪ تقلیل پیدا می کند و حتی کمتر نیز خواهد شد) حال با قرار دادن یک عنصر پاشنده (نظیر توری اپتیکی) درون کاواک لیزر، می توان طول موج نور لیزر را در فاصله چند صد آنگستروم A^0 تنظیم کرد که این ویژگی برجسته لیزرهای رنگی به شمار می رود. لیزر رنگی در هر دو رژیم پیوسته (CW) و پالسی (PW) کار می کند یعنی طریقه انتشار و گسیل موج آنها به این دو صورت است. طول موج های بین ۴۵۰ تا ۹۰۰ را می توان از لیزرهای رنگی بدست آورد و موارد استفاده آنها را در افتالمولوژی و آنالیزهای آزمایشگاهی است. لیزرهای رنگی آلی به علت قابلیت تنظیم طول موج، طیف وسیعی را پوشش می دهد (از طیف نمایی گرفته تا فتوشیمی) و نقش مهمی در زمینه های کاربردی به عهده دارند (درمان سرطان توسط روش فتودینامیک PDT).

لیزر رزینة قرمز در طول موج ۶۳۰ nm و چگالی انرژی $10-50 \text{ J/cm}^2$ در تشخیص و درمان فتودینامیک برای تومورهای مثانه استفاده می شود. امروزه درمان فتودینامیک به عنوان یک مکمل مفید برای سایر روش ها در نظر گرفته شده چرا که این روش، خارج کردن تومورهایی را که بطریق دیگر قابل مشاهده نیستند، امکان پذیر می سازد. توانایی تشخیص حاصل از لیزر- و درمان همزمان

تومور یکی از مزایای کلیدی در درمان فتودینامیک می باشد. در بیشتر موارد، درمان لیزری به علت عمق نفوذ محدود در برخی از طول موج ها، هنوز محدود به تومورهای سطحی می باشد. البته کشف «حساس کننده های به نور» جدید مانند اسید ۵-آمینولولوسین (ALA). همینطور شکستن سنگهای مجاری ادارای (بخصوص در میزنا) از طریق سنگ شکنی بوسیله لیزرهای رزینة پالسی از طریق کاهش در مدت زمان پالسها مشکلاتی در رابطه با آسیب فیبرها بوجود می آورد (استفاده سیستم انرژی در نزدیکی سنگ را بوسیله فیبرهای قابل انعطاف فراهم می کند) البته در این خصوص، رهیافتهای متفاوت با مزایای مربوطه ارائه شده (مانند استفاده از فیبرهای لخت یا فیبرهای با نوک کانونی کننده). معمولاً لیزرهای رزینة پالسی دارای انرژی پالس بین ۲۰۰-۵۰ mJ و مدت زمان پالس بین ۱۰ ns و ۱ S μ بکار می رود و قطر فیبر نوری بین ۲۰۰ μ m و ۱ m μ متفاوت است. با این پارامترها شکست اپتیکی در نزدیکی هدف حاصل می شود. این برهمکنش گسستگی نوری در واقع با تشکیل پلازما در انرژی های زیاد پالس، با امواج شوک، تشکیل حفره و فواره همراه است (کاربرد لیزر در توان بالا). در لیزرهای مایع همانطور که گفته شد محیط فعال را محلولهای بعضی ترکیبات آلی رنگین در مایعاتی نظیر الکل اتیلک، الکل متیلک، یا آب تشکیل می دهند. این رنگها و طول موج مربوطه آنها عبارتند از: پلی متین (1μ m - 0.7μ m)، اگزانتین (0.7μ m - 0.5μ m)، کومارین (0.4μ m - 0.4μ m) و سنتیلاتور (0.4μ m) که بخاطر قابلیت تنظیم طول

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

موج طیفی و وسیع را پوشش می دهند (از طیف نمایی گرفته تا فتوشیمی). رنگهای آلی سیستم های مولکولی پیچیده و بزرگی متشکل از پیوندهای دو گانه مزدوج هستند که معمولاً دارای نوار جذب در ناحیه فرابنفش یا مرئی طیف هستند و اگر توسط نوری با طول موج مناسب برانگیخته شوند، طیفهای فلورسانس قوی با نوری پهن ایجاد می کنند (نظیر موردی که محلول رورامین ۶G در اتانل در نمودار شکل مقابل نشان داده شده اند).

ترازهای انرژی مولکول رنگ براساس "مدل الکترون آزاد" عمل می کنند (مثلاً رنگ سیانین) (شکل الف) در مدل الکترون آزاد فرض می شود که الکترونها π در توزیع های صفحه ای خود بطور آزاد حرکت می کنند و تنها وسیله پتانسیل دافعه گروه در هر انتهای مولکول محدود می شوند. یعنی الکترون های π اتمهای کربن دو توزیع صفحه ای تشکیل می دهند، یکی در بالا و دیگری در پایین صفحه مولکول (شکل ب). در واقع حالت های الکترونیکی مولکول از این توزیع الکترون π ناشی می شوند. بنابراین ترازهای انرژی الکترون ها مربوط به یک الکترون آزاد در چاه پتانسیل است (شکل ج). چنانچه این چاه مستطیلی فرض شود (شکل د)، ترازهای انرژی معلومند که از رابطه $E_n = h^2 n^2 / 8 ml^2$ بدست می آیند که در آن n عدد درست، m جرم الکترون، L طول چاه است. معمولاً مولکول های رنگ در ابر الکترونی π دارای تعداد زوج الکترون بود (البته سیستم های مولکولی با الکترون های زوج نشده را رادیکال می نامند رادیکالها سریعاً واکنش می کنند و لذا سیستمی با الکترون های زوج را تشکیل می دهند). اگر تعداد این الکترون ها $2N$ باشد. پایین ترین حالت انرژی مولکول مربوط به وضعیتی است که این الکترونها پایین ترین N تراز انرژی را اشغال می کنند. یعنی هر تراز با دو الکترون (با اسپینهای مخالف) اشغال می شود. بنابراین این حالت مولکولی دارای گشتاور زاویه ای اسپین صفر (حالت تک تایه) و در شکل مقابل با S_0 مشخص شده است. بالاترین تراز اشغال شده و تراز بعدی (خالی) در بالای آن با دو مربع؛ یکی در بالای دیگری نشان داده شده است.

در واقع اولین حالت تک تایه برانگیخته (S_1) با ارتقای یکی از دو الکترون بالاترین تراز، به تراز بعدی بالاتر بدست می آید (بدون آنکه اسپین وارون شود).

اگر اسپین وارون شود، حالت حاصل یک حالت سه تایه است که اسپین کل (T_1) که در آن $S=1$ است. هنگامی که الکترون باز هم به ترازهای بعدی ارتقاء یابد حالت های تک تایه برانگیخته (S_2) و سه تایه برانگیخته (T_2) بدست می آیند و به همین ترتیب برای حالت های بالاتر نیز چنین است. وقتی $S=0$ باشد گذرهای تک تایه - تک تایه مجاز ولی گذرهای تک تایه - سه تایه غیر مجازند. بنابراین برهمکنش با تابش الکترومغناطیسی می تواند مولکول را از تراز پایه S_0 به یکی از ترازهای ارتعاشی تراز S_1 ارتقاء بدهد. ناگفته نماند که هر حالت الکترونی از یک مجموعه ترازهای ارتعاشی (خطوط ضخیمتر) و ترازهای چرخشی (خطوط نازکتر) تشکیل شده است. فاصله بین ترازهای ارتعاشی $1700-1400 \text{ cm}^{-1}$ در

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

حالی که این فاصله بین ترازهای چرخشی ۱۰۰ بار کمتر است و چون سازوکارهای پهن شدگی خط در مایعات طوری است که خطوط چرخشی از هم تفکیک نشده اند لذا در بین ترازهای ارتعاشی یک پیوستگی در ترازهای انرژی وجود دارد. پس چون ترازهای ارتعاشی و چرخشی غیر قابل تفکیک اند، طیف جذب، یک گذر پهن و بی شکل را ارائه می کند (چون عنصر ماتریسی دو قطبی μ این رنگها بسیار بزرگ است پس سطح مقطع جذب σ ، که با μ^2 متناسب است، نیز بزرگ است $\sim 10^{-16} \text{ cm}^{-2}$). یعنی هنگامی که مولکول در معرض تابش الکترو مغناطیس قرار بگیرد، مولکول وقتی در حالت برانگیخته است در زمانی بسیار کوتاه به پایین ترین حالت ارتعاشی تراز S_1 فرو می افتد (فرو افت بدون تابش $\tau_{nr} = 10^{-12} \text{ s}$). از آنجا مولکول به تراز ارتعاشی مربوط به حالت S_0 بصورت تابشی فرو می افتد به این حالت "فلوئورسان" می گویند یعنی روشن است گسیل فلوئورسان بصورت نوار پهن و بی شکل در خواهد آمد که به سمت طول موج های بلند نوار جذب انتقال یافته است. مولکول سپس با سقوط به یک حالت ارتعاشی - چرخشی برانگیخته در تراز پایه S_0 و با فروافت بدون تابش خیلی سریع دیگری (از مرتبه پیکو ثانیه P_s) به پایین ترین تراز ارتعاشی باز می گردد (البته مولکول هنگامی که در پایین ترین تراز S_1 است می تواند به تراز T_1 نیز فرو افتد). این فرایند، "عبور بین سیستمی" نام دارد و از برخوردها ناشی می شود. گذر $S_0 \rightarrow T_1$ هم عمدتاً از برخوردها ناشی می شود، ولی گاهی در اثر فرآیند تابشی هم رخ می دهد که این تابش "فسفرسانی" نامیده می شود. این سه فرایند فرو افت را، که در بالا به آن اشاره شد، با ثابتهای زیر مشخص می کنند: τ_{sp} طول عمر گسیل خودبخود تراز S_1 ، K_{st} آهنگ

عبور بین سیستمی (S^{-1}) بین سیستمهای تک تایه و سه تایه و τ_T طول عمر تراز T_1 . اگر طول عمر تراز S_1 را τ بنامیم

$$\text{داریم:} \quad = \frac{1}{\tau} + \frac{1}{\tau_{sp}} + K_{st}$$

به علت بزرگی عنصر ماتریس دو قطبی μ ، طول عمر تابشی τ_{sp} خیلی کوتاه است (چند ns)، اکثر مولکولها از تراز S_1 بصورت فلوئورسانی فرو می افتند. بنابراین بهره کوانتومی فلوئورسانی تقریباً برابر ۱ است (یعنی تعداد فوتونهایی که بوسیله فلوئورسانی گسیل می شوند تقسیم بر تعداد اتمهایی که در تراز S_1 قرار دارند). در واقع طول عمر τ_T حالت سه تایه به مقدار اکسیژن حل شده در محلول بستگی دارد (از 10^{-3} s تا 10^{-7} s به ترتیب برای محلول بدون اکسیژن و محلول اشباع شده از اکسیژن است) به هر حال فرو افت سریع بدون تابش در حالت برانگیخته تک تایه S_1 ، تراز بالای لیزر را بطور مؤثری انبوه می کند و فروافت سریع بدون تابش در حالت پایه، تراز پایینی لیزر را تهی می کند. محلول رنگ نسبت

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

به طول موج های فلوئورسانس کاملاً شفاف است. این مواد قابلیت عمل لیزر در طول موج های فلوئورسانی را دارند و شرط لازم برای عمل لیزر آن است که بهره ناشی از گسیل القایی از اتلاف ناشی از جذب سه تاییه - سه تاییه بیشتر باشد یعنی $N_T > \sigma_T e N_2$ که در آن σ سطح مقطع گسیل القایی و N_2 کل انبوهی حالت S_1 و N_T انبوهی حالت سه تاییه T_1 است پس در حالت پایا، آهنگ فروافت انبوهی سه تاییه N_T / τ باید برابر آهنگ افزایش انبوهی ناشی از عبور بین سیستمی $N_T = K_{ST} T_T N_2$ پس نتیجه می گیریم که شرط لازم برای عمل لیزر موج پیوسته CW بصورت زیر است:

$$\tau_T < \sigma e / K_{ST}$$

اگر این شرط رعایت نشود، لیزر رزینه تنها به صورت موج تپی PW عمل می کند در این مورد، مدت زمان تپ دمش باید آنقدر کوتاه باشد که عدم تجمع انبوهی اضافی در حالت سه تاییه را تضمین کند.

عمل لیزر تپی با استفاده از یکی از طرحهای دمش زیر از رنگهای مختلف بسیاری حاصل شده است: (الف) لامپ های درخش سریع با زمان صعود کوچکتر از $1 \mu s$ ، (ب) تپ کوتاه نوری از لیزری دیگر. برای این کار مخصوصاً استفاده از لیزر N_2 متداول است. خروجی فرابنفش این لیزر برای دمش بسیاری از رنگها که در ناحیه مرئی نوسان می کنند مناسب است. چنین دمشی دارای کارایی خاصی است: بهره های بسیار بالا و بازدهی واگردانی (از فرابنفش تا مرئی) از مرتبه ۱۰٪ حاصل شده است. البته بازدهی لیزر N_2 نسبتاً کم است (تقریباً ۰/۲ درصد). با این دلیل، از لیزرهای اگزایمر (بخصوص KrF و XeF) بعنوان دمنده لیزر رزینه ای بطور فزاینده ای استفاده می شود. در دمش رنگها توسط لیزرهای فوق از دمش عرضی استفاده می شود که امتداد باریکه دمش آن عمود به محور تشدید کننده است. همانطور که در شکل (الف) دیده می شود تلسکوپ برای باز کردن باریکه لیزر روی توری اپتیکی اشل (که بعنوان ابزار انتخاب طول موج λ به کار می رود) بکار گرفته می شود در نتیجه قدرت تفکیک لیزر را افزایش می دهد.

در مورد عمل لیزر در موج پیوسته CW می توان دید که در تعدادی از رنگهای لیزری که تمامی ناحیه مرئی طیف را در بر می گیرد بدست آمده است. دمش توسط لیزر Ar^+ با موج پیوسته انجام می شود و آرایش دمش طولی است شکل (ب) وجود منشور پاشنده در داخل کاواک لیزر (۱) برای این که طول موج لیزر را تنظیم کنیم و (۲) به باریکه لیزر دمش اجازه دهد در ناحیه ای که در شکل مشخص شده است از باریکه لیزر رزینه جدا شود.

یک آرایش جالب برای لیزرهای رزینه ای موج پیوسته CW برای عمل روی تک مد طولی، کاواک حلقه ای است که در شکل مقابل نمایش داده شده است.

همانطور که در شکل نمایان است، دمش بوسیله یک لیزر یونی انجام می شود و رنگ توسط سیستم جت مایعی به گردش در می آید.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

نوسان تک مد طولی و روبش فرکانس با ترکیب صافی دو شکستی، سنجۀ روبشی و سنجۀ فابری - پروی نازک انجام می گیرد. خصوصیت ویژه، این کاواک این است که به کمک ابزار یک سو کننده، باریکه لیزر تنها از یک جهت دور کاواک حلقه ای حرکت می کنند پس در کاواک و مخصوصاً در محیط رنگین، موج ایستاده تشکیل نمی شود پس پدیده سوزکنی فضایی رخ نمی دهد یعنی نوسان روی تک مد طولی بسیار آسانتر و توان خروجی بالاتری در این تک مد بدست می آید و چون تمامی محیط فعال در خروجی شرکت دارند (و نه فقط نواحی اطراف ماکزیممهای موج ایستاده) در نتیجه توانهای خروجی حاصل تا یک مرتبه بزرگی از توانهای خروجی لیزر معمولی رزینه ای تک مد بزرگتر است. در توانهای خروجی متوسط تا 100^w با بازدهی قدری کمتر از ۱٪ از لیزرهای رزینه ای با دمش لامپ درخش بدست آمده است. و پهنای زیاد نوار نوسانی آنها 10nm ~ است بنابراین تنظیم طول موج خروجی این پهنای نوار را می توان با استفاده از کاواکها انجام داد همینطور پهنای زیاد نوار نوسانی برای عمل قفل شدگی مد بسیار اهمیت دارد. لیزرهای رزینه ای قفل شده مدی موج پیوسته که با لیزر Ar^+ دمیده می شوند در یک آرایش حلقه ای با مدت زمان تپ خروجی به کوتاهی PS $0.3/0$ ~ کار کرده اند این کوتاه ترین تپی است که تا کنون از لیزر بدست آمده پس تپهایی با مدت زمان کوتاه مورد نظر است. اشکال این لیزرها از بین رفتن رنگ در اثر پرتو دمش است.



برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

لیزر نیمه رسانا [GaAs GaALAs] semiconductor Laser (لیزرهای IR)

(Infrared diode laser)

اولین لیزر دیودی یا نیمه رسانا توسط Dumke در سال ۱۹۶۲ ساخته شد. اساس کار این لیزر ترکیب الکترون (n) - حفره (p) است در هر نیمه رسانا برای ایجاد جریان الکتریکی دو نوع باربر وجود دارد: دسته اول، الکترونها در باند رسانایی و دسته دوم، حفره ها (با مکانهای خالی که دارای بار مثبت هستند) در باند والانس واقعند و این دو برای ایجاد جریان الکتریکی در نیمه رسانا لازمند. بین باند رسانایی و باند والانس، ناحیه ای از انرژی قرار دارد که در این ناحیه الکترون ها و حفره ها قرار ندارند (ناحیه گذر ممنوع) باندهای رسانایی و والانس هر یک از ترازهای فرعی (هر تراز فرعی شامل دو الکترون یا حفره است) نزدیک به هم تشکیل می شوند.

در صفر مطلق OK، باند رسانایی به کلی خالی و باند والانس پر است و در این حالت نیمه رسانا هیچ جریانی عبور نمی دهد و مانند عایق عمل می کند. حال با افزایش تدریجی درجه حرارت، در اثر جنبش های حرارتی عده ایی از الکترون ها از باند والانس به باند رسانایی می روند و الکترون های آزاد را بوجود می آورند. بر عکس با خروج الکترون ها از باند والانس حفره ها بوجود می آیند و جسم رسانا می گردد. در نتیجه انتقال بار از یک ناحیه به ناحیه دیگر این امکان پیش می آید که با اتصال دو نیمه رسانا n و p به همدیگر پیوند P-N تشکیل شود در این حالت الکترون های باند رسانایی نوع N به حفره باند والانس نوع P می رود و اینطوری تعدادی از حفره ها را اشغال می کنند در اصل این انتقال بصورت انرژی نورانی ظاهر می گردد (الکترو لومینانس) یعنی

یک فوتون → یک حفره + یک الکترون

اگر این نور تولید شده در حوالی پیوند و با فرکانس مناسب، ایجاد گردد، در نتیجه یک انتقال برانگیخته بصورت

زیر:

دو فوتون → یک الکترون با یک حفره + یک فوتون

بدین ترتیب در ناحیه پیوند که ضخامت آن حدود چند میکرون است، عمل تقویت انجام می گیرد و نقش نیروی محرکه (باطری) در واقع تزریق الکترون به داخل حفره نیمه رسانا است. در این لیزر بجای ترازهای انرژی مجزا، دو باند انرژی داریم که بین آنها گذرها موجود است در این نوع لیزر نیمه رسانا دو نوع دیود استفاده می شود: الف) دیود آرسینیورگالیوم GaAs (ب) دیود آرسینیورگالیوم و آلومینیوم Ga As AL.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

الف) لیزر دیودی GaAs: این لیزر دارای حجم کم و ضخامت پیوند P-N در حدود یک میکرون و طول پیوند P-N آن حدود ۳۰۰ میکرون است. در دمای هیدروژن مایع (حدود چند کلوین) بطور پیوسته (؟) کار می کند که در این حالت توان خروجی آن حدود 3W وات می باشد و طول موج حاصله $\lambda = 940 \text{ nm}$ است.

در حالیکه در رژیم پالسی (PW)، زمان هر پالس حدود یک میکرو ثانیه و انرژی خروجی آن حدود ۵۰ میکرو ژول است پس توان خروجی در این شرایط حدود 1۰۰ W است (در صورتی که در دمای معمولی این میزان به حدود 1۵ W می رسد). با استفاده از دیود GaAs می توان طول موج درمانی $\lambda = 940 \text{ nm}$ را بدست آورد و طریقه انتشار نور خروجی هم CW و هم PW است در حالیکه با استفاده از دیود GaAlAs می توان طول موج درمانی متنوعی (در محدوده ۷۵۰ الی ۸۵۰ nm) را تولید کرد. طول موج ها در طیف مادون قرمز غیر قابل رویت قرار می گیرند. و بطور کلی این دو نوع فوق الذکر به لیزرهای مادون قرمز (IR Laser) معروفند. راندمان آنها زیاد: $R = \frac{E}{W}$ که راندمان (R) عبارت است از نسبت انرژی نورانی خروجی E به انرژی الکتریکی W. در واقع در جریانهای زیر آستانه، اشعه نورانی آنی (گسیل خودبخود) در تمام جهت پخش می شود و به علت زیاد بودن ضریب شکست نیمه رسانا مقدار زیادی از انرژی نورانی جذب می گردد و این عمل بخصوص در ناحیه P، که ضریب جذب بیشتری دارد انجام می شود.

البته در جریان های بالاتر از آستانه، اشعه همدوس تولید می شود و فقط در ناحیه پیوند جایگزین می شود و از ناحیه P عبور نمی کند.

در اصل واگرایی پرتوی لیزر زیاد است چون محیط فعال آن از درجه کوچک تشکیل شده $m \times 0/1 \text{ mm}$ در واقع دو سطح جانبی که بر امتداد X عمود هستند نقش تشدیدگر و دو سطح دیگر که امتداد Y را قطع می کنند، سطوحی ناهموار و غیر موازی هستند اتصال p-n بطریق Epitaxial تا حدودی نقش یک موج بر دی الکتریک را نیز بعهده دارد. در واقع با عبور جریان از اتصال p-n ابتدا تنها گسیل خودبخود در هر جهت خواهیم داشت. با افزایش جریان تا حد آستانه I_{th} ، گسیل القایی آغاز و نور لیزر در امتداد X خارج می شود که در این حالت پهنای بینایی شدیداً کاهش یافته و نور بسیار جهت مند می شود. ویژگیهای پرتو EM با محیط فعال تعیین می شود.

فرآیند دمش همانطور که بعداً خواهیم دید از نوع الکتریکی آن نیست یعنی بوسیله تخلیه الکتریکی با شدت کافی صورت نمی گیرد و با وجود اینکه استفاده از دمش الکتریکی آسانتر است اما دمش در این نوع لیزرها با آماده ساختن نیمه رسانا به صورت دیود پیوندی p-n حاصل می شود، بطوریکه ناحیه نوع n و نوع p آنها دگرگونی زیاد داشته باشند، یعنی به شدت ناخالص شده باشند (غلظت دهنده یا پذیرنده بیشتر از 10^{18} اتم در سانتی متر مکعب). بدین طریق در ناحیه

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

پیوند ، وارونی ایجاد می شود . بعنوان اولین مثال از یک لیزر پیوندی ، و وضعیتی را بررسی خواهیم کرد مواد نوع n و نوع p یکی باشند (مثل GaAs) و برای تشکیل پیوند مستقیماً به هم وصل می شوند (هم پیوند) .

چون مواد به شدت ناخالص شده اند، تراز فرمی E_p (تراز فرمی در داخل گاف نوار واقع می شود یعنی در ناحیه انرژی های ممنوع . می دانیم طیف ترازهای انرژی از دو نوار خیلی پهن تشکیل شده که این دو نوار توسط ناحیه انرژی ممنوع از هم جدا شده اند که آن را گاف نوار می نامند . این دو نوار یکی نوار رسانش C و دیگری نوار ظرفیت V نام دارد) . نیمه رسانای نوع p در داخل نوار ظرفیت V و تراز فرمی F_n نیمه رسانای نوع n در داخل نوار رسانش C واقع می شود در واقع بدون اعمال ولتاژ ، دو تراز فرمی F_p و F_n در امتداد یک خط افقی قرار می گیرند چون دارای یک انرژی هستند. شکل (ب)

هنگامی که ولتاژ V اعمال می شود دو تراز با مقداری که از $DF=eV$ بدست می آید از یکدیگر فاصله می گیرند بدین ترتیب در لایه معروف به لایه تهی از پیوند p-n ، وارونی انبوهی ایجاد می شود یعنی به خاطر بایاس مستقیم ، الکترونها از نوار رسانش C ماده نوع n و حفره ها از نوار ظرفیت V ماده نوع p به داخل لایه تهی تزریق می شوند و چون $\Delta F = E_g$ (انرژی گاف نوار است) پس داریم $V = \frac{E_g}{e}$ یعنی برای یک لیزر GaAs، این بدان معناست که $V = 1/5 V$ ولت می شود

طرح کلی یک لیزر پیوندی p-n در شکل مقابل نشان داده شده . ناحیه هاشور دار لایه تهی است. دیود GaAs دارای ابعاد کوچکی است و لایه تهی معمولاً خیلی کم است ($0.1 \mu m$) برای حصول عمل لیزر ، دو وجه انتهایی را معمولاً با استفاده از سطوح رخ شده در امتداد صفحات بلور موازی می سازند. دو رخ دیگر برای فرونشاندن نوسان در جهات ناخواسته پرداخت نشده باقی می ماند . دو سطح غالباً بدون پوشش بازتابنده ساخته می شوند . در واقع چون ضریب شکست نیمه رسانا خیلی بزرگ است برای سطح مشترک نیمه رسانا - هوا ، بازتابندگی به اندازه کافی زیاد است (حدود ۰.۳۵) .

ناحیه فعال از لایه ای به ضخامت $1 \mu m$ تشکیل می شود ، (یعنی قدری پهن تر از ناحیه تهی) . به علت پراش ، مقطع عرضی باریکه بسیار بزرگتر از پهنای ناحیه فعال است (حدود $40 \mu m$) بنابراین باریکه لیزر کاملاً در نواحی p و n گسترده می شود . ولی چون ابعاد عرضی باریکه هنوز خیلی کوچک است ، باریکه خروجی دارای واگرایی نسبتاً زیادی است (حدود چند درجه) .

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

گذرها از چند تراز در نزدیکی انتهای باند هدایت (رسانایی) آغاز و با فرو افتادن الکترونها به چند تراز در نزدیکی لبه

بالایی باند والانس خاتمه می یابد بنابراین طول موج نور لیزر حدوداً برابر با: $\lambda = \frac{1/24}{Eg}$ (که در آن Eg انرژی گاف نوار

یا شکاف انرژی بر حسب ev و طول موج λ بر حسب میکرون است). با توجه به کوچکی سطح اتصال و اندازه جریان که

در حد A ۱۰۰-۱۰ امپیر می باشد، چگالی جریان آستانه J_{th} در دمای 300 K حدود $\frac{A}{cm^2}$ 10^4 خواهد بود. چگالی جریان

تا این حد بزرگ برای کار پیوسته لیزر اشکال ایجاد می کند که برای غلبه بر این مشکل می توان اتصال p-n را سرد کرد

که با این کار J_{th} نیز کاهش می یابد.

برای لیزرهای با ساختار Hetrostructure از J_{th} تا حد $10^3 A/cm^2$ کاسته می شود که از این طریق اشکال کار

لیزر در دمای اتاق مرتفع می گردد. خط لیزر برای لیزر GaAs در فاصله $(8500-8300 A^0)$ قرار دارد. در واقع بستگی

چگالی جریان آستانه J_{th} با دما حدوداً به شکل T^3 است و در دمای 20 K کلین تا $10^2 A/cm^2$ کاهش می یابد

(در مقایسه با $10^5 A/cm^2$ در دمای 300 K کلین). مزیت قابل ملاحظه لیزرهای نیمه هادی، قابل تنظیم بودن

آنهاست بنحوی که با تغییر دمای اتصال، می توان جریان را در امتداد عمود بر سطح اتصال آن و در نتیجه طول موج نور

آنها را تا حد قابل ملاحظه ای تنظیم نمود (تا حد چند μm).

مثلاً برای لیزر GaAs، $\Delta t = 70k$ در فاصله $(120-20)$ درجه کلین، طول موج حدود $100 A^0$ جابجا می

شود تغییر طول موج بستگی به انرژی گاف نوار (شکاف انرژی) Eg . البته بازده این لیزر در مقایسه با انواع دیگر لیزر بسیار

بالاست و در دمای 300 K کلین به حدود 10% می رسد. همینطور با سرد کردن اتصال تا 77 درجه کلین این میزان به

حدود 50% می رسد. توان میانگین لیزرهای نیمه هادی در حد چند ده میلی وات یعنی Peak Power این نوع لیزر

به حداکثر چند صد وات نیز می رسد. لازم به ذکر است که چگالی حامل ها برای n-type-GaAs، که از se و Te

بعنوان آلاینده donor استفاده می شود، در حد $[10^{17}-10^{18}] cm^{-3}$ و برای p-type-GaAs با آلاینده Zn در حد

cm^{-3} $[10^{18}-10^{19}]$ است.

همانطور که گفته شد چگالی جریان آستانه J_{th} برای یک لیزر هم پیوند خیلی بالاست (برای GaAs حدود

$10^5 A/cm^2$) این امر به علت تلفات زیاد مد کاواک یا حفره لیزر است چرا که در نواحی عمیق p و n، بجای بهره، جذب

حاکم است ولی این چگالی جریان آستانه با کاهش دما به سرعت کم می شود و تقریباً بصورت: $\exp(-\frac{T}{T_0})$ (که مقدار T_0

در نیمه رساناها فرق می کند).

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

لیزرهای هم پیوندی فقط در دمای سرد بصورت موج پیوسته CW عمل می کند (که این امر یکی از محدودیتهای جدی برای این لیزر محسوب می شود) برای غلبه بر این اشکال از لیزرهای "ناهم پیوندی" (لیزرها با پیوند نامتجانس) استفاده می شود. در شکل نمونه ای از یک لیزر GaAs ناهم پیوندی دو گانه نشان داده شده ، ناحیه فعال از یک لایه نازک GaAs (حدود بین $0.3 \mu\text{m}$ تا $0.1 \mu\text{m}$) تشکیل شده است .

با چنین دیودی ، چگالی جریان آستانه J_{th} برای عمل لیزر در دمای اتاق با مقایسه با دیود هم پیوندی تا حدود دو مرتبه بزرگی (یعنی تقریباً 10^3A/cm^2) می توان کاهش یابد . بدین ترتیب عمل لیزر موج پیوسته CW در دمای اتاق ممکن می شود . پس کاهش چگالی جریان آستانه J_{th} نتیجه شرایط زیر است :

الف) ضریب شکست GaAs ($n \approx 3.6$) خیلی بزرگتر از ضریب شکست GaAsAL ($n \approx 3.4$) است . بدین ترتیب یک ساختار اپتیکی موج بر فراهم می شود . یعنی مد لیزر در لایه GaAs محدود خواهد شد (در ناحیه ای که بهره لیزر وجود دارد) و بر خلاف وضعیت دیود هم پیوند ، نواحی توزیع میدان دیگر به نواحی دمیده نشده (جذب کننده) ، کشیده نمی شود .

ب) گاف نوار GaAs AL (که تقریباً 1.8 eV) به مقدار قابل ملاحظه ای از گاف نوار GaAs (که تقریباً 1.5 eV است) ، بزرگتر است بنابراین مدهای انرژی در دو محل پیوند تشکیل می شوند که حفره های تزریق شده و الکترونها را در لایه فعال محدود می کند. بدین ترتیب برای یک چگالی جریان مورد نظر غلظت حفره ها و الکترونها در لایه فعال افزایش یافته و لذا بهره نیز افزایش می یابد.

ج) اتلاف گرمای دیود به مقدار قابل ملاحظه ای اصلاح شده است . این نتیجه ، با چسباندن نمونه p به صفحه مسی (یا قلعی) که به علت جرم و قابلیت هدایت گرمایی اش مثل یک چاهک گرما عمل می کند ، حاصل شده است .

لیزرهای نیمه رسانا ناحیه بسیار وسیعی از طول موج λ را (از حدود $0.7 \mu\text{m}$ تا تقریباً $30 \mu\text{m}$ میکرون) در بر می گیرند و این لیزرها از کار آمدترین لیزرها هستند چرا که شاید امروزه مهمترین لیزر نیمه رسانا GaAs با طول موج $0.84 \mu\text{m}$ است . از این لیزرها توانهای پیوسته خروجی تا چند میلی وات ($10-5 \text{ mW}$) در دمای اتاق با بازدهی کلی شیب حدود 10% بدست آمده است (البته بازدهی داخلی کوانتومی که کسری از حاملهای تزریق شده که بطور تابشی ترکیب مجدد می شوند، نیز زیاده تر و حدود 70% است) همینطور به علت پهنای وسیع نوسان تقریباً 10^{11} Hz هرگز ، امکان عمل قفل شدگی مد نیز جلب نظر می کند یعنی امکان ایجاد تپهای لیزری فرا کوتاه (از کسر پیکو ثانیه تا

چند ده پیکو ثانیه) با قله توان بسیار بلند (چند جیگاوات) را فراهم می کند که مدهای کاواک با دامنه های یکسان و با فازهای قفل شده مجبور به نوسان شوند به عبارتی دیگر برای تپهای بسیار کوتاه مدت ، پهنای نوار نوسانی باید زیاد باشد

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

یعنی از این طریق توانهایی با قله بزرگ بدست می آید و همانطور که اشاره شد این افزایش توان قله ناشی از قفل شدگی مد برابر است با تعداد مدهای قفل شده. در عین حال قفل شدگی مد روی توان متوسط اساساً بدون تأثیر است. با لیزرهای GaAs قفل شده مد انفعالی، تپهای لیزری با مدت زمان 5PS بدست آمده است.

البته با تغییر در ترکیب ساختاری لیزر، امکان تغییر پیوسته در طول موج خروجی ممکن می شود مثلاً ترکیبات سه تایی نظیر Ga (AS₁-XP_x) نیز می توانند به کار برده شوند که طول موج نوسان λ (از ۰/۸۴ تا ۰/۶۴ m μ) گسترده است که به ترتیب برای $x=0$ و $x=0/4$ بکار می روند. در لیزرهای GaAs ناهم پیوندی دوگانه طول عمر کاری متجاوز از ۱۰^۶ ساعت نشان داده شده است. در کاربردهای متعددی که فقط لیزر کم قدرت لازم باشد و بتوان نور فرو سرخ را به جای نور مرئی بکار برد این لیزر مورد توجه است و در طول موج های $\lambda = 1/3 \mu m$ و $\lambda = 1/6 m \mu$ که منطبق با دومینیوم اتلاف رشته نوری کوارتز است توسعه زیادی یافته اند. مثلاً جالب ترین نیمه رسانا In_{1-x}Ga_xAs_yP_{1-y} آلیاژ چهار تایی در ناحیه فعال آن که در لیزر کناره های p و n پیوندها را می توان از ترکیب دوتایی ساده Inp ساخت.

اگر $g=2/2x$ باشد با انتخاب مناسب x، طول موج گسیل را می توان در محدوده λ (از ۰/۹۲ تا ۱/۵ میکرون) تنظیم کرد. بالاخره لیزرهای گالیم آر سانید به عنوان چشمه هایی در ارتباطات اپتیکی، با استفاده از رشته های نوری که به عنوان محیط ترا گسیل عمل می کنند حائز اهمیت هستند.

در مورد خواص فوتوفیزیکی لیزرهای نیمه رسانا می توان گفت که چون تابع موج تک اتم وجود ندارد، بجای آن باید در مورد تابع موجی که مربوط به کل بلور است بحث کنیم. طبق اصل پاولی در هر حالت انرژی فقط دو الکترون (با اسپین مخالف) می تواند یافت شود. وقتی طرح تراز انرژی برای یک نیمه رسانای ایده آل را در نظر گرفتیم ملاحظه شد که طیف تراز انرژی از دو نوار خیلی پهن یعنی نوار رسانش C و نوار ظرفیت v تشکیل شده که بین آنها گاف نوار وجود داشت (که توسط این ناحیه انرژی ممنوع از هم جدا می شوند که همان تراز فرمی نام دارد). هر نوار از تعدادی حالتی انرژی بسیار نزدیک به هم تشکیل می شود. پس طبق اصل فوق احتمال اشغال حالت انرژی مورد نظر E را با f(E) نشان می دهند و از آمار فرمی - دیراک داریم

$$f(E) = \{1 + \exp(\frac{E - F}{KT})\}^{-1}$$

که در آن F انرژی تراز فرمی است. این تراز دارای مفهوم فیزیکی زیر است:

$$f = 1 \quad (E < F) \quad \text{به ازای } T \text{ میل می کند به } 0$$

$$f = 0 \quad (E > F) \quad \text{به ازای}$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

بنابراین در $T=0K$ صفر کلوین ، تراز مرز بین ترازهای کاملاً پر و ترازهای کاملاً خالی را بدست می دهد . می توان نشان داد که تحت این شرایط نیمه رسانا هیچگونه رسانایی نخواهد و بنابراین عایق است همچنین توجه کنید که تراز فرمی یک مفهوم فیزیکی دیگر نیز دارد و آن اینکه در هر دمایی $f(E) = \frac{1}{1 + \exp(\frac{E - F_c}{kT})}$ احتمال اشغال حالت انرژی E نصف است . برای تشریح اصول کار لیزر ، ابتدا فرض می کنیم که نیمه رسانا در دمای صفر کلوین $T=0K$ قرار دارد. شکل (الف) که در آن سطح هاشور دار به حالت های انرژی کاملاً پر مربوط می شود . اکنون فرض می کنیم که الکترون ها به طریقی از نوار ظرفیت V به نوار رسانش C ارتقاء یابند . بعد از مدت زمانی بسیار کوتاه (تقریباً $10^{-13}s$) الکترون ها در نوار رسانش C به پایین ترین ترازهای آن نوار خواهند افتاد . و هر الکترون در مجاورت لبه بالای نوار ظرفیت V ، به پایین ترین ترازهای اشغال نشده می افتد . در نتیجه لبه بالای نوار ظرفیت V پر از حفره خواهد شد . این بدان معناست که وارونی انبوهی بین نوار ظرفیت و رسانش وجود دارد شکل (ب) سپس الکترون ها در نوار رسانش به نوار ظرفیت بر می گردند و با حفره ها ترکیب می شوند ، در این فرآیند فوتون گسیل می شود که به آن تابش ترکیب مجدد می گویند حال هنگامی که نیمه رسانا در یک تشدید کننده مناسب قرار گیرد ، با ایجاد وارونی انبوهی بین نوارهای رسانش و ظرفیت ، طبق فرآیند گسیل القایی از تابش مجدد ، نوسان لیزری ایجاد خواهد شد که شرط $Eg < hv < F_c - F_v$ فرکانس تابش گسیل شده ، پهنای نوار بهره لیزر نیمه رسانا را تعیین می کند و این فرکانس با این شرط را برآورده کند . در وضعیتی که $T > 0$ باشد ، با وجود اینکه نیمه رسانا از نظر کلی در ترازمندی گرمایی نیست ، اما در یک نوار در مدت زمان بسیار کوتاهی ترازمندی حاصل خواهد شد بنابراین می توان به طور جداگانه از احتمال های اشغال f_v و f_c برای به ترتیب نوارهای ظرفیت و رسانش را در نظر گرفت :

$$f_v = \left\{ 1 + \exp\left(\frac{E - F_v}{kT}\right) \right\}^{-1}$$

$$f_c = \left\{ 1 + \exp\left(\frac{E - F_c}{kT}\right) \right\}^{-1}$$

که در آن f_v و f_c بر ترتیب انرژی های تراز شبه فرمی به ترتیب نوار ظرفیت و نوار رسانش هستند و مقادیر آنها مسلماً به تعداد الکترونی که با فرآیند دمش Pumping به نوار رسانش ارتقاء می یابند بستگی دارد در اصل در دمای $T=0K$ صفر کلوین ، این دو تراز مناطق ترازهای کاملاً پر و کاملاً خالی را در هر نوار از یکدیگر جدا می کردند در اصل با اعمال شرط فوق و معرفی ترازهای شبه فرمی و اینکه گسیل القایی باید بیشتر از رویداد جذب رخ دهد تا بتوان بر تلفات کاواک غلبه کرد ، می توان شرط لازم را برای عمل لیزر بدست آورد (البته هر دو فرآیند چه گسیل القایی و چه جذب با حاصل ضرب تعداد فوتون های موجود در کاواک و ضریب B مربوط به گذر ، متناسب اند). همینطور آهنگ

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

گسیل القایی نیز با حاصل ضرب احتمال اشغال تراز بالایی و احتمال عدم اشغال پایینی متناسب است، در حالیکه آهنگ جذب با حاصل ضرب احتمال اشغال تراز پایینی و احتمال عدم اشغال تراز بالایی متناسب است. پس برای حصول گسیل القایی شرط:

$$Bq\{f_c(1-f_v) - f_v(1-f_c)\} > 0$$

را باید برآورده کرد. این نابرابری به آن معناست که $f_c > f_v$ پس نتیجه می شود که:

$$F_c - F_v > E_2 - E_1 = hv$$

E_2 و E_1 به ترتیب انرژی مربوط به تراز بالایی و پایینی هستند. بنابراین برای هر دمایی این رابطه برقرار است. همینطور دیدیم که با کاهش دما، چگالی جریان آستانه J_{th} به سرعت کم می شد این امر ناشی از آنست که با کاهش دما، $f_c(1-f_v)$ افزایش یافته و بالعکس $f_v(1-f_c)$ کاهش می یابد از اینرو بهره که بستگی به اختلاف: $f_c(1-f_v) - f_v(1-f_c)$ دارد پس در رابطه فوق افزایش می یابد و یعنی نتیجه افزایش بهره را می توان به این امر نسبت داد که در دمای پروتدی، لیزرهای هم پیوندی بصورت موج پیوسته می توانند عمل کنند.

موارد استفاده از لیزرهای دیودی یکی در فیزیوتراپی کاربرد دارند که از لیزر دیودی GaAlAs با طول موج درمانی متنوع (در محدوده ۷۵۰nm الی ۸۵۰nm) بکار گرفته می شود و جهت تسکین دردهای عمقی و تحریک و درمان نقاط درد Trigger Point و بهبود زخمها و افزایش رشد سلولها و تشکیل عروق خونی در واقع می توان نقاط دردناک را با لیزر IR به همراه تحریک الکتریکی جهت تسکین درد مورد درمان قرار داد.

لیزر Nd: YAG نئودیمیوم (Neodimium Yttrium Aluminium Garnet)

این لیزر در سال ۱۹۶۱ توسط اسنیتزر Snitzer با طول موج ۱/۰۶ میکرون کشف شد و بعد از آن جوسیک Geusic و همکارانش در سال ۱۹۶۴ کریستال $Y_3Al_5O_{12}$ را بعنوان میزبان برای یون Nd^{+3} معرفی کردند. این لیزر به گروه حالت جامد تعلق دارد و مخزن آن عبارت است از یون نئودیمیوم Nd^{+3} در بلور منفرد YAG.

Nd نئودیمیوم، یکی از عناصر نادر کمیاب است و در ترکیب ایتریوم آلومینیم گارنت قرار دارد. در اصل در کریستال (بلور) آن حدود یک درصد یونهای Y^{3+} با Nd^{+3} در شبکه کریستالی تعویض شده اند. اتم Nd به دسته فلزات موسوم به خاکی نادر به سری لانتانیدها تعلق دارد (Rare Earth) Lanthanides که به دلیل دارا بودن ترازهای الکترونی نیمه پر درونی 5d و 4f، این امکان را دارد که خطوط فلورسانس باریکی داشته باشد که برای عمل لیزر مناسب است و این لیزر چهار تراز است که عبارتند از:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

خطوط (گذارهای انرژی)	E_3	تراز دمش
$4 I_{3/2}$ $\mu 0/94 \text{ m}$ ————— $4 F_{3/2}$	E_2	تراز بالایی
$4 I_{1/2}$ $\mu 1/66 \text{ m}$ —————	E_1	تراز پائینی
$4 I_{9/2}$ $m \quad \mu 1/33$	E_0	تراز پایه

غالباً لیزرهای نئودیمیوم روی چندین خط می توانند نوسان کنند که قویترین و متداول ترین خط در طول موج m $\mu = 1/06$ است.

شدت خروجی خط لیزری $m \mu 1/06$ از بقیه بیشتر است و چون فاصله کافی بین ترازها (از تراز پایه) وجود دارد، نیازی به سرد کردن سیستم برای تهی ساختن تراز از تحریکات حرارتی نسبت و در دمای عادی به خوبی امکان پذیر است.

لیزر نئودیمیوم یک لیزر چند منظوره است و می توان آن را برای ایجاد تقریباً تمامی برهم کنشهای لیزر - بافت بکار برد که توسط قفل شدگی مد Q-switching می توان از این لیزر با کنترل توان خروجی بهره برد. پس با این طراحی خاص Q-switching جهت پایین آوردن توان خروجی استفاده می شود که در تسکین دردهای مفصلی و عصبی می توان بکار گرفته شود (یعنی با تغییر توان خروجی از صفر تا ۸ وات قابل تنظیم و کنترل است و حداکثر ۶ وات می توان از پروب درمانی بکار گرفت). البته این لیزر جزو لیزرهای پر قدرت Hot Laser محسوب می شود و از آن در جراحی ها و برش ها و غیره نیز استفاده می شود. برای اطمینان بیشتر در استفاده از این نوع لیزر، آن را همراه با پرتو لیزر قابل رویت نور لیزر هلیوم - نئون استفاده می کنند تا با رؤیت مسیر عبور و اعمال پرتو لیزر، درمان با اطمینان خاطر صورت پذیرد. لازم به تذکر است که این لیزر هنوز در معرض همگان قرار نگرفته و تحقیقات در مورد کاربردهای آن ادامه دارد. این لیزر با هر قدرتی جزو Class IV طبقه بندی می شود ولی لیزر Nd:YAG با قدرت پایین در Class III B طبقه بندی می شود و در فیزیوتراپی استفاده می شود و در مواردی چون: تسکین دردهای عضلانی، مفصلی و عصبی، تسریع تولید بافت گرانولاسیون در زخمها، کاهش ادم، درمان ضایعات لیگامانی و تاندونی، درمان التهاب و درد مفاصل، تسریع ترمیم اعصاب محیطی و بالاخره در روش طب سوزنی. البته کاربرد ویژه آن در درمان فتودینامیک PDT که براساس برهم کنش فوتوشیمیایی در چگالی انرژی بسیار پایین (معمولاً 1w/cm) و مدت زمان پرتو دهی (تابش طولانی بین ثانیه (s) در فیبروبلاستها، شروع و توقف تولید کلاژن را سبب می شود تأثیر تابش لیزر Nd:YAG را بر روی مفاصل بیماران مبتلا به آرتريت رماتوئید، بدین صورت گزارش شده است: نور لیزر در مرحله جذب انرژی فوتون توسط بافت، واکنش فوتورادیشن (تابش دهی فوتونی) Photo radiation رخ می دهد، که مولکولهای بیولوژیک تحریک شده و تأثیر تابش لیزر بر روی

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

مفاصل باعث برانگیختگی سلولها Suprosive T cells می شود. تسکین دردهای ماسکولوسکلتال و نسوج نرم و روند تولید و آزاد شدن نوروترانسمیترها مهار می شود (نظیر نور انکفالین ها و نوروپپین ها) می باشد.

اگر این لیزر را بعنوان Hot laser لیزر با توان بالا مربوط به Class IV استفاده کنیم. از آن در جراحی ها و برش بافت ها و غیره استفاده می شود. طریقه انتشار آن به دو صورت پیوسته CW و مداوم PW است. آستانه تحریک آن نسبتاً کم و قابلیت انتقال حرارتی نسبتاً بالایی دارد. وقتی کیفیت تابش لیزر بصورت طول موج مداوم CW حدود 1060 nm (۱/۰۶ میکرون) است (که در منطقه بینایی مادون قرمز عمل می کند) باشد، بازده لیزر در حدود ۱٪ است که از طریق گرمای حاصله از بلور کسب می شود. همینطور وقتی کیفیت تابش بصورت پالس PW کوتاه مدت 10^{-6} تا 10^{-9} ثانیه است، این لیزر دارای طول موج 1064 nm است که در طیف مادون قرمز غیر قابل رؤیت قرار دارد و در افتالمولوژی، اورولوژی، آنژیولوژی بکار گرفته می شود. در شرایط یکسان چون اندازه لکه نورانی با ستون اشعه، و حجم بحرانی آن V_{cr} (که انرژی تابشی در آن توزیع می شود) به نسبت کم است،

در نتیجه چگالی توان آن نیز خیلی بالاست و از آن می توان برای درمان ضایعات بافتی و بند آوردن خون (انعقاد) و تخریب اجزاء کوچک بافتی و از بین بردن بافت زنده از طریق ایجاد گرمای بسیار مناسب با روش معالجه از طریق آندوسکوپی (درمان آندوسکوپی خونریزی معده و روده رفع انسداد راه هوایی و برداشتن پاپیلوم مثانه و ...) که در فیبروسکوپی یعنی آندوسکوپی با الیاف قابل انعطاف (optical fibr flexible) و چون نفوذ پرتوی این نوع لیزر دارای توزیع یکپارچه و همینطور اثر ستون اشعه روی بافت ها از طریق رؤیت امکان پذیر نیست، اثر انعقادی عمیقی به وجود می آورد. در مورد دوز درمانی، یعنی مقدار بافتی که در برابر اشعه از بین می رود، نسبت عکس با مجموعه توان ستون اشعه، چگالی توان و زمان تماس دارد. بطور معمول بافت ها نسبت به این نوع لیزر ضریب جذب پائینی دارند بنابراین اغلب سطح بافت درجه بالایی از تفرق را نسبت به انرژی لیزر نشان می دهد.

همانطور که می دانیم قویترین باند جذب Nd:YAG در حوالی 0.6 و 0.8 میکرون قرار دارد که بخوبی با طیف نشری لامپ های درفش flash Lamp مطابقت دارد. برای سیستم پمپاژ اپتیکی optical pumping از طریق قوس نورانی لامپ هایی که برونده انرژی آنها در بلور متمرکز است استفاده می شود و پمپاژ غالباً از Kr و Xe، که در لیزرهای به ترتیب KrF و XeF وجود دارد، استفاده می شود. همانطور که گفته شد وقتی که بافت در معرض انرژی تابشی لیزر قرار گرفت، حجمی که اندر کنش در آن به دلیل پدیده جذب رخ می دهد، V_{cr} (Critical Volume) شناخته می شود. شکل این حجم را خصوصیات جذبی و تفرق تعیین می نماید. هر چقدر ماده غیر متجانس و جذب آن پایین باشد در نتیجه تفرق

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

بالاست. (strong scattering) (یعنی امواج نوری در برخورد به بافت تغییر جهت می دهند. و ستون موازی اشعه حالت توازن خود را از دست می دهد و تابش با حجمی بیشتر و به صورت مخروطی در می آید و نه بصورت استوانه ای). در واقع V_{cr} برای تابش طول موج لیزر Nd:YAG با تفرق بالا، زیاد است و شکل پیچیده تری دارد یعنی می توان این حجم را همانند استوانه ای در نظر گرفت که به ازای آن استهلاک طول موج مؤثر L_{eff} و سطح مؤثر آن A_{eff} چندین برابر سطح مقطع متوسط ستون اشعه است.

$$V_{cr} = A_{eff} \times L_{eff} \quad L = 0.03 \text{ mm} \quad \rightarrow \quad L_{eff} = 2 \text{ mm}$$

$$V_{cr} = 18 \text{ mm}^3 \quad \rightarrow \quad A = 1 \text{ mm}^2 \quad A_{eff} = 9 \text{ mm}^2$$

در اصل وقتی ضخامت L (که به خصوصیت جذبی ماده مربوط می شود) و به آن استهلاک طول موج (Extinction Length) باشد شدت تابش عبور یافته ۹۰٪ تابشی است که به جسم برخورد یابد و اگر این ضخامت $2L$ باشد، ۹۰٪ از ۱۰٪ باقی مانده را که به آن برخورد می کند، جذب می کند پس اشعه در عبور از دو لایه استهلاک طول موج (با جذب ۹۰ در صد از آن در هر لایه نسبت به لایه دیگر) شدت آن کاهش می یابد. مثلاً در افتالمولوژی اخیراً Nd:YAG در درمان ضایعات بافتی و غشایی چشم نتیجه پرباری به همراه داشته است.

به همین دلیل این لیزر را می توان برای ایریدکتومی (Iridectomy)، عمل بقایای کپسول عدسی و کاتاراکت ثانوی بکار برد. استفاده از لیزر Nd:YAG باب تازه ای در اعمال جراحی کاتاراکت ثانویه باز نموده است. اهمیت این نوع لیزر در این است که غشاهایی مانند زجاجیه یا بقایای عدسی را می توان با جرقه های کوتاه سوزاند و قطع کرد، بدون آنکه به عمق چشم لطمه بزند. البته کاربردهای دیگر این لیزر در زمینه های آنژیولوژی و اورولوژی است که از حوزه بحث این مقاله خارج است چرا که در آنها اثر حرارتی آن مطرح می شود.

در دمش اپتیکی نور چشمه ای قوی، به وسیله ماده فعال جذب می شود و در نتیجه آنها به تراز دمش انتقال داده می شوند. در لیزرهای جامد ساز و کار پهن شدگی خط، پهن شدگی قابل ملاحظه ای ایجاد می کند بطوریکه معمولاً برای اینها به جای ترازهای دمش با نوارهای دمش سر و کار داریم. بنابراین این نوارها می توانند بخش قابل ملاحظه ای از نور گسیل شده توسط لامپ دمش را (که غالباً نوار پهنی را تشکیل می دهد) جذب کنند. همانطور که در طرح انرژی تراز انرژی

می شود ترازهای درگیر، زیاد تحت تأثیر میدان بلور قرار نمی گیرند. از گذرهای $\frac{3}{2}$ و $\frac{4}{2}$ گذر لیزری در طول موج $\lambda = 1.06 \mu\text{m}$ قویترین است. دو نوار دمش اصلی به ترتیب در ۰.۷۳ و ۰.۸ میکرومتر قرار دارند. این نوارها با

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

یک فرو افت بدون تابش سریع به تراز $4F \frac{3}{2}$ جفت شده اند، در حالیکه تراز زیرین $4I \frac{11}{2}$ نیز با یک فرو افت بدون تابش

به تراز پایه $4I \frac{9}{2}$ جفت شده است. علاوه بر این، اختلاف بین ترازهای $4I \frac{11}{2}$ و $4I \frac{9}{2}$ تقریباً یک مرتبه بزرگی از KT

بزرگتر است. بدین ترتیب نتیجه می شود که لیزر Nd^{3+} با طرح چهارترازی کار می کند. گذر لیزری (مانند مورد لیزر یاقوت) عمدتاً بطور پهن شده است. طول عمر تراز لیزری خیلی طولانی $\tau = 0.23 \text{ ms}$ پس این گذر برای بر هم کنش دو قطبی الکتریکی ممنوع است.

برای موج پیوسته لامپهای کریبتون فشار بالا و برای موج پالسی (تپی) لامپ گزنون فشار متوسط (از ۵۰۰ تا

۱۵۰۰ تور) به کار برده می شود.

طرز عمل لیزر در توان بالای آن، به این صورت است که برای عمل موج پیوسته CW توان خروجی تا ۱۵۰ وات

از تک مرحله ای و تا ۷۰۰ وات از تقویت کننده متوالی بدست آمده است؛ در عمل سوئیچ Q شده برای توان پایین آن،

توان خروجی ۵۰ mw حاصل شده است؛ در عمل قفل شدگی مد مدت زمان تپ در حدود ۲۰ ps است، و بازدهی شیب

برای هر دو عمل پیوسته و تپی حدود ۱ تا ۳٪ است گاهی محیط لیزری به جای اینکه از بلور کریستالی $Y_3Al_5O_{12}$ باشد،

از شیشه است که یونهای Nd^{3+} در آن ناخالصی به وجود می آورند.

لیزر نئودیمیوم - شیشه را معمولاً در مد تپی pw به کار می برد. طرز عمل به این صورت است که در طی سوئیچ

Q، انرژی و قله توان خروجی با انرژی و قله توانی که از یک میله $Nd:YAG$ به همان ابعاد به دست می آید قابل مقایسه

است (میله برای نئودیمیوم - شیشه بسیار بزرگتر از ابعاد میله برای نئودیمیوم بلور است. تقریباً یک متر طول و چند

سانتیمتر قطر آن است .

چون گذر این لیزر به مقدار قابل ملاحظه ای پهن تر از گذر لیزر $Nd:YAG$ (با کریستال) است پهن شدگی ناهمگن

اضافی به علت تغییر محیط های یونی در داخل ماتریس شیشه است)، در عمل قفل شدگی مد پهنای تپی می توانند به

کوتهای ۵ ps ~ باشند. وقتی فرکانس (آهنگ تکرار پذیری) آنقدر کم است که موجب حرارت در میله نشود، می توان از

نئودیمیوم - شیشه به جای $Nd:YAG$ (با بلور) استفاده کرد.

یکی از وسیع ترین زمینه های کاربرد $Nd:YAG$ با موج پیوسته CW در درمان دستگاه گوارش است و در بهبود

خونریزی های سنگین در جهاز هاضمه مؤثر است در این حالت باریکه لیزر به وسیله یک تار نوری مخصوص که در داخل

یک آندوسکوپ داخلی قرار گرفته است پرتوی لیزری را به ناحیه مورد معالجه هدایت می کند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

لیزر همچنين در بیماری زنان مفید به نظر می رسد چرا که اغلب به همراه یک میکروسکوپ استفاده می شود. (کولپسکوپ). کاهش قابل ملاحظه درد و لخته شدن خون از فواید این لیزر هستند. در پوست درمانی تشعشع حاصل از لیزر Nd:YAG بطور قابل ملاحظه ای کمتر از تشعشع لیزر یون آرگون در پوست پراکنده و جذب می شود لذا عمق نفوذ اپتیکی لیزر Nd:YAG بیشتر است پس در درماتولوژی برای درمان همانژیومهای واقع در عمق و تومورهای نیمه بدخیم پوست استفاده می شود و درماتولوژی یکی از تخصص های پزشکی است که در آن تحریک زیستی تشعشع لیزر گزارش شده است مثلاً تحریک مثبت بهبود زخم (لیزر نرم) با توان خروجی بسیار کم، که اثر آن همراه با اثر جانبی دیگر است. اغلب از لیزر برای برداشتن خالها و معالجه امراض عروق استفاده می شود (مثلاً ماه گرفتگی).

در تشخیص و درمان پوسیدگی دندان در اثر شکست اپتیکی در سطح دندان توسط پالس های Ps لیزر Nd:YLF بوسیله تحلیل طیف پلاسما استفاده می شد در حالیکه اخیراً رهیافتی نوین در لیزر درمانی پوسیدگی دندان با استفاده از پالس های Ps از یک سیستم Nd:YAG ارائه شده است همینطور Nd:YAG با قطع و وصل Q ترجیحاً برای شکستن سنگ درون میزنا و یا در برخی از بیماریهای انسداد عروق مغز با ایجاد آناستاموز مویرگی استفاده می شود.

سیستم لیزر پزشکی نئودیمیم:

لیزرهای Nd:YAG و Nd:YLF سیستم های لیزری چند منظوره هستند و می توان آنها را برای ایجاد تقریباً تمامی بر هم کنش های لیزر - بافت استفاده کرد. یعنی اثرات: فوتو شیمیایی، حرارتی (که تحت هر دو حالت قطع و وصل Q و CW ایجاد شود، کندسوز نوری (پس از ۲ بار مضاعف کردن فرکانس، هارمونی چهارم آن تولید می شود)، کندسوز حاصل از پلاسما و بالاخره گسستگی نوری (که بوسیله قفل شدگی مد این لیزرها حاصل می شود). این دو لیزر به حالت جامد هستند و مزایای آنها برای کاربرد بالینی این است که عمل کردن در مد پایه لیزر قابل حصول است و محیط لیزری آنها غیر سمی و کم حجم اند پس در مورد لیزر Nd:YLF پیکو ثانیه ای Ps و این لیزر در حالت پالسی سه خاصیت مدت زمان کوتاه پالس و آهنگ تکرار (فرکانس) بالا و انرژی متوسط پالس را داراست. این لیزر به صورت یک مجموعه دو مرحله ای نوسانگر (Osillator) با تقویت کننده سازنده (Regenerative Amplifier)، طراحی شده است تا پالسهایی به کوتاهی مدت Ps ۳۰ و انرژی تا ۱ mJ در یک طول موج ۱۰۵۳ nm فراهم کند. تصویری شماتیک از سیستم کامل لیزر در زیر نشان داده شده که بشرح آن می پردازیم:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

همانطوریکه ملاحظه می شود بلور لیزر در نوسانگر با یک لیزر دیودی (DL) 1 W وات با درجه حرارت تنظیم شده با استفاده از شکل دهی باریکه و سیستم اپتیک محدود کننده (CO)، پمپ می شود. یک قفل مُد صوتی اپتیکی (AOM) در نزدیکی جفت کننده (OC) تحت 10% قرار می گیرد. برای تنظیم فعال دامنه یک علامت Radio Ferequency (RF) تا 80 MHz مگاهرتر تقویت شده، به این دستگاه اعمال می شود تا قطار پالسهای کوتاه لیزری، هر کدام با مدت زمان PS تا 25 —————

می شود یک دستگاه همیوگ کننده خودکار، کنترل مداوم عرض پالس را ممکن می نماید:

برای انتخاب تبدیل طول موج 1053 nm ، یک پلاریزور تخت برو ستر (BP) به حفره اضافه می شود. در سطح نیم مرج (HWP) بردار پلاریزاسیون قطار پالس 160 MHz شامل پالسهای 0.2 nJ نانوژول دچار چرخش 90° می شود. سپس با استفاده از آینه منعکس کننده 4% (M_3) و یک باریکه شکن پلاریزه کننده (P)، پالسهای نوسانگر به دستگاه تقویت کننده سازنده تزریق می شود. یک میله 76 mm تقویت کننده Nd:YLF توسط یک لامپ گزنون که توسط منبع تغذیه استاندارد کنترل می شود، دمیده می گردد. حفره از دو آینه بسیار منعکس کننده که شعاع انحناء هر یک 1 m است، سود می برد. با اعمال یک علامت ولتاژ 2 KV یک آهنگ تکرار بالغ بر 1 KHz به سلول پوکل (PC) $LiBbO_3$ ، تأخیر نیم موج در رفت و برگشت Retardation ایجاد می شود. در ترکیب با تأخیر نیم موج گذر مضاعف سطح ربع موج درون حفره (QWP)، یک پالس نوسانگر انتخابی مستقر شده و دستگاه تقویت کننده بدام می افتد. عمل سلول پوکل با روند قفل کردن مُد بوسیله اعمال علامت RF تا 80 MHz به یک مقدار منطقی تایمر و تقسیم کننده همزمان می شود.

پس تقریباً 100 رفت و برگشت در داخل حفره پالس مستقر شده به حد اشباع خود می رسد. در بهره حداکثر، تقسیم کننده پوکل به (OV) وصل می شود و لذا هیچ تشعشی صورت نمی گیرد. بردار پلاریزاسیون اکنون در حین اینکه پالس از سطح ربع طول موج و سلول پوکل واقع در سمت چپ حفره عبور مضاعف می کند، 90° می چرخد. متعاقباً پالس تقویت شده در باریکه شکن پلاریزه کننده منعکس شده بطوریکه در تصویر مقابل نشان داده شده است از تقویت کننده سازنده خارج می شود. بدینوسیله انرژی پالس تا 10 mJ مگا ژول تقویت می شود. این بستگی به یک تقویت کننده 10^6 انرژی خروجی نوسانگر دارد. قرار دادن یک دریچه (A) عمل لیزر را در مد اساسی TEM₀₀ محدود می کند.

پس از هدایت شدن پالس به خارج از تقویت کننده سازنده، آینه (M_3) تا 96% انرژی پالس تقویت شده را عبور می دهد. با استفاده از آینه (M_4)، قطار پالس نهایتاً به دستگاه کاربری، که به شکل ویژه ای طراحی شده است، تزریق می شود. همیوگی پالسهای تقویت شده منجر به این می شود

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

که مدت زمان آنها اندکی افزایش یافته و به علت تفرق دورن حفره تقویت کننده به حدود ۳۰ پیکوثانیه برسد.

پارامترهای نوسانگر و تقویت کننده سازنده لیزر در جدول زیر نشان داده شده است.

واحد کاربری اساساً شامل سیستم رسانس اپتیکی، اپتیک کانونی کننده و یک سینی تبدیل کامپیوتری سه بعدی است. پس از انبساط باریکه لیزر به اندازه چهار برابر به توسط عدسیهای L₂ و L₃ باریکه شدیداً توسط عدسی L₄ بر روی نمونه بافت متمرکز می شود. قطر لکه کانونی را با استفاده از روش لبه چاقو می توان اندازه گیری کرد. برای یک قطر باریکه ۲ mm و یک فاصله کانونی ۵۰ mm برای عدسی L₄ و قطر نقطه کانونی ۳۰ μm بدست می آید.

موتورهای پله ای متصل به سینی انتقال، حرکت نقطه به نقطه دقیق نمونه بافت را با دقت ۱۳ μm فراهم نماید. در واقع یک برنامه نرم افزاری به کاربر امکان انتخاب الگوهای کندسوز مختلف را می دهد. نرم افزار کنترل موتور لیزر توانایی فعال و غیر فعال کردن مکانیسم خارج شدن تقویت کند Nd:YLF را دارد و لذا توانایی عمل تک شلیک دقیق را فراهم می کند. پارامترهای اپتیکی واحد کاربری و پارامترهای کانون در جدول مقابل خلاصه شده اند.

این سیستم لیزری با استفاده از بلورهای Nd:YAG نیز کار می کند. در واقع Nd:YLF یک محیط بهره اپتیکی حالت جامد است که بسیار به Nd:YAG نزدیک است ولی برخی از جنبه های نامطلوب آن را ندارد و فقط به طور ضعیف توسط "دو شکستی حرارتی" thermal birefringence تأثیر پذیر است (در حالیکه Nd:YLF متأثیر از پدیده های دو شکستی حرارتی است)، لذا یک طرح ساده تر حفره لیزر و نسبت بالاتر TEM₀₀ به توان متوسط چند حالتی، قابل دسترسی می باشد.

ضمن اینکه Nd:YLF دارای فلورسانس سطح بالای طولانی تری در مقایسه با Nd:YAF دارد. در عوض Nd:YAG ذخیره انرژی بالاتر و لذا حداکثر توان پالس بالاتری تحت حالت قطع و وصل Q و قفل شدگی مد ایجاد می کند. پارامترهای فیزیکی Nd:YLF و Nd:YLG در جدول مقابل مقایسه شده اند.

درمورد تخصص ریه تومورهای تراکتو برونشیال علت اصلی مرگ در اثر سرطان است. متأسفانه تومورها معمولاً در مرحله پیشرفت تشخیص داده می شوند. بریدن تومورها تراکتو برونشیال بطور متداول توسط برونکوسکوپها صلب انجام می شود. خونریزیهای شدید و مرگ آور اغلب غیر قابل اجتناب شیء و علاوه بر بریدن مکانیکی تومور، انعقاد الکتریکی و سرما درمانی، کاربرد لیزر Nd:YLG و فیبر قابل انعطاف در درمان آسیبهای تراکتو برونشیال در واقع توانایی انعقاد سریع را برای جراح فراهم می نماید. و می توان رخداد خونریزی های شدید بطور قابل ملاحظه ای را کاهش دهد. (البته درمانی مرکب از یک چشمه رادیواکتیو (مثل Ir¹⁹²) و تشعشع لیزر، نتایج جراحی را بهبود می بخشد. البته لیزر Nd:YAG در درمان

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آر م سایت و به همراه فونت های لازمه

فوق ، محدود به درمان تسکینی می باشد و بیماران از درد در حین تنفس خلاصی می یابند . البته به دلیل تشخیص دیر هنگام این تومورها ، بیماران پس از تشخیص تنها کمتر از ۶ تا ۸٪ به مدت ۵ سال زنده می مانند . البته به دلیل پیشرفتهای اخیر در ایجاد حساس کننده های جدید مانند اسید آمینو ولینیک ALA نتایج اولیه در مورد درمان فتودینامیک سرطان ریه در رابطه با مطالعات بالینی شدیداً مورد نیاز می باشد .

اثرات لیزرهای کم قدرت (Low Power laser):

در سالهای اخیر علاوه بر پیشرفت مفید لیزر در پزشکی، این متد درمانی در فیزیوتراپی نیز کاربردهای مؤثری یافته. لیزرهایی که در فیزیوتراپی و دندانپزشکی و همینطور درمان فتودینامیک مورد استفاده قرار می گیرند، به لیزرهای کم توان (cold laser) موسوم هستند. بطور کلی لیزر کم قدرت تابش نور غیر یونیزه ایی است، که قادر به ایجاد تغییرات مولکول DNA نیست و به همین دلیل نمی تواند موتاژنتیک به حساب آید. مطالعات بی شماری در مورد زندگی سلولهای فیبروبلاست پوست انسان، متعاقب تابش این نوع لیزرها، نشان می دهند که هیچ گونه ضایعه سلولی پدید نیامده است. بررسی های میکروسکوپی نشان می دهند که غشاءهای سلولی و نیز فیبروبلاستها بعد از اعمال نور لیزر تغییر نمی کنند. ذکر این نکته ضروریست که لیزرتراپی، یک درمان غیر گرمائی است و در صورت استفاده صحیح و اصولی کاملاً بدون خطر و عاری از عوارض سوء می باشد.

حال با توجه به آنچه که راجع به اصول بنیادی و اساس کار لیزر و نحوه تولید آن گفتیم باید متذکر شد که لیزر در هر حالت، شکلی از نور است و نور گونه ای از انرژی محسوب می شود. در واقع، نور بخشی از طیف امواج الکترومغناطیس می باشد و برای بررسی اثرات پدیده لیزر بر بدن باید تأثیر بیولوژیک نور را بر بافتها و سلولها مورد بررسی قرار دهیم. بنابراین قبل از شرح لیزرهای کم توان و کاربرد آنها، اثرات بیولوژیکی نور را روی بدن بررسی می کنیم.

شرط اصلی و ضروری برای ایجاد اثرات بیولوژیک یک نور، جذب انرژی فوتون های آن است. در اصل بافتهای بدن انسان، یا انرژی را جذب و یا آن را پخش می کنند. هر محیط بیولوژیکال و هر بافتی از بدن، واکنش متفاوتی در مقابل نور دارد. پدیده جذب (Absorbption) انرژی فوتونها بستگی به طول موج نور تابیده شده دارد.

عکس العمل مواد بیولوژیکال نسبت به نور، شامل جذب اولیه و واکنش ثانویه است، که گاهی این واکنش ثانویه، بلافاصله ظهور پیدا می کند و یا اینکه دوره ای پنهانی دارد، اساساً علاوه بر طول موج نور، به میزان شدت نور هم بستگی دارد، اما مهمترین عامل وابستگی واکنش ها به طول موج اعمال شده می باشد. اگر بخواهیم مختصری راجع به واکنش های متفاوت بافتهای بدن نسبت به طول موج های مختلف توضیح دهیم به چند مثال زیر اکتفا می کنیم: جذب فوتونها

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

توسط باندهای هموگلوبین در طول موج بین ۵۰۰nm الی ۶۰۰nm است. زیرا طول موج های بلندتر، قادر به نفوذ در لایه عمقی تر شبکه مویرگی می باشند. جذب نور توسط هموگلوبین در طول موجهای پایین یعنی طیف ماوراء بنفش UV صد در صد ۱۰۰٪ بوده، ولی در طول موج ۴۵۰nm که در محدوده طیف نور قرمز قابل رویت یا Visible قرار دارد، به میزان ۹۰٪ کاهش یافته و مجدداً با افزایش طول موج حدود ۵۰۰nm الی ۶۰۰nm بیشترین میزان جذب مواجه می شویم، یعنی در طول موج بالاتر از ۶۰۰nm، میزان جذب به ۵۰٪ تقلیل می یابد.

البته سایر رنگدانه های از قبیل ملانین که قابلیت جذب یکسانی در مقابل طول موجهای نور از رنگ آبی به قرمز دارد و تقریباً تمام امواج جذب ملانین می شوند در مقیاس در صدی در طول موج ۳۰۰nm میزان جذب ملانین ۱۰٪ و در ۴۰۰nm به ۲۵٪ افزایش می یابد. همینطور زانتوفیل که به رنگ آبی حساس است و آنرا جذب می کند و در حالی که طول موج های بالای رنگ سبز از آن عبور می کنند و جذب نمی گردند. به هر حال مواردی که به آن اشاره شد در واقع عکس العمل های متفاوت عناصر حیاتی بدن انسان در مقابل طول موج های مختلف بود.

واکنش های پوست بدن در مقابل نور بدین صورت است که ابتدا اشعه ماوراء بنفش (UV) Ultra Violet با طول موج ۲۷۰nm در لایه های سلولی فوقانی (اولین لایه) جذب می شود وقتی قابلیت نفوذپذیری در مقابل طول موج پایین UV افزایش می یابد، قابلیت نفوذپذیری دیگری را در حدود نور قرمز با طول موج ۶۳۰nm می توان مشاهده نمود. بیشترین میزان نفوذپذیری پوست در طول موج ۸۰۰nm الی ۹۰۰nm نمایان می شود که این طول موج در محدوده طیف غیر قابل رویت یا Non Visible که همان مادون قرمز (IR) infrared قرار دارد.

بسته به انرژی فوتون ها، آمینواسیدها جذب متنوعی دارند مثلاً تغییر ماهیت بین سیتوزین و اوراسیل می تواند سبب جهش مولکولی گردد و این جهش احتمالاً باعث فتودرماتوما و نیز کارسینوما می شود.

نور لیزر به علت قابلیت تمرکز یافتن، همدوسی و تکفامی و موازی بودن آن دارای انرژی تابشی بیشتری در واحد سطح است و تأثیر نور لیزر وقتی است که جذب انرژی فوتوها، توسط عنصر بیولوژیک صورت می گیرد. در کل هر فوتون در برخورد با عنصر بیولوژیک با حالتهای متفاوتی واکنش می کند: اول اینکه عبور Transmission، دوم پراکندگی Scattering و سوم جذب Absorbtion که در این حالت آخر نور لیزر قادر است تأثیر بر بافت بیولوژیک بگذارد این حالات فوق الذکر بستگی تام به طول موج نور اعمالی دارد و جذب بیولوژیک انرژی فوتون در هر بافتی متنوع است. ناگفته نماند در مورد اول نور بدون هیچ فعل و انفعالی از بافت عبور می کند و در مورد دوم نور در مسیرهای فرعی پخش شده و در نهایت موجب کاهش انرژی لیزری می گردد. در مرحله جذب انرژی توسط بافتها مولکولها بیولوژیک، در اثر تشعشع لیزر، تحریک می شوند و به سه حالت از خود عکس العمل نشان می دهند:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱- اثر فتوشیمیایی Photo chemical Effect

۲- اثر ایجاد گرما و انرژی حرارتی Thermal Effect

۳- اثر یونیزاسیون Ionizing Effect

میدانیم تابش لیزر در بافتها می تواند تولید گرما بکند که تحت اثر ایجاد گرما و انرژی حرارتی از آن نام بردیم. اگر درجه حرارت بافت در اثر تابش نور لیزر کمتر از ۱۰ درجه سانتیگراد باشد، باعث عکس العمل های فتوشیمیایی و فتوآنزیماتیک می گردد. [لیزرهای He-Ne و دیود (نیمه رسانا)].

در مورد "Hot laser" در صورتی که درجه حرارت به ۱۰ الی ۲۰ درجه سانتی گراد برسد، سبب تغییر شکل مولکولی پروتئین ها و شکستن باندهای آنها می شود. اما اگر درجه حرارت بافت بیش از ۶۰ درجه سانتی گراد برسد، باعث انعقاد Photo coagulation می شود، لیزرهای پر قدرت: [لیزر آرگون، کریپتون، Co₂ (گاز کربنیک)] می شود و اگر شدت تابش لیزر به حدی باشد که دمای بافت بالاتر از این مقدار برسد سبب تبخیر photo Vaporization در درون سلولها شده و آب درون سلول خشک می گردد. [لیزر گازی Co₂ و لیزر جامد Nd:YAG حتی اگر درجه حرارت به ۱۰۰°C برسد سبب کربونیزه شدن photo carbonization، لیزرهای گازی Co₂ و لیزر جامد Nd:YAG می شود و املاح و مواد آلی سلولهای بافت سوخته و تبدیل به گاز کربنیک و زغال می گردند.

این موارد بجز مورد اول یعنی اثر فتوشیمیایی از حوزه بحث این تحقیق خارج هستند و لذا در اینجا صرفاً مورد اول را بررسی می کنیم. ضمن اینکه توضیح مختصری در موارد اثر گرمایی و اثر یونیزاسیون ارائه می شود. بطور خلاصه اثرات نور لیزر بر سیستم بیولوژیک بدن چنین است:

بافت های بدن، شدت نور لیزر را کاهش می دهند. رابطه کاهش شدت نور با افزایش عمق بافت، از یک رابطه لگاریتمی تبعیت می کند. $I = I_0 e^{-mx}$ که در این رابطه (I) شدت اشعه به فاصله x متر از بافت، (I₀) شدت تابش نور و (m) عدد ثابت است. بسته به انرژی لیزر مورد استفاده، اثرات متنوعی را می توان مشاهده کرد. همچنین با افزایش شدت انرژی لیزر، نخستین مشهودات عبارتند از:

(۱) جذب خطی (۲) اثرات گرمایی (۳) اثرات فتوشیمیایی (۴) صدور امواج ماوراء صوت U.V. (۵) جذب فوتون (۶)

درهم شکستن عایق ها که در انرژی های بسیار بالا روی می دهد.

در واقع میزان نفوذ اشعه های مختلف لیزر، از پوست تا لایه های زیرین آن در شکل زیر نشان داده شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

نفوذ اشعه ماوراء بنفش U.V. در همان اولین لایه های اپیدرم است و در آنجا جذب می گردد. اشعه قرمز لیزر هلیوم نئون He-Ne با طول موج $632/8\text{nm}$ نانومتر تا عمق ۲ الی ۵ میلیمتری بافت نرم نفوذ می کند ۷۷٪ انرژی اشعه در لایه مالپیگی پوست و ۵٪ آن در لایه زیرجلدی نفوذ می کند.

اشعه مادون قرمز I.R. مربوط به لیزر نیمه رسانا (دیود) با طول موج 800nm الی ۹۴۰ تا عمق ۱ الی ۵ سانتیمتری بافت نرم نفوذ کرده و این میزان نفوذ، در لایه مالپیگی ۶۵٪ در زیر جلد ۲۱٪ می باشد. البته با طول موج 1400nm به میزان ۲۸٪ در لایه زیرین پوست نفوذ کرده که ۸٪ آن در لایه زیرجلدی نفوذ می کند.

اشعه لیزر گاز کربنیک (CO_2) با طول موج 10600nm دارای حداکثر نفوذ تا لایه سطحی پوست corneal می باشد و اکثراً توسط آب سلولهای سطحی جذب می گردد.

(۱) اثر فتوشیمیایی (photo chemical Effect) در این عکس العمل، بافت، انرژی دریافت شده از فوتون ها را در خود ذخیره می کند و آنرا جهت واکنش شیمیایی به کار می گیرد و در عمل همان حساس سازی نوری (photo sensitization) است یعنی حساس نمودن یک مولکول در اثر تابش نور، تا بتواند در یک طول موج خاص، حداکثر میزان انرژی فوتون را جذب کند. این انرژی جذب شده از این مولکول به مولکول دیگر منتقل می شود و نهایتاً یک فعل و انفعال شیمیایی حادث می گردد. از این خصوصیت اشعه لیزر به دو طریق بهره برداری می شود:

الف) تابش دهی فوتونی (photoradiation) در واقع همان پدیده تحریک نوری (Photo bio stimulation) سلول های بدن است که با استفاده از این خصوصیت لیزر انجام می گیرد. مثلاً تابش لیزر هلیوم - نئون He-Ne باعث تسریع و تهییج تولید بافت گرانولاسیون در زخمها می شود.

تحقیقاتی که توسط پروفیسور مستر "Mester" مجارستانی و دیگران انجام گرفته و همینطور تأثیر تابش لیزر Nd:YAG را بر روی مفاصل بیماران مبتلا به آرتریت روماتوئید که این نور لیزر باعث برانگیختگی سلولهای superosive T cells می شود در واقع تسکین دردهای ماسکلو اسکلتال و نسوج نرم، توسط تابش لیزر ناشی از روند تحریک، و تولید و آزاد شدن نوروترانسمیترهای مهار کننده حس درد نظیر نور و انکفالین ها و نوروایی نفرین ها می باشد که از تحقیقات وسیع پروفیسور گلدمن Goldman آمریکایی در دپارتمان دانشگاه Emory آمریکا است.

ب) پدیده فتوآبلیشن Photoablation: یعنی تمرکز اشعه لیزر روی بافت بطوریکه باعث متلاشی شدن آن می شود و در نتیجه مثل یک چاقوی ظریف آن را پاره می کند بدون آنکه هیچ عارضه ای نظیر خونریزی بوجود آید. با این روش می توان برش بسیار ظریفی بر روی بافت زنده ایجاد در بطوریکه هیچ آسیبی به بافت های اطراف وارد نیاید. اخیراً از این روش در آنژیوپلاستی نیز بهره جسته می شود. مثلاً با استفاده از لیزر Excimer در طول موج ۱۹۳ نانومتر مربوط به

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

طیف نور آبی می توان مبادرت به بریدن دقیق و بسیار ظریف به اندازه یک میکرون بر روی قرنیه کرد بطوریکه هیچ آسیبی به بافتهای اطراف وارد نیاید.

۲) در مورد اثر گرمایی (Thermal Effect) در این حالت انرژی فوتون های اشعه لیزر، توسط رنگدانه ها و یا سلول جذب شده و باعث حرکت مولکولها و اتم ها شده که این حرکت مولکولی منجر به ازدیاد حرارت سلول و بافت می شود، که به اطراف نیز منتقل می گردد. اثر گرمایی لیزر به مقدار انرژی آن بستگی دارد و از حیثه بحث این تحقیق خارج است.

۳) در مورد اثر یونیزاسیون (Ionizing Effect) نیز زمانی که بافتی تحت تابش نور لیزر قرار می گیرد، در نقطه اصابت اشعه لیزر، الکترونها جدا شده و مولکولها یونیزه می شوند در نتیجه حالتی از ماده، به نام پلاسما که وضعیتی بین گاز و مایع است بوجود می آید، که به علت اشغال حجم زیاد، ایجاد امواج صوتی و مکانیکی کرده و باعث پارگی بافت می شود.

البته معمول ترین نیرویی که در این زمینه مورد استفاده قرار می گیرد لیزر نودمیوم Nd:YAG که لیزر جامد تحت پرتو دهی پیکوثانیه ای و از نوع لیزر پالسی با توان بالاست. پدیده تمرکز اشعه لیزر (Photo ablation) روی بافت که باعث متلاشی شدن آن می شود و در نتیجه مثل یک چاقوی ظریف آنرا پاره می کند، بدون آنکه هیچ عارضه ای نظیر خونریزی یا عفونت بوجود آید. البته اثر یونیزاسیون نیز از حوزه این مقاله خارج است.

مکانیسم های برهمکنش بافت و لیزر:

هنگام تاباندن پرتوی لیزر به بافت بیولوژیک ممکن است که انواع متعددی از مکانیسم های برهمکنش رخ بدهند این تنوع، از خصوصیات بافت ها و پارامترهای مختلف پرتوی لیزر منشاء می گیرد. خواص اپتیکی بافت که عبارتند از: بازتاب، پراکندگی و جذب اشتراکاً عبوردهی بافت را برای یک طول موج خاص تعیین می کنند و همینطور خواص حرارتی بافت مانند هدایت حرارتی و ظرفیت حرارتی.

از طرف دیگر پارامترهای پرتوی لیزر عبارتند از: طول موج، مدت زمان پرتو دهی، انرژی بکاررفته، اندازه نقطه کانونی، چگالی انرژی و چگالی توان. در اصل پارامتر مدت زمان تابش تعیین کننده نوع مکانیسم برهمکنش است که در جدول مقابل انواع مکانیسم برهمکنش بافت و لیزر در پنج گروه مرتب شده که عبارتند از:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱- برهمکنش فتوشیمیایی (cold laser)

۲- برهمکنش حرارتی

۳- کندسوزی نوری (hot laser)

۴- کندسوزی ناشی از پلاسما

۵- گسستگی نوری

وجه مشترک همه این مکانیسم های فوق الذکر، دامنه چگالی انرژی تقریباً بین 1 J/cm^2 تا 11000 J/cm^2 است.

چراکه چگالی توان، در دامنه ای با مرتبه ۱۵ می تواند دارای تغییرات باشد

بنابراین پارامتری که این روند را کنترل می کند مدت زمان پرتودهی لیزر که بطور عمده با مدت زمان برهمکنش

شناخته می شود. در یک طرح تمام لگاریتمی می توان این مکانیسم ها را بررسی کرد. محور عمودی نشان دهنده چگالی

توان برح سب w/cm^2 می باشد. محور افقی بیانگر مدت زمان پرتودهی برح سب ثانیه است. دو خط مایل نشان دهنده

شارش انرژی در دامنه $[1 \text{ J/cm}^2$ و $11000 \text{ J/cm}^2]$ است.

در اصل از مکانیسم های فوق، فقط برهمکنش فتوشیمیایی مورد بحث این مقاله است و سایر مکانیسم ها اثرات

حرارتی دارند و در آنها افزایش دمای موضعی صورت می گیرد که از حوزه بحث ما خارج است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

<p>الف) اگر زمان تابش $< 1S$ باشد ← برهم کنش فتوشیمیایی که از طریق استفاده از یک حساس کننده مولکول به نور به عنوان کاتالیزور که نتیجه آن: درمان فتودینامیک با کاربرد سرطان و یا بهبود زخم</p> <p>با مدت زمان متداول پالس ۱ ثانیه پیوسته</p> <p>[لیزر یاقوت سرخ و لیزر نیمه‌رسانا و لیزر رزینه]</p> <p>چگالی توان متداول $0.1-50 \text{ w/cm}^2$</p>
<p>ب) اگر زمان تابش بین $1S$ تا $1\mu s$ باشد ← برهم کنش حرارتی که در واقع بدست آوردن درجه حرارتی ویژه منجر به اثرات انعقاد، تبخیر کربنیزاسیون و ذوب می‌شود. با کاربردهای تجزیه حرارتی و گرمادرمانی میان‌بافتی</p> <p>با مدت زمان متداول پالس $1\mu s$ تا دقیقه</p> <p>[لیزر Nd: YAG و لیزر Co_2 و لیزر Er: YAG لیزر دیود و لیزر یون آرگون $Ar+$]</p> <p>چگالی توان متداول 10^1-10^6 w/cm</p>
<p>ج) اگر زمان تابش بین $1\mu s$ تا $1ns$ باشد ← کندسوزی نوری توسط فوتونهای پراثرژی UV که منجر به شکستن مستقیم پیوندهای مولکولی به همراه امواج صوتی و فلورسانس قابل مشاهده و با کاربرد جراحی انکساری قرینه</p> <p>با مدت زمان متداول پالس $10ns$ تا $100ps$</p> <p>[لیزر Excimer نوع: $XeCl$, XeF, KrF, ArF]</p> <p>چگالی توان متداول $10^7-10^{10} \text{ w/cm}^2$</p>
<p>د) اگر زمان تابش $> 1ns$ باشد ← کندسوزی ناشی از پلاسما که در آن تولید یونیزاسیون با رقه روشن پلاسما می‌شود که از طریق آن می‌توان، بدون آسیب حرارتی یا مکانیکی، بخشی از بافت را جدا کرد. کاربرد آن جراحی انکساری قرینه و درمان پوسیدگی دندان</p> <p>با مدت زمان متداول پالس $100ps$ تا $500fs$</p> <p>[لیزر Nd:YAG و لیزر Nd:YLF و لیزر Ti:sapphire]</p> <p>چگالی توان متداول $10^{11}-10^{13} \text{ w/cm}^2$</p>
<p>هـ) اگر زمان تابش $> 1ns$ باشد ← کندسوزی نوری که بریدن و تقسیم‌بندی کردن بافت توسط نیروهای مکانیکی توسط تولید گسستگی با موج شوک که منجر به تشکیل حفره و فواره می‌شود کاربرد آن در خرد کردن عدسی و لیتوتریپسی و تخریب بافت</p> <p>با مدت زمان متداول $100ns$ تا $100fs$</p> <p>[لیزر Nd:YAG و لیزر Nd:YLF و لیزر Ti:sapphire]</p>

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

چگالی توان متداول $10^{11}-10^{16} \text{w/m}^2$

بر اساس این نمودار محور زمان را می توان به پنج قسمت متمایز تقسیم کرد (البته این تقسیم بندی بر اساس

زمان پرتو دهی صورت می گیرد که در ذیل به شرح آن می پردازیم:

لازم به توضیح است که تفاوت دو مورد اخیر یعنی کند سوزی ناشی از پلاسما و گسستگی نوری، در چگالی

انرژی آنهاست که متفاوت است چرا که اولی بر اساس یونیزاسیوه و بعدی بطور عمده یک اثر مکانیکی است.

در این مقاله همانطور که قبلاً نیز ذکر شد صرفاً اثر غیرحرارتی لیزر مد نظر است پس ما به مورد الف: یعنی

اثر برهم کنش فتوشیمیایی بسنده می کنیم و به شرح آن می پردازیم.

چنانکه در مقدمه اشاره شد، یکی از اثرات اشعه لیزر بر سیستم بیولوژیک پدیده جذب (Absorbtion) در بافت

بیولوژیک است که بستگی به طول موج نور پرتوی لیزر دارد. در واقع از این طریق بافت انرژی فوتون را جذب کرده و در آن

واکنش های مختلفی اتفاق می افتد (یعنی نور لیزر قادر است تأثیری بر بافت بیولوژیک داشته باشد و آنرا تحریک کند) که

یکی از آنها اثر فتوشیمیایی است. در این عکس العمل، بافت، انرژی دریافت شده را در خود ذخیره می کند و آنرا جهت

واکنش شیمیایی بکار می گیرد.

در اصل اثر فتوشیمیایی همان حساس سازی نوری (Photo Sensitization) که عبارتست از: حساس نمودن یک

مولکول در اثر تابش نور، که مولکول از این طریق در یک طول موج های خاص، حداکثر میزان جذب انرژی فوتون را داشته

باشد و در نتیجه پس از جذب این مولکول، انرژی خود را به مولکول دیگر منتقل می کند نهایتاً یک فعل و انفعال شیمیایی

حادث می گردد.

در رابطه با برهمکنش فوتوشیمیایی می دانیم مدت زمان پرتو دهی به نسبت زیاد است. پس به همین نسبت طبق

نمودار برهمکنش لیزر بافت، چگالی توان کم است (معمولاً 1w/cm^2) ولی همواره دامنه چگالی انرژی تقریباً بین

$\tau < 1$ تا 1000J/cm^2 است در واقع مکانیسم برهمکنش فتوشیمیایی نقش مهم در در مان فتودینامیک

(photodynamic therapy (PDT) ایفا می کند (البته احتمالاً تحریک زیستی biostimulation نیز به برهمکنش

فتوشیمیایی نسبت داده میشود).

برهمکنش فتوشیمیایی در چگالی توان بسیار پایین (معمولاً 1w/cm^2) و مدت زمان پرتو دهی طولانی (ثانیه) با

امواج پیوسته (CW) رخ میدهد. حتی پالسهای بسیار کوتاه که دارای مدت زمان کوتاهتر از 100PS - و هر یک به تنهایی

دارای اثر حرارتی نیستند، در صورت سرعت تکرار بیشتر از $20-10 \text{ HZ}$ (بسته به نوع لیزر) روی هم دارای اثر حرارتی

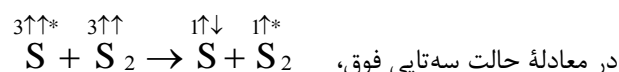
برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

خواهند بود. در اصل در طول PDT، رنگسازهایی که از لحاظ طیفی مناسب هستند به بدن تزریق می‌شود. همینطور انتخاب دقیق پارامتر لیزر توسط پراکندگی Scattering تعیین می‌شود (چرا که بافت غیر متجانس و چون جذب پایین است تفرق بالا است، پس اشعه حالت توازی خود را از دست می‌دهد و تغییر جهت می‌دهد). مثلاً طول موج لیزر باقوت رو دامن rhodamine Laser (۶۳۰ nm) در دامنه نور مرئی دارای بازده خوب و عمق نفوذ اپتیکی زیاد است و هنگامی که عمق بافت مد نظر است، از این لیزر استفاده می‌شود. پرتوهای تکرنگ که در این حالت می‌تواند واکنش فتوشیمیایی بخصوص را شروع کند که منجر به تبدیلات بیولوژیک ویژه‌ای می‌گردد. بنابراین این رنگساز همان حساس کننده به نور نامیده می‌شود (Photosensitizer)، که توانایی ایجاد واکنش‌های حاصل از پرتو را در سایر مولکولها غیرجاذب نور دارند. پس از تحریک تشدیدی این مولکول با پرتوی لیزر در اثر چندین استحالته همزمان یا متوالی مولکول حساس کننده به نور، باعث واکنش‌های تبدیلی درون مولکولی می‌شود. در نتیجه در آن چندین واکنش متنوع رخ می‌دهد که مواد شیمیایی شدیداً سمی (به علت اکسیداسیون غیرقابل برگشت) در سلول آزاد می‌شود. پس به عبارتی این پذیرنده رنگدانه‌ای بصورت کاتالیزور عمل می‌کند و در واقع این مولکول در حالت برانگیخته، می‌تواند انرژی منتقل شده از جذب تشدیدی را ذخیره نماید و در اصل غیرفعال شدن و بازگشت آن به حالت اولیه منجر به پدید آمدن ترکیبات سمی می‌شود. بنابراین نام دیگر این نوع برهمکنش اکسیداسیون ناشی از حساسیت نوری (Photosensitized Oxidation) می‌باشد.

بیشتر این حساس کننده‌ها به نور متعلق به رنگهای آلی هستند و حالت الکترون آنها به دو صورت حالت یکتایی و حالت سه‌تایی معین می‌شود سینتیک واکنش‌های مربوط به حساس شدن به نور در جدول مقابل فهرست شده است. بعد از جذب فوتونهای لیزری، این حساس کننده به نور ابتدا به یک حالت برانگیخته $1S^*$ منتقل می‌شود. سپس سه مسیر استحالته رخ می‌دهد که عبارتند از: ۱- استحالته یکتایی تشعشعی، ۲- استحالته یکتایی غیر تشعشعی و ۳- عبور درون سیستمی سه‌تایی. دو مورد اول به حالت یکتایی پایدار زمینه بازمی‌گردند و مورد آخر، عبور درون سیستمی به حالت سه‌تایی برانگیخته مولکول بوسیله استحالته سه‌تایی تشعشعی یا غیرتشعشعی، به حالت یکتایی پایدار باز می‌گردد. در اصل استحالته یکتایی تشعشعی را فلورسانس (با طول عمر کمتر مرتبه ns نانو ثانیه) و استحالته سه‌تایی تشعشعی را فسفرسانس (با طول عمر از ms میلی‌ثانیه تا S ثانیه) می‌نامند. البته برای استحالته حالت برانگیخته سه‌تایی دو مکانیسم واکنش (نوع I) و (نوع II) وجود دارد. معمولاً این واکنش‌ها بطور همزمان رخ می‌دهند البته اینکه کدام اول غالب باشد بستگی به غلظت اکسیژن و مولکول هدف دارد. واکنش (نوع I) که ویژگی آن تولید رادیکال آزاد است، در حالیکه انتقال انرژی برانگیختگی به مولکولهای اکسیژن، واکنش (نوع II) است. در طول واکنش (نوع I)، حالت سه‌تایی با مولکول هدف (غیراکسیژن) بعداً وارد واکنش میشود که منجر به آزاد شدن رادیکال‌های آزاد خنثی یا یونیزه میشود. بعلاوه واکنش اکسیژن سه‌تایی می‌تواند

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

منجر به ایجاد دی اکسید هیدروژن با آنیون های سوپر اکسید شود. در طی واکنش (نوع II) ، حالت سه تایی حساس کننده به نور Photosensitizer مستقیماً با اکسیژن سه تایی مولکول O_2 ، که بعداً به حالت برانگیخته تبدیل می شود، به O_2^* منتقل می شود، وارد واکنش می گردد. میدانیم حالت یکتایی، گشتاور اسپینی کل $S=0$ دارد در حالیکه حالت سه تایی، گشتاور اسپینی کل $S=1$ دارد و واکنش اسپینهای الکترونی آن بصورت زیر تغییر می یابند:



اکسیژن یکتایی برانگیخته O_2^* ، بسیار فعال است، لذا منجر به اکسیداسیون سلول و نکروز یعنی تخریب شدن آن می گردد. اکسیژن یکتایی به عنوان عامل سمی در فعال کردن نوری سلولهای تومور نقش دارد البته برای جلوگیری از اکسید شدن سلولهای سالم می توان از کاروتن استفاده کرد که اکسیژن یکتایی سمی را به اکسیژن سه تایی بی ضرر تبدیل می کند.

درمان فوتودینامیک (PDT) Photodynamic therapy :

یکی از ارکان عمده درمان سرطان بر روشهای جدید است و علم درمان فوتودینامیک تومور اخیراً شروع به پیشرفت کرده است و در واقع یک کاربرد درمانی رنگ به همراه نور است. برخی رنگها دارای خواص حساس کنندگی نوری هستند. اگر این رنگها به نحوی به حالت سمی بودن تبدیل پیدا کنند (مثلاً با پرتوی لیزر) ، تومورهای سرطانی را می توان از بین برد (مثلاً برخی از پورفرینها دارای مدت ماندگاری Clearance طولانی در سلولهای سرطانی هستند) درمان فوتودینامیک بصورتی انجام می شود که اول یک حساس کننده نور مثل مشتق همتوپورفرین HPD بصورت وریدی به بیمار تزریق می شود. این ماده از خون گوساله بدست می آید و ترکیب پیچیده ای از پورفرینهای مختلف از جمله: دی همتوپورفرین و هیدروکسی اتیل وینیل - دئوتروپورفرین و پروتوپورفرین که در بین این ترکیبات دی همتوپورفرین، ماده فعال در ایجاد اثر حساس کنندگی به نور است. اسامی اختصاصی برای HPD عبارتند از: فوتوفرین I و فوتوفرین II هر دو دارای ترکیبات شیمیایی پیچیده و فوتوفرین II در مرحله تعیین محل تومر، غنی میشود. دی همتوپورفرین توسط زنجیر [C-O-C] دو حلقه پورفرین را به هم متصل می کند ویژگیهای پورفرینها:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

پایدار در مقابل حرارت و داشتن رنگ سیاه و طیف جذب بصورتی که جذب شدید در طول موج از 350 nm تا 400 nm تابش نوار پهن تحریک در 1S_2 رنگ است. در حالیکه جذب نسبتاً ضعیف در طول موجهای تقریباً 620 nm - 630 برای منظوره‌های کلینیکی بکار می‌رود. در این طول موجها، در مقایسه با پرتوی UV، میتوان به بافتهای عمقی تر دست یافت چرا که ضریب جذب بیشتر بافته‌ها برای نورهای قرمز رنگ کمتر است.

ویژگی دیگر آن فلورسانس طیف HPD توسط دو قله در طول موجهای 620 nm و 680 nm معین می شود منشاء آنها به ترتیب انتقال $[^1S_0 \leftarrow ^1S_1(0)]$ و $[^1S_0 \leftarrow ^1S_1(0)]$ می باشد. پس از تحریک، این ماکرومولکول چه در حالت عادی الکترونی و چه در حالت برانگیخته، به چندین حالت نوسانی تقسیم میشود: ابتداء به پایین ترین مرحله نوسانی متعلق به مرحله تحریک الکترونی مربوط منتقل می شود و سپس از آنجا با تشعشع فلورسانسی به حالت عادی بازمی گردد. شایان ذکر است که ویژگی فلورسانس پورفرین به مقدار غلظت HPD آنها وابسته است یعنی با افزایش غلظت HPD، شدت پرتو در 620 nm کاهش می یابد و این امر به خاطر اثر خودجذبی است که در غلظتهای بالاتر از 10^{-3} mol/l ظاهر میشود. یعنی می توان همینطور با مقایسه شدهای نسبی فلورسانس، به غلظت HPD پی برد و از این طریق سلولهای سرطانی را از سلولهای سالم تمیز داد.

البته تکنیک قویتری بنام فلورسانس تفکیک زمانی (time-resolved fluorescence) وجود دارد که طبق آن طول مدت استحال فلورسانس HPD نیز به میزان غلظت آن بستگی دارد یعنی با افزایش غلظت HPD (مثلاً غلظت بیشتر حدود 10^{-3} mol/L یا 10^{-4} mol/L)، طول مدت استحال فلورسانس HPD کمتر است (به کوتاهی چندصد (PS) پیکوثانیه) اما کمترین غلظت مورد برر سی (مثلاً 10^{-6} mol/L)، منجر به زمان استحال فلورسانس بیشتر (در حد ns) نانوثانیه) می شود از طریق سیگنالهای فلورسانسی تفکیک زمانی و غلظتهای HPD مربوطه در نمودار نسبت به طول زمان استحال فلورسانس [بین ۳۵۰ ps و ۲ ns متغیر است] می توان سلولهای سالم و سلولهای سرطانی را از هم تمیز داد (مثلاً طبق مطالعه Yamashita در سال ۱۹۸۲ روی PBS انجام شد). بنابراین از طریق آشکار سازی دروازه زمانی (timegated) پرتوهای فلورسانس را می توان و سیله‌ای برای تشخیص سلولهای سرطانی داشت یعنی در تصویر مقابل، استحال شدت فلورسانس در سلولهای سالم را نسبت به استحال شدت فلورسانس در سلولهای سرطانی نشان میدهد و مشاهده می شود که خروج HPD در سلولهای سالم سریعتر است و مدت زمان استحال در سلولهای سالم بیشتر است (مثلاً بر اساس تحقیق kinoshita در سال ۱۹۸۸ طول زمان استحال برای سلولهای سالم $2/5 \text{ ns}$ و برای سلولهای سرطانی 1 ns است). البته مهمترین مشکل برای بیمار اجتناب از نور در دوره بین تزریق HPD و تشعشع لیزر می باشد (بیمار باید در هفته اول درمان در اتاق تاریکی بماند چرا که HPD در تمام بدن پخش شده و نور آفتاب یا نور مصنوعی سلولهای سالم را نیز خواهند

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

کشت. همینطور مشکل دیگر HPD نیست که شیب غلظت این ماده بین سلولهای سالم و سرطانی کم است و همینطور HPD در ناحیه قرمز و مادون قرمز طیف، جذب خیلی کمی دارد و فقط تومورهای نزدیک به سطح توسط این دو روش قابل درمان هستند همینطور تزریق کاروتنوئید به بیمار بلافاصله پس از تشعشع لیزر در دوره بین تزریق HPD الزامیست. این ماده کاروتنوئید بعنوان محافظت کننده (که در سطح ملکولی عمل می کند) بکار برده می شود در اصل توسط کاروتنوئید اکسیژن حالت یک تایی را به حالت سه تایی برمی گردانند.

تشخیص و درمان همزمان غدد سرطانی با حساس کننده های به نور، یکی از مزایای مهم PDT می باشد. در عین حال، ترکیبات جدید حساس کننده به نور که اصطلاحاً «نسل دوم» نامیده می شوند برای استفاده در PDT مورد تحقیق هستند. برای نمونه پورفیرین های احیاء شده (نفتالوسیانین ها و فوربیدها)

التبه مزو - تترا - هیدروکسی فنیل کلورین (mTHPC) توسط Gossner و همکارانش در سال ۱۹۹۴ بعنوان ماده شیمیایی شناخته شده تری نسبت به HPD معرفی شد که در واقع برای ایجاد نکروز در سلولهای سرطانی بسیار موثر است.

به کمک این ماده فقط به $\frac{1}{5}$ HPD نیاز است و یا

آمینولانولینی (ALA) که به تاهی حساس کننده به نور نیست اما پیش ماده ای برای تولید پورفیرین ها در داخل بدن است، که بصورت خوراکی از راه دهان مصرف می شود و نیاز به تزریق نیست. ALA کمترین آسیب به پوست را دارد و افزایش حساس بودن تنها در طول دو روز اول، پس از بکار بردن دارو قابل تشخیص است.

گرچه mTHPC در هفته اول بیشترین «حساس بودن» (sensitivity) را ایجاد می کند ولی بعد از هفته دوم تنها مقدار اندکی از حساس بودن باقی می ماند. برای کاهش این حساس بودن پوست، از ماده بنام استردی همپورفیرین (DHE) استفاده شد که در عرض چهار هفته اول بتدریج این حساس بودن کاهش یافت و در آخر این دوره به مقدار قابل ملاحظه ای کم شد. در اصل حساس بودن بر حسب ضریب ادم پوست اندازه گیری می شود.

نحوه درمان فتودینامیک به این صورت است که ابتدا یک حساس کننده به نور مثلاً مشتق هماتوپورفیرین (HPD) ($2/5\text{mg}$ تا 5 به ازای هر کیلو وزن بیمار) بصورت وریدی به بیمار تزریق شود. در عرض چند ساعت این ماده در تمام بافت های نرم بدن به غیر از مغز پراکنده می شود البته HPD تا هنگام دریافت پرتو لیزر بصورت غیرفعال باقی ماند و بعد از 48 تا 72 ساعت بیشتر این ماده از بافت های سالم خارج می گردد و غلظت آن در سلولهای سرطانی، حتی پس از 7 تا 10 روز نیز زیاد کاهش نمی یابد لذا HPD بلافاصله پس از تزریق در سلولهای سرطانی تجمع پیدا نمی کند ولی مدت توقف این ماده در این سلولها زیاد است یعنی ابتدا غلظت اولیه در سلولهای سالم و سلولهای سرطانی مشابه هم است ولی چون خروج

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

این ماده از سلولهای سالم سریعتر است پس رفته رفته این ماده در سلولهای سرطانی تجمع پیدا می کند. تا اینکه بعد از سه روز، غلظت HPD در سلولهای سرطانی ۳۰ برابر غلظت این ماده در سلولهای سالم میشود. در همین اثنا پس از روز سوم پرتوی لیزر به بافت تابانده میشود و در صورت لزوم می توان تا روز هفتم پرتودهی نور لیزر را تکرار نمود.

در طی این مدت، سلولهای سرطانی بسیار حساس هستند و نکروز میشوند. البته برخی از سلولهای سالم نیز ممکن است مقدار معینی از HPD را در خود ذخیره کنند که اینها نیز متعاقب پرتودهی به نور حساس میشوند و آسیب می بینند. درمان فتودینامیک توسط Berns, christensen, Moan به دقت مطالعه شد و روند کلی این درمان که درمان سرطان تنها بعنوان یکی از زمینه های کاربردی آن است، توسط لیزر هیلیم نئون He-Ne بررسی شد. همینطور اثرات ضدباکتری پورفیرنهای فعال شده با لیزر را Malik در سال ۱۹۹۰ مشاهده کرد، اخیراً نیز Wilson و همکارانش در سال ۱۹۹۳ در مورد اثر انواع حساس کننده ها به نور بر روی استرپتوکوک سانگویس (Sanguis) یک باکتری پلاک دندان تحقیقات انجام داده اند.

همانطور که مشاهده می شود فقط ترکیب لیزر و حساس کننده به نور نسبت به باکتری را بطور قابل ملاحظه ایی کاهش داده است.

همانطور که قبلاً اشاره شد در اصل مکانیسم برهمکنش فتوشیمیایی نقش بسزایی در تحریک زیستی (biostimulation) ایفا می کند. عقیده بر اینست که تحریک زیستی هنگام تابش های با توان کم رخ میدهد و به گروه برهمکنش های فتوشیمیایی تعلق دارد. در جدول زیر خلاصه ای از مهمترین مطالعات در مورد تحریک زیستی نشان داده شده است و این جدول زمینه های کاربرد مختلف را نشان میدهد. در اواخر دهه ۱۹۶۰ Mester لیزرهای با توان بسیار کم (۱-۵ mw) را بر روی بافت بیولوژیک مشاهده کرد.

بعدها Karu در سال ۱۹۸۷ اثرات بهبود موضعی زخمها و اثرات ضدالتهابی بوسیله چشمه های نورقرمز یا نزدیک قرمز لیزر هیلیم-نئون و لیزر دیود را، که بر اساس اثرنورهای با شدت کم بر روی تکثیر سلولی است، توجیه نمود. چنانکه در ناحیه زخمهای بدن شرایطی بوجود آید که مانع از تکثیر سلولها شود (مثلاً غلظت کم اکسیژن یا pH)، تشعشع پرتوهای مادون قرمز یا نزدیک قرمز می تواند بعنوان تحریکی برای افزایش تکثیر سلولی، عمل کند. با پرتودهی زخمهای تازه، بنظر میرسد که اثر تحریک زیستی ناچیز است یا اصلاً وجود ندارد. این مشاهده احتمالاً به خاطر این حقیقت است که تکثیر سلولی در زخم تازه بسیار شدید است و تولید سلولهای جدید توسط تشعشع لیزر تغییری پیدا نمی کند. سؤال دیگری که

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

همچنان بدون پاسخ مانده اینست که در تحریک زیستی کدامیک از پارامترهای پرتوی لیزر از قبیل: همدوسی، پهنای باند کم قطبش و... بیشترین اهمیت را دارد؟ یا به عبارت دیگر آیا لازم است که از پرتوی لیزر استفاده کنیم یا چشم ناهمدوس نور برای تحریک زیستی کفایت؟ بنابراین می توان گفت که تحریک زیستی زمینه ای با مجهولات زیاد است که باید مورد تحقیق قرار گیرد ما در تعیین مسیرهای فتوشیمیایی و واکنش های مربوط به آن ناتوان هستیم و تحقیقات دقیق در این زمینه و نتایج آزمایشهای قابل تکرار شدیداً مورد نیاز هستند.

یک شاخه مهم در درمان دستگاه گوارش بر اساس درمان فوتودینامیک PDT همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، پس از تزریق یک حساس کننده به نور (Photosensitizer) مناسب، و پس از گذشت یک مدت زمان تقریباً ۴۸ تا ۷۲ ساعته، مجرای دستگاه گوارش دهنده تحت پرتو دهی لیزری، مثلاً لیزر رزینه رودآمین (که توسط یک لیزر یون آرگون پمپ می شود) قرار می گیرد. کلیرانس (مدت ماندگاری) حساس کننده به نور منجر به یک شیب غلظت بین بافت سالم و بافت بدخیم می شود که مقدار آن بین ۱:۲ تا ۱:۴ است. البته تومورها تنها وقتی قابل درمان هستند که عمق نفوذ آنها زیر ۵ تا ۱۰ میلی متر باشد. اگر یک تومور در مراحل اولیه تشخیص داده شود، احتمال درمان کامل بیش از ۷۵٪ خواهد بود. در سرطانهای پیشرفته احتمال درمان کمتر از ۳۰٪ است. تومورهای معده بدلیل چینهای مخاط به سختی برای PDT قابل دسترسی هستند، لذا درمان معمولاً در دوزهای بالاتری همراه است. یک مزیت عمده PDT اینست که در مقایسه با درمان توسط لیزر Nd:YAG مراحل آندوسکوپی کمتری لازم است. بنابراین، کل مدت زمان PDT بطور قابل ملاحظه ای کمتر بوده و قابل تحمل تر می باشد میزان موفقیت، با اندازه تومور در زمان درمان رابطه عکس دارد. بطور کلی، PDT برای مراحل اولیه سرطان بکار می رود و برای بیمارانی که قابل جراحی نیستند، توصیه می شود. به عنوان مثال در صورت خطرناک بودن سایر روشها برای بیمار، در مرحله پیشرفته سرطان مری، PDT معمولاً درمان کامل را فراهم نمی سازد(البته ممکن است بطور قابل ملاحظه ای عمل بلع را آسان سازد). با کشف

حساس کننده های به نور جدید که کارایی بالاتری در ناحیه قرمز و نزدیک مادون قرمز طیف دارند، در آینده نزدیک ممکن است کاربردهای بیشتری برای PDT ایجاد گردد. همینطور با ارزیابی دقیق مطالعات بالینی، ممکن است درمانهای پیشرفته ای با ویژگی درمان بالاتر، در آینده بدست آید.

تنها در درمان فوتودینامیک سرطان دستگاه گوارش لیزررزینه (رنگی) بکار می رود و لیزر موج پیوسته Nd:YAG بطور حرارتی عمل می کند که توسط آن می توان بوسیله انعقاد، خونریزی را متوقف کرد. بطور عمده دو مورد استفاده برای درمان لیزری وجود دارد: ۱- خونریزی های دستگاه گوارش و ۲- تنگیهایی که مربوط به تشکیل تومور نمی باشند (غیرنئوپلازی) خوشخیم و بدخیم. در درمان تنگی های مری از لیزر نئودیمیوم استفاده میشود چرا که برای بازکردن تنگی

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

به جراح کمک میکند (معمولاً در مواردی که نتوان لوله آندوسکوپ را از تنگی عبور داد، ابتدا باید تنگی را با وسیله گشادکننده ویژه‌ای بطور مکانیکی گشاد نمود) سپس بافت تنگ شده را می‌توان توسط یک لیزر Nd:YAG و یک فیبر کوارتز قابل انعطاف منعقد کرد. در حین انعقاد، بافت به مقدار قابل ملاحظه‌ای چروکیده و جمع می‌شود، لذا کانال اشغال شده در مری باز می‌شود. اگر تنگی توسط یک تومور ایجاد شده باشد باید فیبر در داخل تومور قرار گیرد و انعقاد تومور از درون آن شروع می‌شود (توسط آندوسکوپ). پس تخصص دستگاه گوارش یکی از وسیعترین زمینه‌های کاربرد لیزر موج پیوسته (CW) مربوطه به Nd:YAG می‌باشد.

خونریزی حاصل را می‌توان با افزایش موقتی توان لیزر، متوقف نمود. گشاد کردن تنگی و انعقاد تومور (معمولاً در یک نوبت صورت می‌گیرد و تا 30 kJ انرژی مورد نیاز است. بافت نکروزه باقی مانده معمولاً طی چندروز از بین برده می‌شود که منجر به باز شدن کانال مری می‌شود. تنگی‌های غیرنئوپلاستی مجرای گوارش تحتانی توسط بکاربردن توان لیزری 100 W تا 80 W در یک فیبرنوری کوارتز و معمولاً فیبرهای کوارتز با قطر $600\ \mu\text{m}$ توسط یک لوله تفلون با قطر $1/8\text{ mm}$ تا $2/5$ محافظت می‌شود. گاز دی‌اکسیدکربن برای خنگ کردن نوک فیبر و دور نگهداشتن ذرات از بافت نیز مهیا می‌باشد.) و حرکت دادن آرام آن بطرف عقب و خارج از ناحیه دچار تنگی صورت می‌گیرد. بدینوسیله شیارهای با عمق $1-2\text{ mm}$ در طول تنگی پدید می‌آید. پس از $3-5$ روز شیارهای گشاد شده و یک مسیر قابل عبور ظاهر می‌شود و عبور آندوسکوپ بدون نیاز به فشار مکانیکی مقدور می‌شود. در تنگی‌های وسیع و ملتهب، ممکن است چندین درمان مورد نظر باشد. متأسفانه تنگی دوباره مری معمولاً پس از چند هفته رخ میدهد که بر اساس گزارش Bader و همکارانش، می‌توان از بروز آن بطور موثری در درمان دوم بنام بازدرمانی (after Load)، جلوگیری کرد. این درمان از یک چشمه رادیواکتیو مثلاً ^{192}Ir بهره می‌گیرد که به مدت چند دقیقه بوسیله یک پروب تحت کنترل کامپیوتر در داخل مری قرار می‌گیرد معمولاً 3 تا 5 دفعه از بازدرمانی‌ها تقریباً دو هفته بعد از انعقاد لیزری انجام می‌شود. در تومورهای بدخیم مری، آهنگ بقاء بسیار پایین است چرا که معمولاً در مراحل پیشرفته مورد تشخیص قرار می‌گیرند، پس این درمان فقط خاصیت تسکینی خواهد داشت.

به طور کلی تمام خونریزیهای موضعی و حاد برای انعقاد در دستگاه گوارش، توسط لیزر درمانی (مثلاً لیزر مناسب برای درون راست روده و معده بترتیب توانهای 50 W تا 70 W و 70 W تا 100) بکار می‌رود. پس از پاک کردن کامل نشاء خونریزی، بافت بوسیله حرکت دورانی باریکه لیزر از فاصله 5 mm تا 10 منعقد می‌شود برای این روند هیچ محدودیت زمانی‌ای وجود ندارد و در صورت حصول اثر مورد نظر، جراحی متوقف می‌شود معمولاً بیماران پس از جراحی به مدت سه روز تحت مراقب میشود قرار می‌گیرند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

البته یک روش پیشرفته برای درمان لیزری زخمها و خونریزیها که توسط ساندر و همکارانش در سال ۱۹۸۹ ارائه شد که البته سال بعد از آن آنها ادعا کردند که این روش برای انعقاد سایر انواع بافت نیز قابل استفاده است. این روش بر مبنای ترکیب باریکه و فواره آب می باشد: باریکه لیزر از طریق یک فوران آب به محل مورد نظر هدایت می شود و با استفاده از این روش در صد درمان خونریزی از ۸۲٪ به ۹۳٪ افزایش می یابد. درمان لیزری تومورهای مجرای گوارش تحتانی توسط روش متداول کرایوتراپی انجام میشود که در آن با سرد کردن تومور تا 180°C - موجب نکروز تومور می شود. برخلاف درمان بالیزرو باز درمانی، روش مذکور فقط در بیهوشی کامل بیمار قابل اجراست. بویژه در رابطه با بیماران مسن، این یک عدم مزیت عمده برای سرمدارمانی محسوب می شود پس بطور کلی نتیجه بحث فوق اینست که هر نوع زخم یا تومور را در صورت قابل دسترسی با جراحی آندوسکوپی می توان بکمک لیزر درمان نمود زخمها و تومورها تمایل دارند که فضای بیشتری را اشغال کنند پس منجر به تنگی شدیدی می شوند تنگی های زخم آگین و کوتاه مجرای تحتانی گوارش بهتر از تنگی های ملتهب طولانی مجرای فوقانی گوارش، قابل درمان هستند. در صورتی تشخیص تومور دیرنگام باشد و قابل برداشتن نباشد، کاربرد لیزر محدود به درمان تسکینی خواهد بود (از بین بردن درد به لحاظ حصول کیفیت بهتر برای عمر باقی مانده) تخصص دستگاه گوارش یکی از وسیعترین زمینه های کاربرد لیزر موج پیوسته cw لیزر Nd:YAG می باشد و تنها در درمان فوتودینامیک، لیزر رزین بکار می رود. بیماری های سیستم گوارش شامل زخمها و تومورهای مجرای گوارش هستند (بیشتر تومورهای روده در داخل کولون و راست روده گزارش شده اند).

مقایسه لیزرهای توان بالا Hot laser با لیزرهای توان پایین Cold Laser:

انرژی لیزر به پارامترهایی نظیر: مدت زمان متداول پالس، زمان پرتودهی، طول موج، چگالی توان، اندازه نقطه کانونی، سرعت تکرار (فرکانس)، خواص اپتیکی بافت (ضرایب جذب و پراکندگی) و پارامترهای حرارتی بافت (مانند ظرفیت حرارتی) بستگی دارد.

در بین پارامترهای ساختمانی اشعه لیزر، عمدتاً پارامتر «مدت زمان متداول پالس» از اهمیت ویژه ای برخوردار است به عبارت دیگر مدت زمان تشعشع که اساساً مشخص کننده نوع اثر بر بافت زنده است یعنی «طبق قانون یک میکروثانیه»، اگر طول مدت زمان متداول پالس کمتر از $1\mu\text{s}$ میکروثانیه باشد اثر غیرحرارتی بروز می کند (لیزر توان پایین) در حالیکه اگر طول مدت زمان متداول پالس بیشتر از $1\mu\text{s}$ میکروثانیه باشد اثر حرارتی ظاهر می شود (لیزر با توان بالا). معمولاً برهمکنش فتوشیمیایی در چگالیهای بسیار پایین انرژی (معمولاً 1 w/cm^2) و مدت زمانهای پرتودهی طولانی (S ثانیه) با

امواج

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

CW رخ میدهد. در بسیاری از این موارد طول موجهای دامنه مرئی با بازدهی بالا و عمق نفوذ زیاد استفاده می شود (لیزر کم توان: یاقوت رود امین rhodamine Ruby laser در ۶۳۰nm) بنابراین با مراجعه به نمودار برهمکنش های لیزر بافت، وقتی که محور عمودی چگالی توان (بر حسب w/cm^2) و محور افقی مدت زمان تابش (برحسب ثانیه S) است می توان ملاحظه کرد که چگالی توان برای مرتبه پایین از 10^{-3} تا 10^0 و با مدت زمان تابش طولانی (بین 10^0 و 10^3) یعنی تابش بزرگتر از ۱S باعث بروز برهمکنش فتوشیمیایی و اثر غیرحرارتی ناشی از آن می شود (لیزرهای با توان پایین). در حالیکه در این نمودار، چگالی توان در دامنه های با مرتبه های بالاتر و همینطور مدت زمان ای پرتو دهی کمتر (یعنی بین ۱S تا $1\mu s$) یعنی تابش کمتر از ۱S باعث بروز انواع برهمکنش های حرارتی و کند سوزی نوری و کندسوزی ناشی از پلاسما و گسستگی نوری در بافت می شود (لیزرهای توان بالا) از $1\mu s$ تا $1ns$ بروز کند سوزی نوری و کوچکتز از $1ns$ بروز کند سوز ناشی از پلاسما و گسستگی نوری. بنابراین همانطور که در نمودار ملاحظه می شود دو خط مایل که نشان دهنده شارش انرژی (چگالی انرژی) در دامنه ایی بین $1J/cm^2$ تا $100J/cm^2$ (برای لیزرهای پزشکی)، نشان دهنده ارتباط معکوس بین چگالی توان و مدت زمان پرتو دهی است. پس مدت زمان پرتو دهی به عنوان پارامتر بسیار مهم برای تعیین نوع برهمکنش خود را نشان می دهد.

البته ناگفته نماند که پالسهای با مدت زمان کوتاهتر از $100ps$ - هر یک به تنهایی دارای اثر حرارتی نیستند بلکه در صورت سرعت تکرار آنها بیشتر از $10Hz$ تا 20 هرتز (بسته به نوع لیزر) روی هم دارای اثر حرارتی خواهد بود (لیزرهای با توان بالا).

همانطور که می دانیم طریقه انتشار و گسیل موج در لیزرها به دو صورت پیوسته (مداوم) CW و پالسی (تپی) PW است لیزرهای توان پایین غالباً از رژیم CW سود می برند مثلاً لیزر یاقوت سرخ با توان بسیار کم $5-1mw$ در درمان فتودینامیک و بهبود زخم بافتها و یا لیزر هلیوم نئون با توان پایین $20-0mw$ که در زمینه فیزیوتراپی استفاده می شود. در حالیکه لیزرهای با توان بالا وقتی در PW کاری کنند آسیب حرارتی بعنوان عارضه جانبی بروز می دهند مثل لیزرهای Nd:YAG و یون آرگون

CO_2 و Ar^+ که منجر به آسیب های شدید حرارتی همچون انعقاد شدید، نکروز بافت عروقی و سوراخ شدن دیواره رگها تنها لیزرهای توان بالا با انتشار موج پالسی که مدت زمان پالس آنها کوتاهتر از $1\mu s$ است، کندسوزی غیرحرارتی را فراهم می کنند. در واقع پیشرفت در جراحی لیزری را می توان اساساً به پیشرفت سریع سیستمهای لیزری پالسی نسبت داد. مثلاً جراحی با لیزر Nd:YAG تحت پرتو دهی PS پیکوثانیه ای با نظام پالسی که توانی بالا دارد. یعنی طول مدت زمان متداول پالس همانطور که در بالا گفته شد، نوع اثر بر روی بافت را تعیین می کند در واقع پالسهای بسیار کوتاه با طول زمان

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

کوتاهتر از ۱۰۰ PS و با چگالی توان بالا (انرژی کافی از 10^{13} w/cm^2 تا 10^{11}) برای ایجاد پلاسماهای موضعی محدود بکار می‌روند. در این صورت حتی لیزرهای نور مرئی و نیمه هادی (IR) می‌توانند بطور غیرحرارتی برهمکنش داشته باشند. چگالی توان برحسب W/cm^2 برای لیزرهای باتوان پایین از $50 \text{ W/cm}^2 - 0.1$ بوده (توان بسیار کم در حد mw میلی وات) در حالیکه برای لیزرهای با توان بالا از 10^{16} w/cm^2 تا 10^1 (توانهای بالا در حد وات W).

در خصوص طول موج، می‌توان گفت که پدیده جذب انرژی فوتون‌ها توسط بافت زنده به میزان طول موج نور تابیده شده بستگی دارد چرا که بافتهای بیولوژیکال بر اساس جذب انرژی فوتون‌های اشعه لیزر، ایجاد واکنش‌های متفاوتی و اثرات ویژه‌ای از خود بروز می‌دهند البته شرط اصلی و ضروری برای ایجاد این اثرات بیولوژیک، جذب انرژی فوتوهای پرتولیزر است و طول موج نشان می‌دهد که یک پرتو چقدر در بافت نفوذ می‌کند و به عبارتی میزان جذب و پراکندگی مؤثر را سبب می‌شود سپس وابستگی واکنش‌ها به طول موج اعمالی است. برای لیزرهای کم‌توان، طول موجهای درمانی مشخص در یک طیف الکترومکانیک فاقد کارایی در ایجاد گرما و حرارت در بافتهای می‌باشند و عملاً در تحریک بافتهای زیرجلدی مورد استفاده قرار می‌گیرند: مثلاً طول موج لیزر هلیوم - نئون 632.8 nm است که در طیف نور قرمز قابل رؤیت قرار دارد و در فیزیوتراپی جهت تسکین دردها و سنتز بافت کلاژن و ترمیم زخمهای دیرجوش استفاده می‌شود. و یا در لیزرهای نیمه‌رسانا مثل دیود گالیوم-آرسینید GaAs طول موج درمانی 940 nm و دیود گالیوم-آرسینید-آلومینیم GaAlAs طول موجهای

750 nm الی 850 nm را می‌توان بدست آورد و اینها در طیف مادون قرمز غیر قابل رویت قرار دارند. لیزرهای دیود یا نیمه‌هادی IR در فیزیوتراپی، جهت تسکین دردهای عمقی و تحریک و درمان نقاط درد Trigger Point و بهبود زخمها استفاده می‌شود. لیزر یاقوت دارای طول موج 694 nm و در محدوده طیف نور قرمز قابل رؤیت قرار دارد که در تشخیص و درمان فتودینامیک PDT بعنوان لیزر یاقوت سرخ با توان کم بر روی بافت منجر به بهبود زخم پوست و رشد موها می‌شود. لیزر رزین‌های با طول موجهای بین 450 nm تا 900 nm ، دارای باند جذب قوی و ویژگی لومینانس (Luminance) در ناحیه مرئی و ماوا بنفش نزدیک هستند یعنی امکان تنظیم‌پذیر بودن طول موج در لیزر رزین‌ها رود آمین وجود دارد و در درمان فتودینامیک برای مراحل اولیه سرطان دستگاه گوارش کاربرد دارد.

در زمینه اورولوژی، لیزرهای رزین‌ها در طول موج 630 nm و چگالی انرژی 10 J/cm^2 تا 50 در در مان فتودینامیک برای تومورهای مثانه استفاده می‌شوند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

لیزر نئودیمیوم Nd:YAG دارای طول موج ۱۰۶۴nm که در طیف مادون قرمز غیر قابل رؤیت قرار دارد و در فیزیوتراپی برای تسکین دردهای عضلانی، مفصلی و عصبی، تسریع تولید بافت گرانولاسیون در زخمها، کاهش ادم و درمان درد مفاصل و التهاب لیگامانها و تاندونها، البته کاربرد درمانی ویژه آن در درمان فتودینامیک است.

در آخر برای پارامتر اپتیکی بافت می توان گفت که برای اندازه گیری خواص اپتیکی بافت باید شدت پرتوهای عبوری، بازتاب و پراکنده را در نظر گرفت چرا که تعیین جذب کار مشکلی است و میدانیم فوتونها جذب شده توسط بافت دیگر در دسترس نیستند. لذا بسیاری از تکنیک های لیزری واقعاً مفید که از لحاظ بالینی محقق شده اند، زمینه های بالقوه زیادی برای کاربرد بالینی محقق کرده اند. در میان این زمینه ها، مطمئناً جراحی لیزر دارای قابل ملاحظه ترین پیشرفتهای در قرن حاضر بوده است و امروزه تعداد بسیاری از روشهای کاربرد لیزر در سراسر جهان بکار گرفته می شود. بیشتر این روشها متعلق به خانواده جراحی با کمترین تهاجم (Minimally invasive surgery (MIS می باشند که در آن تماس با بدن توسط لوازم جراحی صورت نمی گیرد و همینطور هیچ آسیبی به بافتهای مجاور وارد نمی آورد و خونریزی نیز صورت نمی گیرد. بنابراین لیزر با توان بالا بعنوان یک تیغ جراحی و وسیله درمانی در پزشکی بکار گرفته می شود.

در حیطه جراحی، اثرات ناشی از لیزرهای توان بالا عبارتند از: اثر حرارتی (انعقاد الکتریکی و تبخیر و سوزاندن بافت و ذوب) و اثر یونیزاسیون (بریدن مکانیکی بافت از طریق تمرکز اشعه لیزر روی بافت photo ablation که این اثرات از نوع موتاژنیک هستند. اثرات ناشی از لیزرهای کم توان بلعکس، از نوع اثرات غیرحرارتی یعنی فتوشیمیایی و فتوآنزیماتیک اند و عملاً در ساختمان مولکول DNA سلولهای بافت زنده تغییر ایجاد نمی کنند و لذا این اثرات از نوع غیرموتاژنیک هستند. برای فهم عمیق تر اثرات فوق الذکر، لازمست به پارامتری تحت عنوان «درجه حرارت بافت» اشاره کنیم در مورد درجه حرارت بافت می توان گفت که در اثر تابش نور لیزر به بافت، اگر درجه حرارت بافت کمتر از ده درجه سانتی گراد (C) ۱۰، باعث عکس العمل های فتوشیمیایی و فتوآنزیماتیک می گردد (Photo chemical Effect) در این پدیده بافت انرژی فوتونهای اشعه لیزر را در خود ذخیره می کند و آنرا جهت واکنش شیمیایی بکار می گیرد که در واقع همان حساس سازی نوری (Photosensitization) که در آن در اثر تابش نور منجر به حساس نمودن یک مولکول (در یک طول موج خاص) شده به طوریکه این مولکول قادر خواهد بود بعد از جذب انرژی فوتونها، این انرژی را به سایر مولکولها منتقل کند و نهایتاً یک فعل و انفعال شیمیایی حادث می گردد اصطلاح «فتوشیمیایی» باید برای برهمکنش پالس با حساس کننده های به نور، در هنگام استفاده از پالسهای طولانی مدت، استفاده شود در واقع لیزرهای نیمه رسانا (IR) و لیزر هیلیم نئون (He-Ne) نمونه های خوبی برای این منظور هستند. همینطور در پدیده تحریک زیستی (Photo biostimulation) در

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

واقع تحریک نوری سلولهای بدن توسط تابش نور لیزر هیلیم نئون که باعث تسریع و تهییج تولید بافت در زخمها granulation می شود همینطور در طی تابش دهی فوتونی (Photoradiation) تأثیر تابش مثلاً لیزر Nd:YAG با توان پایین آورده شده توسط طراحی خاص Q-Switch، را بر روی مفاصل بیماران مبتلا به آرتريت روماتوئید باعث برانگیختگی سلولهای Suppressive T cells می شود و منجر به تسکین دردهای مفصلی و عصبی در نسوج نرم و بعلاوه آزاد شدن نور ترانسسمیترهای مهاری حس درد نظیر نوروانکفالین و اپی نفرین می شود. در صورتی که درجه حرارت بافت به ۱۰ الی ۲۰ درجه سانتی گراد برسد، باعث بروز اثر گرمایی (Photothermal effect) و در نتیجه تغییر شکل مولکولی پروتئین ها و شکستن باندهای آنها می شود یعنی در این حالت انرژی فوتوهای اشعه لیزر با توان بالا توسط رنگدانه های سلولها جذب و باعث تسریع حرکت مولکولها که منجر به ازدیاد حرارت در سلول بافت می شود (این حرارت به اطراف نیز منتقل می گردد) و اثرات گرمایی لیزر به مقدار انرژی (بر حسب ژول) آن بستگی دارد.

اگر درجه حرارت بافت تحت تابش لیزر به بیش از ۶۰ درجه سانتی گراد برسد باعث پدیده «انعقاد» (Photo coagulation) و بافت نکروزه می شود (لیزرها گازی آرگون، کربپتون، گاز کربنیک و دیودی با کاربردهایی چون سوراخ کردن ایریس چشم Argon laser Iridectomy و برای شبکه Retinal Photocoagulation و غیره...)

اگر شدت تابش لیزر به حدی باشد که دمای بافت بالاتر از ۶۰ درجه سانتی گراد برسد، سبب «تبخیر» (Photo Vaporization) که منجر تبخیر آب در بافت می شود (یعنی آب شدیداً پرتوی لیزر را در طول موج خاص جذب کرده و با افزایش فشار، آب در طول تبخیر دچار انبساط حجمی می شود که منجر به انفجارهای میکرو سکویی در آن محل و ایجاد برشهای دقیق در بافت می شود البته به جای اصطلاح تبخیر در مقالات، از اثر مکانیکی حرارت (thermomechanical effect) استفاده می شود که به علت پدید آمدن فشار، موسوم به کندسوزی انفصال حرارتی (thermal decomposition) است. (لیزر گازی گاز کربنیک CO₂، لیزر جامد Nd: YAG که توسط تابش آنها آب درون سلولهای بافت تبخیر شده و بافت خشک می شود.

در صورتی که حرارت بافت تحت تابش به بیش از ۱۰۰ درجه سانتی گراد برسد، املاح و مواد آلی بافت سوخته و تبدیل به ذغال (به عبارت دیگر کربن آزاد می شود) و گاز کربنیک CO₂ تولید می شود که به این حالت کربنیزاسیون بافت (Photo Carbonization) می نامند. (لیزر جامد Nd: YAG و لیزر گازی CO₂ که به منظور درمان متازناز جهت جراحی ضایعات سطحی پوست (بدون خونریزی) استفاده می گردد. در این مورد مقدار انرژی بکار رفته بسیار زیاد بوده و لذا دمای موضعی بافت به مقدار زیادی بالا رفته و تا حد ۱۵۰ درجه سانتی گراد هم می رسد. در صورتی که حرارت بافت تحت تشعشع

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آر م سایت و به همراه فونت های لازم

نور لیزر به چند صد درجه سانتی‌گراد برسد، پدیده «ذوب شدن» (Photo disruption) اتفاق می‌افتد که برای جراحی و درمان ضایعات پوستی و مخاطی می‌باشد (لیزر HO: YAG پس از تابش ۱۰۰ پالس به سطح یک دندان در محل برخورد پرتو لیزر با دندان چندین ترک دیده می‌شود. که ناشی از فشار حرارتی ایجاد شده در اثر شیب دما در سطح دندان است واضح است که طول زمان پالس به اندازه کافی بزرگ است (در حد چند میکروثانیه‌ای μs) که افزایش دمای لازم را ایجاد نماید چرا که فرکانس بکاررفته فوق‌العاده کوچک ۱ HZ تا بتواند ماده دندان که حاوی هیدروکسی آپاتیت است ذوب کند بنابراین درجه حرارت پارامتر تعیین‌کننده در تمام برهمکنش‌های حرارتی لیزر و بافت می‌باشد. اثرات حرارتی هم بوسیله لیزرهای پیوسته CW و هم توسط لیزرهای پالسی PW قابل ایجاد است تشعشع لیزر پیوسته و یا پالسی (در صورتیکه طول

مدت زمان پالس $1 \mu s$ و یا بیشتر)، هنگام بکاربردن توان بیشتر از $10 \frac{W}{cm^2}$ ، بصورت حرارتی اثر می‌نماید و در

«برهم‌کنش‌های حرارتی» ، جذب بوسیله مولکولهای آب نقش مهمی ایفا می‌کند. ضریب جذب نیز شدیداً به طول موج پرتوی لیزر فرودی وابسته است. (دامنه مرئی ضریب جذب آب بسیار کم است و در واقع در ناحیه مرئی و ناحیه UV طیف، جذب، بسته به مقدار نسبی ماکرومولکولهایی مانند ملانین و هموگلوبین است در حالیکه در ناحیه IR، مولکولهای آب جذب اصلی هستند چرا که ضریب جذب آنها چندین مرتبه بیشتر است.

برای تجزیه حرارتی بافتها، لازمست که مدت زمان پالس لیزر را طوری تنظیم کنیم که آسیب حرارتی در بافتهای مجاور به حداقل برسد تا حداقل نکرور مورد نظر بدست آید. این مسئله در واقع وابسته به «زمان آسایش حرارتی» thermal relaxation time است و این خود با مساوی قرار دادن عمق نفوذ اپتیکی L با عمق نفوذ حرارتی Z_{therm} در معادله زیر بدست می‌آید.

$$L = \sqrt{4k\tau_{therm}}$$

در این معادله τ_{therm} همان زمان آسایش حرارتی است و در واقع میزانی برای تأثیرپذیری بافت از حرارت است و در نتیجه در روند تجربه حرارتی بافت نقش بسزایی دارد. در اصل برای پالسهای لیزر با مدت زمان پالس $\tau_{therm} > \tau$ ، حرارت حتی به فاصله‌ایی که عمق نفوذ اپتیکی L آنرا معین می‌کند هم نمی‌رسد، لذا آسیب حرارتی بافت تجزیه نشده قابل چشم‌پوشی است. ولی برای $\tau_{therm} < \tau$ ، حرارت تا چندین برابر فاصله عمق نفوذ اپتیکی L هم منتشر می‌شود پس آسیب به بافت (به حجم مورد تجزیه حرارتی) امکان‌پذیر می‌شود در رابطه تساوی فوق وابستگی L^2 به طول موج، به τ_{therm} منتقل شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

همانطور که در منحنی زمانهای آسایش حرارتی آب ملاحظه می‌شود، کمترین زمان آسایش حرارتی تقریباً $1\mu\text{s}$ میکروثانیه است که در قله جذبی آب برای طول موج حدوداً $3\mu\text{m}$ رخ می‌دهد این قله جذبی از نوسانات متقارن و نامتقارن مولکولهای آب ناشی می‌شود و فرکانس رزونانس این مدهای نوسانی به ترتیب $10^{14} \times 1/0.8$ Hz و $10^{14} \times 1/1.3$ Hz می‌باشد که این فرکانس‌ها به طول موج حدوداً $3\mu\text{m}$ مربوط می‌شود لذا در این حالت لیزرهایی با اثر حرارتی مطرح می‌شوند. لذا لیزرهای تقویت شده خانواده Er^{+3} با طول موجهای مربوطه عبارتند از:

Er :YAG در $2/94 \mu\text{m}$

Er :YLF در $2/8 \mu\text{m}$

Er :YSGG در $2/79 \mu\text{m}$

Ho :YAG در $2/12 \mu\text{m}$

که نمونه‌ای از لیزرهایی هستند که اثرات حرارتی اعمال می‌کنند لیزرهای اربیم (Erbium laser) و هولمیوم (holmium laser) در زمینه جراحی آرتروسکوپی مفاصل مثل برش مینیسک زانو (meniscectomy) برای کندسوز غضروف در طول موج $2/79\mu\text{m}$ با انرژی پالس $53 \mu\text{s}$ و مدت زمان $250 \mu\text{s}$ ناحیه تخریب حرارتی به وسعت $60 \mu\text{m}$ مشاهده می‌شود.

بنابراین پالسهایی با مدت زمان $1 < \tau$ ثانیه معمولاً همراه با آسیب حرارتی نیستند یعنی «طبق قانون $1\mu\text{s}$ »:

الف) حالت اول $1\mu\text{s} < \tau$ برای پالس‌های ns, ps انتشار حرارت در طول تشعشع پالس لیزر قابل اغماض است

با فرض اینکه شدت در طول تشعشع پالس ثابت باشد در معادله $S = \alpha I_0$ که S منبع حرارت در داخل بافت و α

ضریب جذب و I شدت موضعی است از آنجایی که α شدیداً به طول موج وابسته است. لذا S هم به طول موج وابستگی

شدیدی خواهد داشت در واقع ضریب‌های جذب متداول α و طول جذب‌های مربوطه L برای طول موجهای مهم پرتوی

لیزر در جدول مقابل نشان داده شده است.

در واقع می‌توان با انتخاب طول موجی که توسط بافت به شدت جذب می‌شود، آسیب حرارتی به بافت‌های مجاور را

به حداقل رساند در مورد بافت‌های حاوی مقادیر زیاد آب، لیزرهای Er:TSCG, Er:YAG مناسبند و به خاطر قفل شدگی

مد این لیزرها، هنوز کاربردهای کلینیکی تثبیت نشده است در حالیکه در لیزرهای IR (نیمه رسانا) قابل تنظیم مانند:

نوسانگر پارامتریکی optical Parametric oscillator و لیزر الکترون آزاد Free electron laser برای این منظور

مناسبند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

ب) حالت دوم $1\mu s > \tau$ ، برای مدت زمان زیاد پالس که در آن انتشار حرارت قابل توجه است و ناحیه آسیب دیده از حرارت بطور قابل ملاحظه ای وسیع است و دیگر انتشار حرارت در طول پالس لیزر مطرح است در این حالت درجه حرارت بطور خطی افزایش نمی یابد چرا که به دلیل آهنگ تکرار زیاد پالسهای لیزر درجه حرارت افزایش دیگر دارد. یعنی در این حالت آهنگ انتقال حرارت کندتر از آهنگ تولید حرارت است. مثلاً اگر ۱۰۰۰ پالس از یک لیزر Nd: YLF با آهنگ تکرار ۱ KHZ در روی نقطه ای از دندان انسان متمرکز شود، باعث ترک خوردگی شعاعی و ذوب در سطح دندان می شود (لیزر توان بالا). اثرات حرارت در مدل برهمکنش حرارتی عبارتست از اثرات بیولوژیک مربوط به درجه حرارت های مختلف در داخل بافت، البته این اثرات بسته به نوع بافت و پارامترهای انتخابی لیزر، بسیار متنوع خواهند بود که اینک برای «برهمکنش حرارتی» چگالی توان متداول $10^6 - 10^7 \text{ W/cm}^2$ و مدت زمان متداول پالس از $1\mu s$ تا ۱ دقیقه است. و معمولاً کاربردهای آن عبارتند از انعقاد، ذوب، تجزیه حرارتی، گرما درمانی میان بافتی توسط لیزر (LIIT) و درمان جداشدگی شبکه چشم، در مورد گرمادرمانی میان بافتی (Laser induced interstitial thermotherapy) (LIIT) این روش جدید، در واقع توانایی در انعقاد موضعی بافت در درمان تومورها بوسیله لیزر است (تومورهای شبکه، مغز، رحم، کبد و پروستات که بصورت تکنیک کارآمد در جراحی با حداقل تهاجم MIS استفاده می شود. مهمترین کاربرد بالینی این روش در زمینه زنان و زایمان اورولوژی است. در درمان تومورهای بدخیم مثانه و درمان خوش خیم پروستات (hyperplasia) تحت گرم کردن سلولها تا بالای 60°C است که واسرشتی پروتئینها و انعقاد سلولها در این درجه حرارت رخ می دهد بوسیله Nd:YAG در طول موج 1064mm و یا لیزر دیود در طول موج $800 - 900\text{mm}$ که اینها در اعماق بافت نفوذ می کنند و لذا حجم های بزرگ را می توان مورد درمان قرار داد توان لیزر پیوسته $5/1\text{W}$ برای چند دقیقه و حجم انعقاد به قطر 40mm است. در واقع اولین مکانیسم که بافت بصورت حرارتی تحت تأثیر آن قرار می گیرد، تغییر ساختمانی مولکولی است که در آن پیوندها شکسته شده و تغییر در غشاء سلولی رخ میدهد. به این حالت «هایپرترمی» (hyperthermia) گفته می شود که بین 42°C تا 50°C رخ میدهد اگر این حالت برای چند دقیقه ادامه یابد، درصد قابل ملاحظه ای از بافت دچار نکروز خواهد شد. در واقع بعد از 50°C یک کاهش قابل ملاحظه ای در فعالیت آنزیمها مشاهده می شود که منجر به کاهش انتقال انرژی در داخل سلول و عدم تحرک آن خواهد بود و بعلاوه برخی از مکانیسم های ترمیمی سلول از کار خواهند افتاد که نسبت بقای سلول کمتر خواهد شد. در 60°C کلاژن و پروتئینها دچار وا سرشتی می شوند که منجر به انعقاد بافت و در عمل نکروز سلول می شود و بافت رنگ پریده می شود. در درجه حرارت بالای 60°C از چندین تکنیک درمانی از جمله گرمادرمانی میان بافتی LITT می توان استفاده کرد در درجه حرارت بالاتر از 80°C ، نفوذپذیری غشاء شدیداً افزایش می یابد لذا تعادل در غلظت شیمیایی بافت سلولی بهم می خورد. در درجه حرارت 100°C مولکولهای آب که در بیشتر بافتها

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

موجودات شروع به تبخیر می کنند، البته گرمای تبخیر آب 2253 KJ/Kg بالاست و این یک مزیت محسوب می شود چرا که بخار تولید شده حرارت اضافه را منتقل کرده و از افزایش بیشتر درجه حرارت در بافتهای مجاور جلوگیری می کند و به علت افزایش حجم زیاد در این تبدیل حالت، حبابهای گاز تولید شده منجر به گسیختگی مکانیکی و تجربه حرارتی بافت می شوند. فقط در صورت تبخیر تمام مولکولهای آب، و ادامه تشعشع لیزر، درجه حرارت به بالای 150°C خواهد رسید که به آن کربنیزاسیون می گویند و بافت سیاه می شود و برای جلوگیری از آن بافت را با آب یا گاز خنک می کنند و بالاخره بعد از 300°C شروع به ذوب شدن می شود در جدول زیر، درجه حرارت موضعی و اثرات حرارتی مربوطه فهرست شده اند همینطور درجه حرارت 60°C در صورت ادامه به مدت ۶ ثانیه منجر به آسیب غیرقابل برگشت می شود پس احتمال زنده ماندن سلول بستگی به تداوم زمانی درجه حرارت دارد. در مورد لیزرهای با توان بالا وقتی بافت تحت تشعشع بسیار زیاد لیزر (چگالی

متداول انرژی $\frac{W}{\text{cm}^2}$ 10^{10} تا 10^7 و مدت زمان متداول پالس 10 ns تا 100 ps) در آن تجزیه ماده رخ داده و عملاً بافت

بطور کاملاً دقیق و شفاف، بدون هیچ آسیب حرارتی (مثل انعقاد و تبخیر و...) جدا شده و این برش دقیق بافت را «تجزیه نوری تخریبی» (ablative photodecomposition) و این نوع برهمکنش را «کنندسوز نوری» می گویند که در آن تخریب توسط نور UV صورت می گیرد یعنی شکستن مستقیم پیوندهای مولکولی توسط فوتونهای پرنرژی UV به همراه امواج صوتی و فلورسانس قابل مشاهده است پس جذب انرژی زیاد فوتونهای UV و رساندن آنها به حالت تحریکی و متعاقب آن تفکیک و جداشدن قطعات در محل بدون نگرور را اصول کندسوز نوری می نامند. که کاربرد آن در جراحی انکساری قرنیه است. البته لیزرهای متداول آن از سری اکسایمر XICMER مانند krf و ArF که به ترتیب با طول موج 248 nm و 193 nm تشعشع می کنند و در واقع اجزاء جدا شده ناشی از کندسوز نوری طول موج 284 nm مربوط به krf به خاطر وزن مولکولی بزرگتری که تولید می کنند، پس سطح جدا شده آن ریزتر است. این اجزاء مخلوطی از اتمهای (O, H, N, C) و مولکولهای (C2, CN, NH, CO) و قطعات بزرگتر (مونومر MMA و HCN و بنزن) است. مونومر در طول یک محور کاملاً معین چندین بار تکرار می شود تا یک زنجیر پلیمری ایجاد شود مثل متاکریلات (PMMA) و پلی ایمید و سایر پلی مرهای آلی. انرژیهای تفکیک برخی از پیوندهای شیمیایی در جدول مقابل فهرست شده است.

در عمل کندسوز نوری خالص، تنها در طول موج 193 nm لیزر اکسایمر ArF قابل مشاهده است. طول موجهای بلند تر کم و بیش با اثرات حرارتی همراهند مثلاً لیزر اکسایمر xecl با طول موج 308 nm بر روی PMMA، ۱۰۰٪ اثرات حرارتی دارد یعنی لیزر در چگالیهای پایین انرژی حرارتی ایجاد می کند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

جالب توجه است که گفته شود ترکیب اجزاء جدا شده ناشی از کند سوز نوری به طول موج بستگی دارد. یعنی در طول موج‌های بالاتر، اثرات حرارتی زیاد می شود پس لیزر اکسایمر ArF برای دستیابی به کند سوز نوری، بهترین انتخاب است انرژی فوتون برحسب الکترون ولت (eV) برای لیزرهای اکسایمر (XeF, XeCl, KrF, ArF) به ترتیب عبارتند از (۶/۴، ۵/۰، ۴/۰، ۳/۵) سپس ملاحظه می کنیم که هر چقدر طول موج (بر حسب nm) کمتر باشد (که به ترتیب طول موج بر حسب nm این لیزرها عبارتند از ۱۹۳، ۲۴۸، ۳۰۸، ۳۵۱)، انرژی فوتون بیشتر خواهد بود. پس فقط فوتونهای ناشی از لیزرهای UV، انرژی کافی برای باندهای برهمکنش کندو سوز نوری را مهیا می کنند (لیزرهای UV متداول سری اکسایمر مذکور). در مورد آسیب سلولی ناشی از تشعشع UV، این انتقاد مطرح است که استفاده از پرتوهای UV منجر به اثرات جهشی در درون سلولها می شود آسیب سلولی را می توان به تعبیری اینطور بیان کرد که مولکول DNA شدیداً پرتوی UV را بخصوص بین طول موجهای ۲۴۰ nm و ۲۶۰ جذب می نماید و این پرتو می تواند در سلولها تغییرات جهش زا (مثلاً جابجایی کروماتید خواهر) ایجاد کند. پدیده جابجایی کروماتیدهای خواهر را می توان به مثابهی اثر تشعشع UV بر روی سلولها و بافتهای بیولوژیک بصورت واکنش فوتوشیمیایی روی کروموزومهای موجود در بافت شروع می شود که در آن به علت جدا شدن مولکولها در روند کندسوز نوری، یک تبدیل شیمیایی اتفاق می افتد و منجر به اصطلاح گمراه کننده ای مانند کندسوز فتوشیمیایی Photochemical ablation می گردد. تفاوت بین کندسوز نوری و برهمکنش فوتوترمال (حرارتی) در اینست که در کندسوزی نوری، انرژی یک فوتون UV برای شکستن پیوند در مولکول AB یک پلیمر آلی (که از نوع جاذبه کووالانسی است) کافیهست، حال آنکه در برهمکنش حرارتی انرژی فوتون بقدر کافی زیاد نیست که مولکول را به حالت تجزیه برساند و فقط مولکول به یک حالت نوسانی در حالت پایه وا داشته می شود پس بازگشت از این حالت بسیار پایین نوسانی الکترون به حالت اولیه (که غیر تشعشی است)، انرژی جذب شده به صورت حرارت درمی آید. بنابراین پارامتر اصلی برای تمییز دادن دو پدیده کندسوزی و برهمکنش حرارتی، انرژی فوتون hv یا طول موج λ پرتوی لیزر است. تنها اگر $h\nu > 3/6\text{eV}$ یا به عبارت دیگر $\lambda < 350\text{nm}$ باشد، یک فوتون می تواند پیوند C-C را بشکند. یعنی چند فوتون با انرژی $3/5\text{eV}$ می توانند جذب شوند سپس انرژی این فوتونها با هم جمع شده و منجر به حالت تجزیه می شود (البته در طول زمان لازم برای چنین جذبی، ممکن است سایر مناطق بافت بطور نوسانی تحریک شود که منجر به اثر حرارتی می شود اگر این اثر با کندسوز همراه باشد به آن تجزیه حرارتی می گویند. جذب فوتونهای UV بوسیله DNA منجر به تشکیل دایمر از دو باز پیرمیدین مجاور هم می شود این دایمر و سایر محصولات تولید شده، پیامدهای بیولوژیک دارند البته سلولها معمولاً قادرند که قبل از پدید آمدن اثرات نامطلوب، دامیرها را ترمیم نمایند این یک مکانیسم حفاظتی بسیار ضروریست چرا که DNA حاوی اطلاعات ژنتیکی بسیار مهم است. لذا در صورت ترمیم نشدن این اثرات نوری، ممکن است

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

که هنگام تقسیم سلولی اطلاعات غلط به سلولهای نسل بعد منتقل شود. که این امر نهایتاً منجر به پدیده «جهش» می‌گردد اثرات کشندگی سلولی به ترتیب برای لیزرها با طول موج $248\text{nm} < 193\text{nm} < 308\text{nm}$ کاهش می‌یابد پس لیزر را XeCl اثر کشندگی سلولی کمتری دارد. پدیده جابجایی کروماتیدهای خواهر یا توسط سلول ترمیم می‌شود و یا در موارد شدید، منجر به عوارض غیرقابل برگشت می‌گردد در این حالت اخیر سلول نکروزه می‌شود و یا بطور غیرقابل کنترل تکثیر می‌گردد به عبارت دیگر به نوع معینی از سرطان تبدیل می‌گردد. در یک تحقیق بر اساس طول موجهای مختلف لیزرهای اکسایمر، وجود جابجایی کروماتید خواهر در رابطه با چشمه‌های UV

مشابه بررسی شد. همانطور که مشاهده می‌شود در تصویر مقابل، هر سه تشعشع منجر به ایجاد جابه‌جایی کروماتید خواهر شده‌اند ولی کارایی آنها متفاوت است به عنوان مثال چگالی انرژی مور نیاز در 254nm بسیار کمتر از 193nm یا 308 است بعلاوه شیب منحنی در 254nm بسیار شدیدتر از بقیه است (طول موج 254nm نانومتر مربوط به لامپ جیوه فشار پایین Hg است) پس جهش‌زایی بیشتر پرتوهای لامپ Hg نسبت به لیزرهای ArF و XeCl معلوم می‌شود و این دلیل اصلی برای استفاده نکردن از لیزر KrF در پزشکی است چرا که طول موج 248nm آن نزدیک به طول موج پرتوی حاصل از لامپ جیوه است. پس به طور کلی نتیجه می‌گیریم که پرتوهای لیزر اکسایمر کمتر از پرتوهای لامپ Hg جهش‌زا هستند.

وجود پروتئین‌های در ماتریس سلول که شدیداً پرتوها را در طول موج 193nm جذب می‌کنند، مانع رسیدن آنها به هسته سلول که محتوی DNA می‌باشد می‌شوند یعنی حدود ۶۰٪ پرتوی فرودی تنها توسط ضخامت $1\ \mu\text{m}$ از سیتوپلاسم جذب می‌شوند، لذا DNA حساس درون هسته توسط سیتوپلاسم اطراف محافظت می‌گردد. اگر چه خطرات شدید هنگام استفاده از لیزرهای XeCl, ArF نباید از نظر دور بماند. در واقع فقط پدید آمدن چند سلول تغییر یافته کافیه تا منجر به سرطان در یک بافت شود. راسموس و همکارانش (۱۹۸۹) گزارش کردند که شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد که به دنبال جذب پرتوی 193nm ، تابش فلورسانس با طول موج حدود 250nm رخ می‌دهد یعنی وخامت اثرات جهش‌زایی بدلیل طولانی بودن زمان بین تشعشع و آغاز بیماری م‌شهود است. برای نمونه یک کدورت درون قرنیه پس از جراحی انکساری توسط لیزر اکسایمر پس از چند سال پدید می‌آید. البته منشاء این کدورت هنوز نامعلوم است اگر چه تومور قرنیه پدید نمی‌آید ولی شاید بتوان آنرا به تغییرات سلولی نسبت داد.

همانطور که در مورد لیزرهای توان بالا اشاره شد، یکی دیگر از اثرات ناشی از تشعشع لیزر به بافت در مرحله جذب انرژی فوتونها توسط بافت، اثر یونیزاسیون است که زمانی که بافتی تحت تابش نور لیزر قرار می‌گیرد، در نقطه اصابت اشعه، الکترون‌ها جدا شده و مولکولها یونیزه می‌شوند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

در نتیجه حالتی از ماده به نام «پلازما» که وضعیتی بین مایع و گاز است بوجود می‌آید، که به علت اشغال حجم زیاد، ایجاد امواج صوتی و مکانیکی کرده و باعث پارگی بافت می‌شود پس پدیده «Photo ablation» یعنی تمرکز اشعه لیزر روی بافت «که باعث متلاشی شدن آن می‌شود یعنی لیزر مثل یک چاقوی ظریف بافت را پاره کرده و بدون آنکه هیچ عارضه‌ای نظیر خونریزی یا عفونت بوجود آید (لیزرهای Nd:YAG و اکسیمر با طول موج ۱۹۳nm (نور آبی) برشی ظریف روی قرنیه ایجاد می‌کند که هیچ آسیبی به سایر بافت‌های چشم وارد نمی‌آید. اخیراً این روش در آنژیوپلاستی نیز کاربرد دارد. در مورد جراحی با لیزر Nd:YAG تحت پرتودهی PS پیکوثانیه و بصورت پالسی برای توان بالای این لیزر استفاده می‌کنیم مثلاً لیزر Nd:YLF با قفل شدگی مُد و تقویت شده، با پالس لیزر ۳۰ PS پیکوثانیه و انرژی پالس ۱mJ مگاژول با اندازه نقطه کانونی ۳۰µm با چگالی توان $10^{12} \text{ w/cm}^2 \times 5$ می‌تواند بر روی دندان متمرکز شود و در اینصورت بخاطر چگالی توان بالا، پدیده «شکست اپتیکی» Optical breakdown (در واقع شکست اپتیکی یعنی نور UV مرئی و IR شدیداً توسط پلازما جذب شوند) روی میدهد که یک بارقه روشن پلاسمایی در سطح دندان بوضوح قابل مشاهده می‌شود و باعث ترک خوردگیهای سطح دندانی و کاربرد درمانی ویژه چون درمان پوسیدگی دندان دارد. پس در صورت انتخاب مناسب پارامترهای لیزر، می‌توان بدون اینکه آسیب حرارتی یا مکانیکی قابل ملاحظه‌ای ایجاد گردد، بخشی از بافت را جدا نمود که به این برهمکنش بافت و لیزر، «کند و سوز ناشی از پلازما» (Plasma induced ablation) می‌گویند که هم بر روی بافت نرم و هم بر روی بافت سخت اعمال می‌شود (قرنیه چشم و بافت سطح دندان). این عمل با بکاربردن پالسهای در امتداد یک خط مستقیم صورت می‌گیرد و در نتیجه برش بسیار دقیق و بدون اعوجاج مکانیکی است. برای قرنیه چشم از لیزر Nd:YLF با مدت زمان پالس ۳۰ ps و انرژی پالس ۲۰۰ µJ میکروژول و اندازه کانونی ۵۰ µS استفاده می‌شود و کاربرد آن جراحی انکسار قرنیه است مهمترین پارامتر در کندسوز ناشی از پلازما، شدت میدان الکتریکی موضعی E است که تعیین می‌کند شکست اپتیکی در چه

زمانی رخ خواهد داد. یعنی وقتی E از یک حد آستانه بیشتر شود، شکست اپتیکی روی میدهد. البته این شدت میدان الکتریکی به نوبه خود به چگالی توان موضعی I بستگی دارد:

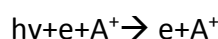
$$I = \frac{1}{2} \epsilon_0 C E^2$$

که در این معادله اساسی اکترودینامیک ϵ_0 ضریب دی الکتریک و C سرعت نور است و در اصل برای پالسهای PS

پیکوثانیه‌ای شدت‌های E آستانه برای شکست اپتیکی $\frac{W}{\text{cm}^2}$ 10^{11} است. پس در مقدار میدان الکتریکی تقریباً 1.0 v/cm ،

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

شرایط لازم برای یونیزاسیون پلاسما فراهم می شود و در عرض چند صد PS ، یک غلظت بسیار بالا از الکترون های آزاد در حجم کانونی باریکه لیزر ایجاد می شود. یعنی تولید پلاسما در اثر یک میدان الکتریکی شدید را «گسستگی دی الکتریک» می گویند. تولید پلاسما به دو روش صورت می گیرد: در واقع هم پالسهای نانو ثانیه ای ns با قطع و وصل Q-Switching و هم پالسهای پیکوثانیه ای PS و فمتوثانیه ای fs لیزر با قفل شدگی مد، می توانند پلاسما می موضعی تولید کنند. که به ترتیب در مورد اول یعنی در پالسهای ns با قطع وصل Q ، روند اصلی تولید آزاد شدن الکترونها در اثر یونیزاسیون حرارتی ناشی از پدیده ترمیونیک است و در مورد دوم یعنی در پالسهای ps, fs با قفل شدگی مد به علت میدان الکتریکی شدید حاصل از پالس لیزر، «یونیزاسیون چند فوتونی» رخ میدهد که در آن جذب هم دوس چندین فوتون انرژی لازم برای یونیزاسیون را فراهم می آورد. یعنی در چگالی های انرژی بالا توسط لیزرهای ps, fs ایجاد می شود در واقع پالس های بسیار کوتاه با طول زمان کوتاهتر از ۱۰۰ PS و با انرژی کافی، برای ایجاد پلاسما می موضعی محدود بکار می روند. در اینصورت حتی لیزرهای نور مرئی و IR هم می توانند بطور غیرحرارتی برهمکنش داشته باشند. البته در مورد اول انرژی و حرارت پلاسما بالاتر است چرا که افزایش انرژی آستانه برای تولید پلاسما با آن همراه است، لذا شکست اپتیکی از پالسهای ns ایی معمولاً با اثرات جانبی غیر یونیزان همراه است. در هر دو حالت، تنها چند الکترون شانس این را دارند که اثر بهمنی Valang effect را ایجاد نمایند که در واقع منجر به تجمع الکترون های آزاد و یونها می شود (تولید پلاسما). الکترون آزاد فوتون را جذب کرده و شتاب می گیرد. الکترون آزاد شتاب گرفته با اتم دیگری برخورد کرده و آنرا یونیزه می کند لذا دو الکترون آزاد ایجاد می شود که انرژی جنبشی هر کدام از این الکترونهای آزاد از انرژی جنبشی الکترون اولیه کمتر است. بنابراین دوباره این الکترونها می توانند فوتونهای ورودی را جذب کرده و شتاب گرفته و به دو اتم دیگر برخورد کنند و هر کدام دو الکترون آزاد کنند و این روند همینطور ادامه پیدا می کند که به آن «اشترالونگ معکوس» می گویند. (البته در پدیده برمز اشترالونگ: الکترون در میدان الکترومغناطیسی یک اتم شتاب می گیرد و اشعه ساطع می کند) این نوع جذب آزاد-آزاد یعنی یک تبدیل، در جایی که الکترون آزاد در حالت اولیه و در حالت نهایی وجود دارد، باید طبق قانون پایستگی انرژی و تکانه در میدان الکتریکی یون A^+ یا اتم خنثی رخ دهد یعنی:



همانطور که اشاره شد به خاطر چگالی توان بالا پدیده شکست اپتیکی رخ میدهد که در آن نور UV مرئی و IR شدیداً توسط پلاسما جذب می شوند. ویژگی مهم شکست اپتیکی که نه تنها در بافتهای محتوی رنگدانه، بلکه در محیطهای با جذب کم هم باعث به جای ماندن انرژی می شود. این به علت ضریب جذب بالای پلاسما می باشد. در طول این روند،

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

محدودیتی برای انرژی فوتون بکاررفته، وجود ندارد. یعنی در اثر جذب هر مقدار از انرژی، در واقع انرژی جنبشی الکترون می تواند افزایش یابد که منجر به زمان بسیار کم در افزایش چگالی الکترون های آزاد در حد PS پیکوثانیه می شود.

البته به طور کلی اثرات فیزیکی همراه با شکست اپتیکی عبارتست از ۱- تشکیل پلاسما و ۲- تولید موج شوک در مورد تولید موج شوک می توان به پدیده «مکانیکی گسستگی نوری» اشاره کرد که طبق آن در انرژی های بالاتر پالس و همینطور در نتیجه انرژی های بالاتر پلاسما، امواج شوک و سایر اثرات جانبی مکانیکی اهمیت بیشتری پیدا می کند و حتی در صورتی که شکست اپتیکی در داخل بافت نرم یا بافت مایع صورت گیرد منجر به تشکیل حفره (Cavitation) و تشکیل فواره (Jet Formation) می شود که در این حالت تغییر و وضعیت بافت را سبب می شوند و اثرات موج شوک به بافتهای مجاور وارد می شود لذا قابلیت محدود کردن ناحیه برهمکنش کاهش می یابد. علت این امر در درجه اول این است که اثرات مکانیکی بطور خطی با انرژی جذب شده ارتباط دارند. پس به علت فشار و ضربه مکانیکی لغت گسستگی کلمه مناسبی است. اثر تشکیل حفره موقعی رخ می دهد که باریکه لیزر Nd: YLF به جای اینکه در سطح بافت متمرکز شود، در داخل بافت متمرکز شود و در واقع نیروهای کششی به راحتی می توانند بافت را از هم جدا کنند و کاربرد آن در جراحی با حداقل تهاجم MIS است مثل شکستن سنگ کولیه یا کپسولوتومی خلفی عدسی چشم (که معمولاً بعد از جراحی آب مروارید ضرورت پیدا می کند) برای پالس با مدت زمان ns، گسترش فضایی اثرات مکانیکی، حتی در نزدیکی آستانه هم، در حدود mm است البته چگالی انرژی آستانه گسستگی نوری برای پالس های PS بالاتر است.

همانطور که گفتیم در طی کند و سوز ناشی از پلاسما، تولید پلاسما می شود اگر ضریب جذب اولیه را با α و ضریب جذب پلاسما را با α_{PL} بیان کنیم، برای لیزرهای با طول موجهای مرئی و مادون قرمز نزدیک، ضریب جذب اولیه α بسیار پایین تر از لیزر با طول موج UV است و طبق معادلات ماکسول در الکتروپدینامیک برای مدل کندو سوز ناشی از پلاسما اثبات می شود که $\alpha_{PL} \gg \alpha$ است لذا منجر به جذب بیشتر و یک کند سوز کارآمدتر خواهد شد. وقتی که فرکانس الکترونها در اثر تابش میدان مغناطیس ω است و ω_{PL} فرکانس پلاسما است و V_{ei} آهنگ برخورد الکترونهای آزاد و یونهاست پس رابطه: $N \sim \omega_{PL}^2$ که در آن N چگالی الکترونهای آزاد است پس در این حالت جذب پلاسما در ناحیه IR طیف افزایش می یابد:

$$N \sim V_{ei}$$

$$\alpha_{PL} \sim N^2$$

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

این رابطه بیانگر اینست که جذب تابعی غیرخطی از چگالی الکترونهاى آزاد است. ضریب جذب پلاسما α_{PL} متداول برای انواع چگالی‌های توان تابشی و نمودار مقابل نشان می‌دهد که اگر چگالی انرژی به مقدار دو برابر آستانه تولید پلاسما برسد، ثابت جذب ۲ تا ۳ برابر می‌شود.

مثلاً وقتی ضریب جذب از 0.1 cm^{-1} (در چگالی‌های پائین) به 100 cm^{-1} (در چگالی انرژی بالا تقریباً 23 J/cm^2) می‌رسد پلاسماى ایجاد شده در یک کووت پر از آب مقطر به وسیله پالسهای ps یک لیزر Nd:YLF با طول موج μm ۱/۰۵۳ و مدت زمان پالس ۳۰ ps، مانند یک پوشش در مقابل فوتونهای لیزر عمل می‌کند و این پدیده را «اثر پوششی پلاسما» می‌نامند.

در نتیجه در انرژی‌های زیاد پالس، افزایش جذب پلاسما در اثر چگالی زیاد الکترونهاى آزاد است که قادر به جذب فوتون‌های لیزر می‌باشند ضمن اینکه بوسیله تولید پلاسما، نوع بسیار کارآمد از کندسوز صورت می‌گیرد.

البته چگالی انرژی و شدت فرودی آستانه به مدت زمان پالس لیزر بستگی دارد یعنی کاهش چگالی الکترونی به علت پدیده‌های برخورد و انتشار پس از پالس لیزر است و کاهش زمانی چگالی الکترونهاى آزاد پس از پالس لیزر بر اساس یک مدت زمان پالس ۱ ns، باعث مقدار حداکثر چگالی الکترونها N_{max} می‌شود بنابراین از نظر تئوری، طول عمر پلاسما چند نانوثانیه است. با اندازه‌گیری‌های تفکیک زمانی time resolved، تشعشع فوتون ناشی از پلاسما بوسیله پالس ۳۰ ps از یک لیزر Nd: YLF در تصویر مقابل، مسیرهای بالایی و پایینی به ترتیب نشان‌دهنده پالس لیزر و تشعشع پلاسما می‌باشند این دو سیگنال در یک زمان خیز ۱ ns آشکارسازی شده‌اند.

ملاحظه می‌شود که اگر چه سیگنال پالس لیزر در طول زمان کشیده شده است، طول عمر پلاسما را می‌توان در حدود ۳ ns تخمین زد. هنگام استفاده از پالسهای لیزر ps, ns یک وابستگی از نوع ریشه دوم بین آستانه چگالی توان و مدت زمان پالس وجود دارد نوع برهمکنش کندسوز پلاسمایی ناشی از لیزر را می‌توان برای منظوره‌های تشخیصی بکار برد. بوسیله یک تحلیل طیفی بارقه پلاسماى ایجاد شده، چگالی الکترون‌های آزاد و دمای پلاسما ارزیابی نمود. مثلاً تشخیص و درمان

همزمان پوسیدگی دندان که توسط روشی بر مبنای آشکارسازی غیرمعدنی شدن دندان استوار است. توسط پالس PS لیزر Nd: YLF، شکست اپتیکی در سطح دندان ایجاد می‌شود. سپس پلاسما در مردمک ورودی یک اسپکترومتر (طیف‌سنج) به تصویر کشیده می‌شود و طیف پلاسما تحت ارزیابی قرار می‌گیرد. پس از تجزیه و تحلیل نهایتاً داده‌ها به یک کامپیوتر وارد و پردازش می‌شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

دو طیف نمونه پلاسما در تصاویر الف و ب نشان داده شده‌اند، یکی از آنها مربوط به ماده دندان سالم و دیگری مربوط به ماده پوسیده است. در تحلیل پارامترهای پلاسما در این دو طیف مشاهده می‌شود که حالت‌های خنثی و یک بار مثبت سدیم و پتاسیم فراوانترین مواد معدنی موجود در هیدروکسی آپاتیت دندان هستند. پس با یک مقایسه مستقیم بین طیف دندان سالم با دندان پوسیده می‌توان دید که یک طیف کاهش شدیدی را برای تمام خطوط موادمعدنی نشان می‌دهد که علت آن روند غیرمعدنی شدن ناشی از پوسیدگی است. پس مشاهده انحراف خفیف در نسبت شدت‌های کلسیم و سدیم به علت مراحل مختلف غیرمعدنی شدن است. کاربرد ویژه کاندسوز به وسیله پلاسما، جراحی انکساری قرنیه و تشخیص و درمان پوسیدگی دندان است که با لیزرهای توان بالا (چگالی توان متداول 10^{12}w/cm^2 تا 10^{11} و مدت زمان متداول پالس 100fs تا 500ps) Nd:YAG و Nd:YLF انجام می‌گیرد. کاندسوزی ناشی از پلاسما بطور عمده توسط یونیزه شدن خود پلاسما واقع می‌شود. کاربرد کاندسوزی ناشی از پلاسما را همینطور می‌توان در جراحی اعصاب (بیماریهای سیستم عصبی مرکزی CNS)، یعنی مغز و نخاع مشاهده کرد. تومورها معمولاً به سادگی در دسترس نیستند و هر نوع تومور مغز (حتی از نوع خوش خیم آن) شدیداً مرگبار است چون نزدیک به مراکز حیاتی بسیار مهم واقع هستند.

البته تومورهای پایه مغز شدیداً بدخیم و غیرقابل دسترس هستند. لیزر CO_2 در انرژی متوسط و طول موج $10.6 \mu\text{m}$ شدیداً توسط بافت مغز جذب می‌شود و قادر به ایجاد برشهای بسیار دقیقی است ولی برای انعقاد تمام عروق خونی مناسب نیست (وریدهای با قطر $< 0.5 \text{mm}$ میل به خونریزی دارند). لیزر Nd:YAG که قادر است بدون تماس مکانیکی بافت را برش دهد و در انعقاد خونی کارآمد است البته استفاده توأم این لیزر در $1/319 \mu\text{m}$ و یک فیبر $200 \mu\text{m}$ نتایج خوبی در مورد کاندسوز ارائه کرده ولی مشکل اصلی این قبیل لیزرهای فوق‌الذکر با موج CW پیوسته، اینست که در آنها آسیب حرارتی ناشی از تشعشع بعنوان عارضه جانبی غیرقابل اجتناب است و تومورهای مغز را از بین نمی‌برند، بلکه فقط آنها را منعقد می‌کنند و بافت نکروز شده درون مغز باقی می‌ماند و منجر به به خیزهای شدید می‌گردد در مورد لیزر Er:YAG در طول موج $2/94 \mu\text{m}$ ، پرتوی آن شدیداً توسط آب جذب می‌شود و این لیزر در مد آزاد و با قطع وصل Q تغییرات حرارتی اندکی در بافتهای مجاور را ایجاد می‌کند ولی تخریب مکانیکی بسیار مشهود است پس بافت نرم مغز که دارای مقدار زیادی آب است تبخیر می‌شود و منجر به پدید آمدن حباب در داخل بافت می‌شود که قطر آن تا حد چند میلی‌متر است. پس آسیب مکانیکی تا عمق $1/5 \text{mm}$ قابل مشاهده است. کاندسوز بافت مغز با یک لیزر Nd:YLF با مدت زمان PS پیکوثانیهای در توان بالاتر لیزر یعنی J/cm^2 ۱۲۵ یعنی در چگالی انرژی بالا، احتمالاً کاندسوز تا اعماق $< 200 \mu\text{m}$ را ممکن می‌سازد ضمن اینکه عدم وجود حالت اشباع در عمق کاندسوز ملاحظه می‌شود در تصویر دو نمونه از بافت مغز تحت پرتو دهی لیزر Nd:YLF واقع شده‌اند در واقع هیچ

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

اثری دال بر تخریب حرارتی و یا تخریب مکانیکی در بافتهای مجاور مشاهده نمی شود، لذا از بین رفتن بافت تومورال را می توان به اثر کندسوز حاصل از پلاسما نسبت داد. بنابراین کندسوز غیرحرارتی بافت یک نیاز ضروری برای جراحی عملکردی functional surgery دقیق مغز می باشد چون در غیر این صورت امکان است بافتهای مجاور در اثر ان تشار گرما آسیب ببینند.

در یک روش بالینی بسیار دقیق، جراحی استریوتاکتیک (stereotactic neurosurgery) توسط یک حلقه فولاد یا فیبرکربن در اطراف مجمله به آن محکم بسته می شود و برای جهت دادن در طول عمل جراحی نقش یک دستگاه مختصات را دارد. سپس حلقه سر در تصاویر MRI, CT، مختصات تومور را معین می کند. پس با طراحی یک کانال نفوذ مناسب در طی جراحی، می توان خطر گرم شدن مراکز حیاتی درون مغز را کاهش داد. بوسیله حلقه سر یک پروب لیزری بدرون مغز نفوذ داده می شود. انتهای پایینی پروب در داخل تومور قرار می گیرد تا داده های MRI, CT با کامپیوتر پردازش شوند. وجود یک آینه دوار باعث می شود تا پرتوی لیزر در جهت عمود بر محور دوران منحرف شود لذا بافت بصورت لایه های استوانه ایی کندسوز می شود. همینطور پروب طوری طراحی شده تا بتواند میکروسکوپ لیزی همکانون اسکن کننده را به منظور ردیابی اتوماتیک عروق خونی به سیستم اضافه کند. لازم به ذکر است که جراحی اعصاب بروش استریوتاکتیک یک روش بالینی است و نه تنها به همراه لیزر بلکه با روشهای درمانی دیگر مانند نفوذ چشمه های رادیواکتیو ^{60}Co یا ^{125}I و انعقاد توسط جریان پرفرکانس نیز بکار می رود. دقت این روش زیاد و تا حد دهم میلیمتر است و بطور کلی این روشها ممکن است به تنهایی منجر به نکروز کامل تمام سلولهای تومور نشود. در هدف گیری تومور، جراحی از طریق سوراخ کوچک در سر با قطر کمتر از ۱cm صورت می گیرد، لذا جراحی استریوتاکتیک مطمئناً تحت عنوان جراحی با حداقل تهاجم MIS صورت می گیرد.

یک روش بسیار جالب، ایجاد آنا ستاموزمویرگی (microvascular anastomoses) بدون استفاده از بخیه، به کمک لیزر Nd:YAG در $1/318\mu\text{m}$ است که در برخی از بیماریهای انسدادی عروق مغز بکار می رود. در روند جوش خوردن یا آناستاموز، شاخه ای از شریان گیجگاهی سطحی به شاخه قشر مخی شریان میانی متصل می شود. البته پارامترهای لیزری متداول عبارتند از توان ۱۸w، اندازه کانونی ۰/۳mm، مدت زمان یک پرتو دهی واحد ۰/۱۵ ثانیه است. این روش به مراتب سریعتر از روشهای متداول بخیه کردن است و منجر به آسیب لایه اندوتلیال رگ نمی شود. می توان عروق نسبتاً کوچک با قطرهای ۱/۲mm تا ۰/۸ واقع در نواحی عمیق را تحت شعاع قرار داد مکانیسم جوش خوردن رگها به هم، با تغییرات کلاژن عروق در اثر حرارت، در ارتباط است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

اخیراً درمان فوتودینامیک (PDT) اهمیت زیادی در درمان تومورهای مثانه پیدا کرده است. درمان تومورهای مثانه خیلی مشکل است چرا که آنها پس از درمان، تمایل به عود دارند. هنوز معلوم نیست که این به علت پدید آمدن متاستاز قبل از درمان بوده و یا در اثر خود درمان می باشد. متأسفانه، تومورهای مثانه براحتی از دیواره مثانه نیز عبور می کنند. بنابراین، درمانی موفق خواهد بود که کاملاً تومور را بر دارد، دیواره مثانه را سوراخ نکند و به روده های مجاور آسیب نرساند. تأثیرات لیزرهای توان بالا برای انعقاد تومورهای مثانه تا حدی مفید است (لیزر Nd:YAG و لیزر یون آرگون Ar^+ که فقط برای تومورهای سطحی مثانه مفید است)، چرا که لیزر درمانی حدود ۵-۱٪ در صد احتمال عود دارد البته ناگفته نماند که تومورهای پیشرفته را نیز می توان بطور مؤثری توسط لیزر Nd:YAG با توان لیزر ۳۰-۴۰w و یک فاصله کاری ۱-۲mm برداشت یعنی تومور باید آنقدر پرتو دهی شود تا بطور مشهود دچار رنگ پریدگی گردد. سپس بافت نکروز منعقد شده و بطور مکانیکی جدا می شود، اگر از برش ترانس اورترال معمول TUR transurethral resection استفاده شود احتمال عود ۴۰-۶۰٪ درصد خواهد بود. بعد از انعقاد تومور باید به کمک بیوپسی (Biopsy) درجه بندی و مرحله بندی نمود. معمولاً بیوپسی های شاهد باید در عرض ۳-۶ ماه تهیه شود. خود درمان لیزری فوق العاده ایمن است چون احتمال سوراخ شدن دیواره مثانه بسیار کم است و فعالیت مثانه دچار اختلال نمی شود و تمام درمانهای ترانس اورترال TUR با یک سیستم اسکوپ سخت و فیبر قابل انعطاف انجام می شود و در بیشتر موارد بی حسی موضعی کفایت می کند.

درمان PDT فوتودینامیک با کاربرد اندوسکوپیک HPD یک سیستم درمانی کامل شامل دیدن درون بیمار و کنترل دوز دی همتاپورفرین است. امروزه درمان فوتودینامیک به عنوان یک مکمل مفید برای سایر روشها در نظر گرفته می شود. چرا که این روش، خارج کردن تومورهایی را که بطریق دیگر قابل مشاهده نیستند، امکانپذیر می سازد. توانایی تشخیص بوسیله فلورنس حاصل از لیزر و درمان همزمان تومور یکی از مزایای کلیدی این درمان محسوب می شود. معمولاً لیزرهای رزینة قرمز در ۶۳۰nm و چگالیهای انرژی بین $50 J/cm^2$ تا ۱۰ بکار می روند (با توان پایین). در بیشتر موارد درمان لیزری به علت عمق نفوذ محدود در برخی از طول موجها، هنوز محدود به تومورهای سطحی می باشند. کشف حساس کننده ای به نور مانند اسید ۵-آمینولولو سین (ALA)، مطمئناً درمان فوتودینامیک را در اورولوژی طی سالیان آینده توسعه خواهند داد. امروزه لیزرهای رزینة پالس و لیزرهای Nd:YAG ترجیحاً (با توان بالا) برای شکستن سنگ درون میزنا بکار می روند انرژی پالس بین ۲۰۰MJ تا ۵۰ و مدت زمان پالس بین ۱۰ ns تا $1 \mu s$ بکار می رود در صورتی که قطر فیبر نوری هم بین $600 \mu m$ تا $200 \mu m$ باشد، شکست اپتیکی در نزدیک هدف حاصل می شود که تشکیل پلازما در انرژیهای زیاد پالس و همینطور موج شوک و تشکیل حفره و فواره همراه است که این برهمکنش گسستگی نوری در نهایت منجر به شکستن سنگ کلیه می شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

برای بیماری پروستات یعنی هایپرپلازی خوشخیم (BPH) یا کارسینوما (carcinoma)، معمولاً درمان لیزری با توان بالا فقط وقتی استفاده می‌شود که تومور بطور کامل با روشهای دیگر (سرمدارمانی یا درمان PDT یا اورتوتومی urethrotomy که ایجاد برش از درون پیشابراه در مورد تنگی ناشی از التهاب رشد تومور در مجرای ادراری تحتانی است) قابل خارج کردن نباشد. در واقع درمان BPH توسط روش بریدن پروستات توسط لیزر از داخل پیشراه (TULIP) transurethral ultrasound-guided laser-induced prostatectomy و گرمادرمانی میانبافتی لیزری (LITT) میسر می‌شود چرا که هایپوترمی در درجه حرارت ۴۵° بتنهایی در درمان BPH کافی نیست. در روش TULIP یک منشور ۹۰° در داخل پیشابراه قرار می‌دهند که توسط آن وراء صوت کنترل می‌شود پس دقت هدفگیری بسیار زیاد است. پرتوی جذب شده معمولاً با کم کردن شدت پرتوهای عبوری، بازتابی و پراکنده، از شدت پرتوی فرودی محاسبه می‌شود. یا فقط ضریب‌های جذب و پراکندگی که به ترتیب α و α_s قابل اندازه‌گیری هستند و یا فقط ضریب تضعیف کل با کم کردن شدت عبوری از شدت دریافت شده، ضریب تضعیف بافت بدست می‌آید. اگر ارتباط شدت پرتوی پراکنده در زوایای مختلف، بوسیله چرخاندن آشکارساز، اندازه‌گیری شود، ضریب ناهمسازگردی α_f هم بدست می‌آید در جدول مقابل خواص اپتیکی بافتهای بیولوژیک نشان داده شده است که برای طول موجهای مختلف و نوع بافت این ضرائب انتقال (α و α_s و α_f و g) مرتب شده‌اند.

WikiPower.ir

روش های کاربرد لیزر با توان پایین:

به طور کلی تمام لیزرها توسط یک پروب درمانی خاص مورد استفاده قرار می‌گیرند. سطح پروب در مواردی با سطح پوست تماس پیدا کرده و در برخی موارد، با فاصله مشخصی از بافت قرار می‌گیرد. روش های متعددی جهت اعمال اشعه لیزر روی بافت وجود دارد که به اختصار توضیح داده می‌شود:

الف) تکنیک شبکه ای: در این روش، تمام ناحیه گرفتار را ارزیابی کرده و سپس سطح ناحیه آسیب دیده را به صورت شبکه‌ای (برحسب cm^2) تقسیم بندی می‌کنیم. پروب درمانی بر سطح هر مربع از شبکه مذکور، به طور عمودی قرار می‌گیرد. هر مربع با محاسبه زمان درمان و انرژی موردنیاز، تحت تابش قرار می‌گیرد. بعد از تابش یک ($1cm^2$)، درمان قطع شده و مربع بعدی یک ($1cm^2$) مورد درمان قرار می‌گیرد، این روش تا درمان کلیه مربع های فرضی ادامه می‌یابد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آر م سایت و به همراه فونت های لازمه

ب) تکنیک Scanning: برخی از دستگاه های لیزر این سیستم را دارا می باشند. این سیستم در مواردی که ناحیه وسیعی نیاز به تابش لیزر داشته باشد، مورد استفاده قرار می گیرد. همانطور که ذکر شد، نور لیزر هیلیموم - نئون کاملاً متمرکز و کانونی است و در روی بافت، نور لیزر به صورت یک لکه روشن نمایان می گردد. ولی در مواقعی که نیاز باشد با استفاده از سیستم Scanning، نور کانونی لیزر در مساحت شخصی پخش می گردد که البته در دستگاه های مجهز این سطح تابش به صورت اتوماتیک در چرخش و نوسان خواهد بود. این روش در درمان نواحی وسیع تر کاربرد دارد.

ج) تکنیک تحریک نقطه ای: با مشخص کردن نقاط مورد نظر درمان، پروب را با زاویه اولیه کاملاً عمودی روی نقطه قرار داده و هر نقطه به مدت مورد لزوم و زمان استاندارد تحریک می گردد. روش فوق الذکر برای درمان نقاط موضعی دردناک و یا نقاط اکو پانکچر مؤثر است. البته در درمان مفاصل هم نقاطی موسوم به Trigger Point و یا نقاط Tenderness وجود دارد که از این شیوه می توان استفاده کرد. در درمان مفاصل، زاویه مفصل را حداقل امکان باز نموده و پروب را تحت زاویه مؤثر روی نقاط مورد نظر نگاه می داریم، تا از ایجاد مانع بر سر راه تابش لیزر خودداری شود. این امر باعث نفوذ عمقی انرژی لیزر در مفصل می شود. البته مفاصل یا ساختمان های عمیق تر احتیاج به زمان درمانی طولانی تری دارند.

موارد منع استفاده و احتیاطات لازم در کاربرد لیزر با توان پایین:

۱. شعاع لیزر را نباید بیش از حد استاندارد روی بافت صدمه دیده تاباند، به عبارت دیگر بافت تحت درمان با لیزر در هر جلسه نباید مورد تابش انرژی بیش از ۸ الی 9 J/cm^2 قرار گیرد.
۲. از نگاه کردن مستقیم به پرتو لیزر نیز باید اجتناب کرد، زیرا ساختمان چشم نور لیزر را کانونی تر کرده و سبب آسیب جدی به شبکیه می گردد (لیزرهای مربوط به گروه Classe III B)
۳. در دوران حاملگی و بویژه در خلال سه ماهه اول حاملگی، استفاده از لیزر ممنوع است.
۴. دردهای مزمن اغلب نشانه ای از وجود پاتولوژی های خاص در بدن می باشند، لذا منشاء و علت درد باید مشخص شود و سپس کاربرد لیزر مطرح گردد.
۵. استفاده از لیزر روی بافت تومورال بدن جایز نیست.

روش مناسب برای سنجش اثرات درمان با لیزر کم توان:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در بسیاری از روش‌های درمانی با پرسش از بیمار پس از درمان قابل سنجش می‌باشد. اما در مورد لیزر درمانی اثرات متعدد بیولوژیک به کمک روشهای سنجش مشاهده‌ای به جای سؤال کردن از بیمار، مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از این روشها «ترموگرافی» است. در این روش انتشار دما بر روی یک سطح بصورت یک نمودار که در آن دماهای مختلف با رنگهای متفاوت نشان داده شده‌اند. نمایش داده می‌شوند.

بنابراین با تغییر در جریان خون لحظه به لحظه و دقیقه به دقیقه پس از تابش لیزر به سطح موضع قابل اندازه‌گیری است. در طی مطالعه‌ای در خصوص تسکین درد بیماران از سه نوع لیزر مختلف استفاده شد.

جدا از تابش به نواحی دردناک، نقاط طب سوزنی را نیز مورد تابش قرار گرفتند. انواع لیزرها شامل لیزر Nd:YAG با توان ماکزیمم ۲۰۰ میلی‌وات، GaALAS با توان ۱۰ میلی‌وات و سطح مقطع نور لیزر ۲۱ mm بود. نمودار ترموگرام انتشار رو به افزایش جریان خون را در نواحی نقاط تحت تابش رسم کردند. دمای تولید شده در نقاط در مورد تابش به سرعت پس از قطع درمان از بین رفت. اما جریان خون برای مدتی ادامه داشت و درد تسکین یافت. در یک بیمار مبتلا به بیماری رینود گزارشها، در دماهای مختلف اتاق ثبت گردید. در دمای اتاق حدود ۱۸ درجه پاسخ عروق به راحتی بر اثر تابش لیزر ایجاد گردد. در دمای ۱۴ درجه در پاسخ به تابش اشعه دراز مدت لیزر جریان خون محیطی رو به کاهش گذاشت. اثرات تحریکی تنها در انگشتانی که تحت تابش هستند ایجاد می‌گردد. تحت تابش با توان ۱۵۰ میلی‌وات بوسیله لیزر Nd:YAG برای سه دقیقه در یک نقطه افزایش دما ۳ درجه گزارش گردید که این تأثیر تا چند ساعت خاتمه می‌یافت. این بیمار برای مدت ۴۰ دقیقه تحت تابش قرار گرفت و علائم بیمار در جریان زمستان بدون درمان دیگری تسکین یافت.

در مطالعه دیگر از ترموگرافی برای تعیین اختلاف بین لیزر GaAS و سوزن در روی نقاط طب سوزنی استفاده شده است. در هر دو روش دمای نقاط تحت تابش و تحریک افزایش یافت. گرچه این افزایش در مورد نقاط تحت تابش در اشعه لیزر آرامتر (۲ تا ۴ دقیقه) و در مورد سوزن (بلافاصله) اتفاق افتاد. همینطور از لیزر GaALAS برای درمان علائم گروهی از بیماران مبتلا به آرتريت روماتوئید استفاده شد برای تعیین ارتباط بین کاهش درد و پاسخ ترموگرافیک از نمودار ترموگرام استفاده گردید. در ۱۰ نفر از بیماران، بیشترین دمای افزایش یافته پوست بلافاصله پس از قطع تابش کاهش یافت. در ۹ نفر از بیماران کاهش قابل توجه درد مشاهده گردید. در ۸ بیمار دیگر بیشترین دمای افزایش یافته در اثر تابش برای مدتی پس از قطع تابش ادامه یافت که از این تعداد بیمار ۵ تن کاهش محسوس درد را نشان دادند.

رویکرد بالینی لیزرهای با توان پایین:

در مورد کاربرد لیزرهای که توان می‌توان به زمینه‌های زیر اشاره کرد:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

- کاربرد در فیزیوتراپی
- کاربرد در دندانپزشکی
- کاربرد در پزشکی (در زمینه های افتالمولوژی، اورولوژی و دستگاه گوارش و دستگاه تنفس)
- کاربرد در پوست و اعصاب
- کاربرد به عنوان تحریک زیستی

کاربرد لیزرهای کم توان در فیزیوتراپی:

لیزرهایی که در زمینه فیزیوتراپی استفاده می شوند به لیزرهای کم قدرت (Cold Laser) Low Power Laser موسومند و این لیزرها در طبقه بندی لیزرها جزء Class III B به حساب می آیند و عبارتند از:

لیزر هلیوم- نئون (در حدود ۲۰-۰ mw توان خروجی دارند) طریقه انتشار نور قرمز لیزر هلیوم به دو صورت موج پیوسته CW و ضربه ای PW است. ولی در بیشتر زمینه های فیزیوتراپی این لیزر به صورت CW استفاده می شود و طول موج نور خروجی آن ۶۳۲/۸ nm است و نور قرمز قابل رؤیت دارد. جهت ترمیم زخم های دیر جوش و همین طور تسکین دردهای ماسکلواسکلتال و سنتر پروکولازن در موارد پوستی استفاده می شود.

لیزر نیمه رسانا GaAS و GaALAS که به لیزرهای IR معروفند که به ترتیب دارای توان حداکثر چند صد وات می باشند. برای دیود آر سینیور گالیوم GaAS در دمای معمولی، این میزان به حدود ۱۵ W (البته این دیود در دمای هیدوژن مایع یعنی در حدود چند درجه کلین، به طور پیوسته CW کاری می کند که در این حالت توان خروجی آن حدود ۳ W می باشد). طول موج حاصله ۹۴۰ nm است. در حالیکه در دیود آر سینیور گالیوم GaSASL، طول موج درمانی متنوعی در محدوده ۷۵۰ الی ۸۵۰ nm دارد. طریقه انتشار نور این نوع لیزر به دو صورت CW و PW است.

لیزر نئودیمیم Nd:YAG با کنترل توان خروجی: این لیزر با قدرت پایین آن جزء Class III B به حساب می آید. در حالیکه لیزر Nd:YAG با هر قدرتی را جزء Class IV طبقه بندی می کنند. Q-Switch جهت پایین آوردن قدرت خروجی بکار می رود و توان خروجی آن از W صفر تا ۸ وات قابل تنظیم است و حداکثر ۶ W وات را می توان از پروب درمانی، به کار گرفت. طول موج در حدود ۱۰۶۴ nm و در محدوده طیف مادون قرمز غیرقابل رؤیت قرار داد.

برای اطمینان بیشتر در استفاده از این نوع لیزر، شعاع نور هلیوم نئون با نور قابل رؤیت را با آن همراه می کنند تا

با رؤیت مسیر عبور و اعمال پرتولیزر درمان با اطمینان خاطر صورت پذیرد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

مکانیزم تأثیر لیزر در درمان های فیزیوتراپی:

می دانیم لیزرهای کم قدرت (با توان پایین) فاقد کارآئی در ایجاد گرما و حرارت در بافت ها می باشند و لذا بیشتر در تحریک بافت های زیرجلدی مورد استفاده قرار می گیرند.

موارد استفاده از لیزر در فیزیوتراپی:

۱. تسکین دردهای عضلانی، مفصلی، عصبی

۲. تسریع تولید بافت گرانولاسیون در زخم ها

۳. کاهش اِدِم

۴. درمان ضایعات لیگامانی و تاندونی

۵. درمان التهاب و درد مفاصل

۶. تسریع ترمیم اعصاب محیطی

۷. استفاده در روش طب سوزنی

به طور کل اثرات درمانی لیزر در فیزیوتراپی در موارد ذیل خلاصه می شوند:

- اثر تسکینی Relief Effect

- اثر ضدالتهابی Uni Inflammatory Effect

- اثر تغذیه ای Metabolic Effect

۱- اثر تسکینی Relief Effect: به طور کلی دردها تو سط بخشی از سیستم اعصاب محیطی، به مرکز عصبی

بالتر یعنی نخاع منتقل شده و سپس با نورون های واسطه ای موجود در ماده ژلاتینی (Substance Gelatinos) همان

سطح، سیناپس حاصل می کنند. تارهای عصبی مزبور سپس در عرض یک یا دو تکه نخاعی (Segment) تقاطع کرده و

در قسمت نخاع، تنه مغز و مزانسفال و تا هسته خلفی شکمی تالاموس بالا رفته و به چین مرکز لوب پاریتال آن می روند.

تارهای عصبی که مسئول هدایت سریع حس درد به مرکز بالاتر می باشند از دو نوع: تارهای نوع A-Delta با

سرعت بین $30 \frac{m}{s}$ تا $60 \frac{m}{s}$ متر بر ثانیه و تارهای نوع C با سرعت $2 \frac{m}{s}$ تا $0.5 \frac{m}{s}$ متر بر ثانیه انتقال می یابند.

حال اعمال اشعه لیزری باعث بوجود آوردن دو پدیده در سیستم انتقال درد می گردد:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

الف) تغییر پلاریزاسیون در غشاء اعصاب محیطی حامل حس درد: نقش لیزر در این بخش از تسکین درد شامل تغییر پلاریزاسیون در غشاء اعصاب محیطی حامل حس درد و تعدیل پیام های دردناک می باشد.

ب) تولید نور و ترانسسمیترهای مهارکننده حس درد می گردد که عبارتند از:

ماده p (که بوسیله ترمینال های تارهای حس درد در ماده ژلاتینی نخاع ترشح می شود). انکفالین ها Enkephalins و اندورفین ها Endorphins (که بوسیله ترمینال های عصبی در نخاع و تنه مغزی و تالاموس و هیپوتالاموس ترشح می شوند و احتمالاً به عنوان میانجی های تحریکی برای سایر سیستم های مهارکننده درد عمل می کنند). نوراپینفرین Nor epinephrine (که توسط تعداد زیادی نورون ها که جسم سلولی آنها در سیستم رتیکولار مغزی و نیز هیپوتالاموس قرار گرفته اند، ترشح می شود و در بیشتر موارد اثر تحریکی دارد. ولی گاهی هم نقش مهارکننده را پیدا می کند).

تحریک تارهای حسی درد به صورت محیطی با تابش لیزر در سطح ماده ژلاتینی و سایر مراکز، باعث ترشح مقداری انکفالین می شود و عبور جریان دردناک، که توسط تارهای C و A منتقل می شود، را مسدود می کند. تحریک وارده از اشعه لیزر در انتهای عصب از طرفی سبب هیپرپلاریزاسیون غشاء عصب و بالا بردن آستانه تحریک آن و از طرفی باعث تحریک تارهای A و مسدود شدن جریان دردناک در سطح شاخ های خلفی نخاع می گردد. (لازم به تذکر است که مدت زمان این تحریک به علت پیوستگی و تراکم فوتون ها بسیار کوتاه است).

ناگفته نماند که نورو ترانسسمیترها، مواد بیولوژی طبیعی هستند که توسط نورون ها ترشح می شوند تا بتوانند پیام عصبی را از طریق سیناپس عصبی از یک نورون به نورون دیگر برسانند؛ این عمل مولکولی شیمیایی جانشین فعالیت الکتریکی عصب می شود. مثلاً متعاقب تحریک لیزر کم قدرت در نقاط انتخاب شد. توسط روش طب سوزنی Acupuncture، درد کاهش قابل ملاحظه ای پیدا می کند. و یا مثلاً متعاقب اعمال پرتوی لیزر هیلیموم - نئون در بیماران با دردهای مزمن، با افزایش میزان سیروتونین Serotonin حس درد برطرف می شود. آخرین گزارشات از انسیتیتوی تحقیقاتی علمی درمان کلینیک تجربی جرجیا USSR نشان می دهد که اخیراً شیوه جدیدی برای درمان ایسکمی قلب و انفارکت میوکاردیال با کمک لیزر He-Ne صورت پذیرفته است. پرتوی لیزر از درون یک کاتر از طریق ورید تحت ترقوه ای به درون دهلیز راست هدایت شده و در نتیجه افزایش محسوسی در اشباع اکسیژن و توقف کامل درد مربوطه بوجود آمده است. ارزیابی ها نشان می دهد که اثر آنالژیک (ضد درد) لیزر در مورد انفارکتوس میوکاردیال بر تمام آنالژیک های مورد استفاده در حال حاضر، برتری دارد. یک دوره درمان ۱۵ تا ۲۰ جلسه ای ایسکمی را کاملاً محدود

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

می سازد و این روش هر ۲۴ ساعت یکبار به تعداد ۵ الی ۶ تابش انجام می گردد. اگر این درمان در خلال یک مرحله واقعی ایسکمی قلبی یا در بعضی موارد آریتمی اعمال شود، نتیجه بسیار موفقیت آمیز خواهد بود. یعنی کاربرد لیزر هیلوم - نئون در تسکین درد به خاطر جذب سریع انرژی پرتوی نورانی فوتونهای آن توسط بافتهاست (البته در موارد دردهای سطحی کاربرد بیشتری دارد). جذب انرژی لیزر هیلوم - نئون در عمق 2mm الی 3 میلیمتر بافت نرم اتفاق افتاده و همین میزان دریافت های متراکم تر کاهش می یابد.

لیزر نیمه هادی نیز، به خاطر جذب انرژی فوتون های باریکه لیزری آنها توسط بافت ها، در عمق بافت ها نفوذ بیشتری نسبت به لیزر هیلوم - نئون دارند. بنابراین در تسکین دردهای عمقی بدن مورد استفاده قرار می گیرند. (مثلاً در مفاصل و نواحی ای که عضلات بیشتری دارد) نفوذ این لیزر در عمق ۱ الی ۵ سانتیمتری بافت نرم است. جذب انرژی آن در مواجهه با بافت های متراکم سریع تر اتفاق می افتد.

مزیت استفاده ترکیبی از دو لیزر فوق این است که از هر دو خاصیت آنها بطور همزمان می توان بهره گرفت.

۲- اثر ضدالتهابی Uni Inflammatory Effect: تقریباً تمام بافت های بدن، محتوی مقادیری اندک تا متوسط از چندین ماده شیمیایی مشابه، موسوم به پروستاگلاندین ها Prostaglandins هستند. این مواد، هم تحت شرایط فیزیولوژیک و هم شرایط پاتولوژیک در داخل مایعات موضعی بافتی و یا در داخل سیستم گردش خون آزاد می شوند. بعضی از این مواد باعث تنگی عروق و بعضی دیگر موجب گشادی عروق می شوند. در اصل پروستاگلاندین ها یک سری ترکیبات لیپیدی با ساختمان نزدیک به هم هستند و صدها عمل کنترل سلولی مختلف برای آنها فرض شده است. این اسیدهای چرب، باعث سقوط ناگهانی ATP به AMP جلقوی شده (یعنی تبدیل آدنوزین تری فسفات به آدنوزین مونوفسفات) و موجب ایجاد تغییرات در پتانسیل غشاء سلولی نوسیسپتورها می شوند. این تغییرات، حساسیت آستانه ای نوسیسپتور را کاهش داده و بنابر این افزایش میزان تحریک، این آستانه حساس آنها را پایین تر می آورد. پروستاگلاندین ها در بافت های بدن نگهداری یا انباشته نشده، بلکه در پاسخ به انواع تحریکات، بطور موضعی ساخته یا آزاد می شوند. عناصر التهابی و سایر مواد ناشی از تحریک خارجی در نتیجه روند فاگو سیتوز یا بیگانه خواری در داخل بافت صدمه دیده تجمع پیدا می کنند. از جمله این مواد سوپراکسیدهای واکنش دار رادیکال هستند که ممکن است با اسیدهای آراکیدونیک موضعی ترکیب شده و تولید پروستاگلاندین (PGE)E-2 را بکند.

در واقع فعالیت سوپراکسید دیسموتاس (SOD) در بافت تحت درمان با لیزر افزایش می یابد. در واقع آنزیم SOD بعنوان یک پاک کننده محیط از سوپراکسیدهای رادیکال عمل می کند و نتیجه فعالیت آن کاهش تولید پروستاگلاندین می شود و بدین ترتیب درد و التهاب مربوطه کاهش می یابد. به عبارت دیگر تحت تأثیر پرتوی لیزر، فعال سازی آنزیم

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

SOD می شود. پس به صورت موضعی، کاهش قابل توجهی در شدت درد پیش می آید. پس به طور کلی می توان اثر ضدالتهابی لیزر را منتج از کم کردن ترشح پروستاگلاندین های PGE2 و ریبلازین سیون غشاء و تقلیل یک گروه دیگر از واسطه های شیمیایی که در التهاب نقش دارد به نام (پروتاسیکلین ها) دانست.

در درمان های متداول فیزیوتراپی، اگر لیزر را توأمأ در درمان صدمات بافت نرم بکار ببریم، نتیجه درمان بسیار مؤثرتر خواهد بود. نتایج موفقیت آمیز لیزر در درمان درد و کاهش ادم ناشی از اثرات تحریکی آن در فاگوسیتوزیس می باشد. در اصل ادم از تجمع مایعات در فضاهای بین سلولی (خارج سلولی) ایجاد می شود. وقتی اختلاف فشار هیدروستاتیک بین فشار خون مویرگی و فشار مایع خارج سلولی، باعث رانده شدن پلازما به داخل فضای میان بافتی می گردد، (می دانیم حرکت مایعات از سیستم وریدی به داخل فضای بین سلولی، توسط دو فشار متضاد کنترل می شود) و هنگامی که تمرکز آب بین پلاسمای درون سلولی و پروتئین آزاد مایع بین سلولی و پروتئین آزاد مایع بین سلولی متفاوت باشد (البته مقداری از مایع فضای بین سلولی از طریق سیستم لنفاتیک تخلیه می شود)، حالت همواستاتیک تغییر می کند پس فشار هیدروستاتیک بین مویرگی به هم می خورد و ادم بوجود می آید. این اختلاف فشار ممکن است توسط اتساع عروق و نفوذپذیری غشاء نسبت به پروتئین ها بروز کند. در حقیقت وقتی صدمه ای به بافت وارد می شود، مواد شیمیایی متنوع (از قبیل هیستامین و کینین ها) ساخته شده و باعث شل شدن عضلات صاف شریانی می شوند و همین امر باعث اتساع بیشتر عروق در محل ضایعه می گردد و همینطور افزایش میزان تولید پروستاگلاندین نیز بطور موضعی مشاهده می شود. ثابت شده است که پروستاگلاندین ها در نتیجه انفلاما سیون (التهاب) بیشتر در بافت صدمه دیده آزاد می گردند. گشاد شدن عروق عاملی برای افزایش فشار عروق مویرگی و در نتیجه حرکت بیشتر مایع به داخل فضای بین سلولی است که منجر به ادم می شود. اما به دنبال تابش لیزر به صورت موضعی و فعال سازی آنزیم SOD، باعث کاهش تولید پروستاگلاندین شده پس شدت درد کم شود و همین کاهش درد سبب افزایش و تسهیل حرکات مکانیکی شده و اجازه می دهد که مایع از میان سیستم لنف توسط عمل پمپی عضلات اسکلتی، که جریان لنف از آن عبور می کند، بهتر صورت بگیرد. البته تسکین یا کاهش در شدت درد موقتی نخواهد بود. ولی اگر ادم به مدت طولانی باقی بماند، ممکن است میزان مایع بین سلولی باعث افزایش ادم داخل سلولی شود و در این حالت حتی اگر ادم خارج سلولی کاهش یابد، امکان دارد ادم داخل سلولی باقی بماند. در چنین حالتی دریچه انتقال بسته شده و از حرکت مایعات به خارج از سلول جلوگیری می کند. خوشبختانه تابش انرژی لیزر باعث تغییرات اساسی در لیپیدها و پروتئین های تشکیل دهنده دریچه های عبوری می شود و آنها را تحریک می کند که متعاقب آن دریچه های گذر باز شده و اجازه عبور به منظور ایجاد تعادل در فشار اسمزی بین خارج و داخل سلول، را می دهد و اینطوری موجب تخلیه مایعات اضافی داخل سلولی به داخل سیستم لنف می شوند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۳- اثر تغذیه ای Metabolic Effect: اثر تغذیه ای لیزر از تحریک عناصر بافتی و داخل سلولی ایجاد می شود و

در نتیجه متابولیسم تنفس سلولی و فسفریلاسیون را بهبود می بخشد. افزایش متابولیسم اکسیژنی سلولی Cellular Oxygen Metabolism را می توان شامل فعال سازی تغذیه ای سیتوکروم Cytochromoxidase و ذخیره ATP دانست. در خلال واکنش های اکسیداتیو، مقدار زیادی انرژی برای تشکیل ATP آزاد می شود؛ تشکیل ATP به وسیله فسفریلاسیون اکسیداتیو صورت می گیرد که مرحله نخست آن، یونیزه کردن اتمهای هیدروژنی که از مواد غذایی گرفته می شود. در روند تغییرات الکترونیایی که از اتم هیدروژن گرفته شده اند، بلافاصله وارد زنجیره انتقال الکترونی می شوند که جزء اصلی غشاء داخل میتوکندری سلول است. در جریان انتقال الکترون ها از طریق زنجیره، هر الکترون از گیرنده ای به گیرنده بعدی منتقل می شود، سرانجام به سیتوکروم A₃ می رسد (سیتوکروم اکسیداز)، مقداری انرژی آزاد می شود که بعداً جهت تولید ATP به مصرف می رسد.

مرحله بعد در فسفریلاسیون اکسیداتیو، تبدیل ADP به ATP است که بواسطه یک مولکول در شت پروتئینی به انجام می رسد که در ضخامت غشاء داخلی میتوکندری پیش می رود. این مولکول یک آنزیم آدنوزین تری فسفاتاز ATPase است. این ماده موسوم به آنزیم آدنوزین تری فسفات سنتتاز ATP synthetase است. بدلیل اختلاف پتانسیل زیاد الکتریکی بین دو سوی غشاء میتوکندری، یون های H⁺ از وسط مولکول ATPase به داخل ماتریس میتوکندری می گذرند. در این روند آدنوزین تری فسفاتاز با استفاده از یون H⁺ و انرژی مشتق شده از فعل و انفعالات فوق الذکر ADP را به ATP تبدیل می کند و سرانجام این ATP از داخل میتوکندری به سیتوپلاسم انتقال می یابد. جذب انرژی لیزر توسط سیتوکروم ها A₃، در طول موج ۶۳۰ nm بیشتر است (سیتوکروم ها رنگدانه هایی هستند که در سلول های هوازی وجود دارند) پس دو آنزیم در زنجیره اکسیداسیون سلولی به نام Flavoprotein, Cytochromea/A₃ قدرت جذب انرژی لیزری را بیشتر دارند. نقش اصلی لیزر در روند بهبود متابولیسم سلولی، تنظیم فعالیت پمپ یون های Na⁺, K⁺ در غشاء سلول است.

در مورد بهبود زخم Wound Healing می توان گفت که خاصیت لیزر هیلیموم - نئون، تسریع در تولید بافت

کلاژن می باشد. در فیبروبلاست های پوست انسان این لیزر هیلیموم - نئون و لیزر نیمه هادی نقش تسریع کننده در تشکیل بافت کلاژن و بهبود زخم های ترمیم نشده و صدمات

تاندمونی و لیگامانی دارند. مکانیزم این ترمیم به تغییرات آنژیومی و تغییرات در RNA پیک های ژن های کلاژن مربوط می شود. درک مکانیزم تأثیر لیزر هیلیموم - نئون در ترمیم زخم در طول موج ۶۳۲/۸ nm با تابش ۱۰ دقیقه ای و با تراکم

قدرت $100 \frac{mw}{cm^2}$ میلی وات بر سانتی متر مربع، باعث ایجاد حرارتی در حدود $0.7^{\circ}C$ درجه سانتی گراد می شود

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

و اگر تابش این لیزر با تراکم قدرت 300 mw/cm^2 باشد، حرارتی در حدود 0.9°C را موجب می گردد. این تأثیر زودگذر بوده و حرارت پوست بدن بعد از یک ساعت برطرف می شود. نفوذ عمقی لیزر با طول موج در طیف امواج الکترواستاتیک در پوست، در تعیین اثر درمانی لیزر هلیوم نئون و سایر لیزرها حائز اهمیت است.

البته مکانیزم این ترمیم وابسته به برهمکنش فتوشیمیایی است و تحت عنوان Photo chemotherapy از آن یاد می شود که در آن با استفاده از اثر ترکیبی نور و حساس کننده های نوری روی یک مولکول، انرژی دریافت شده توسط مولکول مورد تابش، به مولکول های دیگر منتقل می شود. ضمن اینکه معرفی نقش فتوکیموتراپی لیزر در کار کلینیکی (بالینی) منجر به افزایش بارز تأثیر این درمان شد. در اصل اثر زیست تحریکی مربوط به لیزرهای کم قدرت Biostimulation، در واقع تسریع روند بیولوژیکال درون بافت است که در آن تقسیم سلولی به همراه تابش نور باعث اثر تشدید در سلول های مجاوری که در روند تقسیم سلولی شرکت ندارند، می گردد. یعنی سلول هایی که در محیط کشت تحت تابش، در حال تقسیم می باشند. بر روی سلول هایی که از این محیط کشت جدا نگهداشته شده اند تأثیر می گذارند. این شکل از ارتباط را بین سلول های زنده، القای بیولوژیکال می نامند. البته فرض بر این است که اثر زیست تحریکی لیزر هلیوم نئون بر این اصل استوار باشد که حداکثر میزان جذب سیستم تنظیم کننده نوری Photo regulatory System، (که این سیستم شامل گیرنده های نوری در پوست می باشد)، در طول موج 632.8 nm قرار دارد. پس اجزاء اساسی به نور متابولیت هایی هستند که نور قرمز را جذب می کنند یا آنزیم ها و سایر موادی که به صورت کاتالیز عمل می کنند و یا مولکول های جدیدی که هنوز شناخته نشده اند. ویژگی سیستم تنظیم کننده نور (گیرنده های نوری در پوست) به طوری است که این سیستم نقش کنترل کننده در تولید RNA و پروتئین ها دارد.

اثرات بیولوژیکال لیزر هلیوم - نئون عبارتند از:

الف) اثر فتودینامیک لیزر به صورت فعال سازی ساختمان های هسته ای (سیستم DNA, RNA) مشخص می گردد که باعث افزایش فعالیت آنزیم ها و جذب سلولی اکسیژن می شود و باعث افزایش تولید پروتئین ها در ریبوزوم ها می شود و این عوامل منجر به فعال سازی روند ترمیم یا رژنراسیون Regeneration می شوند.

ب) تابش پرتو باعث افزایش مقاومت سلولی می گردد، یعنی با ازدیاد تولید پروتئین های دفاعی در سلول (لیزوزوم و اینترفرون)، تخریب عناصر سمی و پاتوژنیک نیز افزوده می شود. تغییراتی که در اثر تابش اتفاق می افتد، سبب طبیعی ساختن روند فیزیولوژیکال در سلول های صدمه دیده و افزایش مقاومت آنها می شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ج) تأثیر درمانی لیزر در التهاب: اعمال لیزر در فاکتورهای مختلف رفع التهابی شامل آگزودا و تغییر و تکثیر سلولی که به شرح آنها می پردازیم:

آگزودا (Exudation): تابش لیزر باعث گشادی عروق (Vasodilatation) متعاقب تنگی عروق (Vasoconstriction) در شبکه میکروسیرکولاتوری می شود. عامل گشادسازی عروق در برطرف ساختن پدیده رکود و ایستایی گردش خون شرکت کرده و سبب طبیعی شدن نفوذپذیری عروق و کاهش آگزودا در بافت بدن می گردد.

تغییر (Alteration): فعال سازی روند متابولیک و اکسیژن سازی بافت تحت تابش لیزر هلیوم - نئون باعث رفع و یا محدود نمودن فرآیند بی هوازی و اسیدوز در ارتباط با آنها می شود. این امر سبب دیستروپی و اختلال میکروسیرکولاتوری ثانویه در بافت می شود.

تکثیر (Proliferation): اثر تحریکی لیزر هلیوم - نئون در تکثیر، در بهبود التهاب با فعال سازی سیستم پروتئین DNA-RNA و با افزایش تقسیم سلولی (میتوتیک) در ارتباط است. تکثیر و بلوغ فیبروبلاست ها مانند تشکیل فیبرهای کلاژن و بلوغ بافت ها گرانولار تشدید می شود. براساس این فاکتورها روند تشکیل بافت (Epitelization) تحریک می گردد. تأثیر عمومی لیزر هلیوم - نئون He-Ne، در التهاب ها، مبتنی بر دفاع هومورال، افزایش تولید لیزوزوم و اینترفرون می باشد و فعالیت فاگوسیتیک میکروفاژها و ماکروفاژها نیز افزایش می یابد. فعال سازی سیستم ماکروفاژ باعث تحریک سیستم ایمنی طبیعی بدن (لنفوسیت های T و B) می گردد که در نتیجه دفاع اختصاصی ایمنولوژیکی بهبود می یابد. بنابراین تابش لیزر، عکس العمل های تطابقی دفاعی را عاملی جهت رفع روند پاتولوژیکال می گرداند.

تحقیقات تجربی در مورد لیزر هلیوم - نئون روی تغییرات کیفی در بافت های تحت تابش به عوامل تابش از قبیل چگالی قدرت و انرژی، فرکانس و روش های تابش بستگی دارد و با توسعه لیزر تراپی، این شیوه درمانی جایگاه ویژه ای در بسیاری از بیماری ها دارد. در واقع بسیاری از محققین با موضوعات مندرج در مقالات علمی شان خاطرنشان کرده اند که لیزرهای کم قدرت ممکن است به عنوان وسیله درمانی مؤثری جهت پیشرفت روند ترمیم زخم بکار روند. تحقیقات انجام شده در مورد ترمیم زخم ها اثبات کرد که تابش لیزر، میزان ترمیم سوختگی مکانیکال درجه سه را افزایش می دهد. ثابت شده است که اعمال تحریک توسط لیزر در چهار روز متناوب با شدت $1 \frac{J}{cm^2}$ نتیجه درمان، مؤثر بوده است. همین طور مطالعات میکروسکوپی بر روی زخم های تحت تابش لیزر He-Ne نشان داده است که بافت گرانولاسیون بیشتتری نسبت به گروه کنترل ایجاد شده است. یعنی تشکیل بافت گرانولاسیون (به میزان ۲۵٪ با انرژی $0.15 \frac{J}{cm^2}$ الی

$4 \frac{J}{cm^2}$ ژول توسط پروفیسور هاینا Haina گزارش شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

البته تحقیق بیشتر در این زمینه بو سیله پروفیسور میستر (Mester) در مورد درمان نکروز جلدی وزیر جلدی در بیماران مبتلا انجام شد و نتیجه شد که تابش کامل لیزر روی ناحیه ضایعه دیده، ضروری نیست بلکه ممکن است اثر درمانی، از موارد هومورال منشأ گرفته از ناحیه تحت درمان، منتج شود همینطور دانشمندان روسی و مجارستانی استفاده از لیزر هیلیموم - نئون را در درمان زخم های دیرجوش تأیید کردند. چرا که ۲۵ نفر بسیار که زخم های وریدی پا با منشأ های مختلف داشتند تحت درمان با لیزر قرار گرفتند و نتایج مثبت بدست آوردند.

تحقیقات سیتولوژیکال و هیستولوژیکال در رابطه با تشکیل بافت گرانولاسیون در پنج سری آزمایش انرژی اعمال شده توسط لیزر هیلیموم - نئون با تابش قرمز (غیرهمدوس یعنی نور معمولی) دارای طول موج 632.8 nm ، به میزان $0.15, 1/5, 4, 10, 20$ و شدت خروجی نور 50 mw نشان داد که افزایش تشکیل بافت گرانولاسیون تحت تابش لیزر، با کاربرد انرژی 0.15 J/cm^2 در حد 13% و با انرژی $1/5 \text{ J/cm}^2$ در حد 25% در مقایسه با مواردی بود که در گروه کنترل قرار داشتند و البته با انرژی 4 J/cm^2 در حد 10% بود. همین طور تحقیقات دیگری روی باز تشکیلی بافت ها (Epidermal Regeneration) و تأثیرات لیزر He-Ne در درمان ضایعات پوستی در بدن انسان انجام پذیرفته است. سایر محققین از جمله آبرگل (Abergel) بر روی بافت اسکار مطالعه کردند. در این مورد بافت های اسکار طبیعی با لیزر هیلیموم - نئون He-Ne و با لیزر نئودیمیم یاگ Nd:YAG، اغلب در بافت های خیلی حساس Hyper Sensitive تولید می شوند. از آنجا که تارهای حسی C، بافت اسکار را تعقیب می کنند ممکن است، فشار بیش از حد روی تارهای مذکور سبب تحریک آنها شده و پیام های درد جاری شوند. این اثر امکان دارد بر عدم تعادل واسطه های عصبی در تارهای منتقل اتونومیک Autonomic هم اضافه گردد. در درمان های فیزیوتراپی بالینی مشاهده شده است که پس از یک دوره درمان با لیزر هیلیموم - نئون، بافت اسکار بتدریج نرم می شود، که این نرم شدن به همراه کاهش پروستاگلاندین موضعی، موفقیت درمان در کاهش درد مربوط به بافت اسکار را توجیح می کند. در مورد باز تشکیلی عصب Nerve Regeneration نیز پروفیسور چنگ (Cheng) و مکی بین (Mckibbin) در مورد ترمیم و رشد جانبی اعصاب ضایعه دیده، مطالعات زیادی انجام داده اند.

آنها مشاهده کردند که با قطع مکانیکی در اعصاب محیطی پس از تابش لیزر ترمیم اعصاب قطع شده اتفاق افتاد. همینطور واکر (Walker) نیز با تاباندن پرتوی لیزر در دستجات عصبی محیطی در بیماران مبتلا به کوادری پلژی اسپاستیک مشاهده کرد که اسپاستیستی عضلات مربوط به طور قابل توجهی کاهش پیدا می کند موفقیت در تحقیقات

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

متعدد مربوط به افزایش رشد اعصاب محیطی این فرضیه را اثبات کرده است. ولی هنوز در این زمینه جای کار بسیار است. ضمناً این روش درمان هنوز به طور معمول و رایج مورد استفاده قرار نگرفته است.

در مورد تأثیر لیزر بر سیستم ایمنی بدن می دانیم دو نوع واکنش ایمنی اکتسابی در بدن انسان وجود دارد:

الف) بدن آنتی کورهای گردشی تولید می کند که همان مولکول های گلوبولین بوده و قادرند به عامل مهاجم حمله کننده به این نوع ایمنی غیرمستقیم یا ایمنی هومورال اطلاق می شود.

ب) ایمنی از طریق تشکیل تعداد زیاد لنفوسیت های فعال شده به وجود می آید که بطور اختصاصی برای انهدام عامل خارجی ایجاد شده اند، به این نوع ایمنی مستقیم یا ایمنی سلولی گفته می شود. بیشترین و مهمترین لنفوسیت هایی که شناخته شده است، سلول های T شکل هستند که در سه دسته تقسیم بندی می شوند:

- سلول های T شکل سیتوتوکسیک یا Killer (از بین برنده سلول ها)

- سلول های T شکل کمک کننده یا Helper

- سلول های T شکل ساپروسیو یا تضمین کننده Supressive (و یا تنظیم کننده)

از میان سلول های نامبرده فوق، مدل های T کمک کننده، روی هم رفته بیشتری تعداد این گروه را تشکیل می دهند. سلول های سیتوتوکسیک که قادرند با حمله به عوامل خارجی و میکروارگانیزم ها و حتی بعضی از سلول های خود بدن (مثلاً سلول های بافت جدید قلب پیوندی)، را از بین ببرند. سلول های تضعیف کننده، اعمال سلول های سیتوتوکسیک و کمک کننده را کنترل و تضعیف می کنند. به عبارت دیگر سلول های T سیتوتوکسیک را از انجام اعمال شدیدتر باز می دارند،

سلول های کمک کننده باعث تشدید فعالیت سلول های B، سلول های T سیتوتوکسیک و سلول های T تضعیف کننده می شوند و از طریق ترشح ماده ای موسوم به انترلوکین-۲ باعث تحریک فعالیت سایر سلول های T شکل و سیستم ماکروفاژی بدن می شود. لیزرهای کم قدرت در مهار روند بسیاری آرتريت روماتوئید RA، که به علت دگرگونی در فعالیت و تعادل بین سلول های T و B ایجاد می شود، مؤثرند.

در تحقیقات انجام شده توسط پروفیسور گلدمن (Goldman) وی نشان داد که لیزر در کنترل علائم آرتريت روماتوئید مفید و مؤثر است. نتایج بعد از تحریک نشان داده است که درد و تورم به میزان قابل توجهی کاهش یافته و دامنه حرکتی مفاصل مبتلای تحت درمان، افزایش یافته است. بعلاوه کاهش کمپلکس های چرخشی ایمنی به دنبال تابش لیزر، این ادعا را که تابش لیزر فعالیت سیستم ایمنی بدن را تنظیم می کند، قوت می بخشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

بیماری آرتریت روماتوئید از نوع بیماری های Auto Immune معرفی شده است. در این بیماری آنتی بادی ها یا سلول های حساس شده T شکل ساپروسیو، به طور طبیعی باعث عدم تشکیل و تولید آنتی بادی ها می گردند. یعنی عدم کارایی این نوع لنفوسیت ها، موجب بیماری فوق می شود. موفقیت لیزر در مهار بیماری بدلیل این است که تابش لیزر فعالیت سلول های لنفوسیت T و B را فراهم کرده و باعث تحریک سلول های T شکل ساپروسیو می شود. سلول های ساپروسیو از تجمع و فعالیت بیش از حد سلول های T شکل سیتوتوکسیک به طور مستقیم جلوگیری می کنند.

نکات قابل توجه در درمان درد با لیزر (Pain Management) :

ابتدا باید ناحیه انتهایی محل دردناک درمان گردد و سپس نقاط درد Trigger Point مورد درمان قرار دارد. در پاره موارد امکان دارد درد در قسمت انتهایی محل ضایعه یا محل اصلی احساس شود. مثلاً حالتی که در نورولوژی و نروما وجود دارد. در چنین وضعیتی تشخیص اصولی و اولیه حائز اهمیت است و درمان باید روی ناحیه پاتولوژیک متمرکز گردد. بیمار از جهت داشتن یا نداشتن بافت اسکار باید مورد ارزیابی قرار گیرد، چون این بافت در بوجود آوردن دردها بازگشتی مؤثر است. بافت دردناک به دو طریق تحت تابش قرار می گیرد. تابش موضعی با روش درمان شبکه و تابش عمومی با استفاده از روش درمان Scanning می توان نقاط درد را با لیزر IR و هیلیموم - نئون به همراه تحریک الکتریکی جهت تشکیل درد مورد درمان قرار دارد. در رابطه با شرایط کلی درمان، ابتدا کل ناحیه موردنظر برای درمان باید مشخص می شود. همین طور طول موج و قدرت اشعه مناسبی برای لیزر انتخاب می شود. بعد از انتخاب انرژی مطلوب و مؤثر، با استفاده از معیارهای تجربی مدت درمان را محاسبه می شود و بالاخره شیوه مناسبی جهت تابش لیزر بر روی بافت انتخاب می شود. با داشتن برنامه دقیق درمانی و ارزیابی عمومی بیمار و نوشتن شرح بیماری، درمان را آغاز کرده و برنامه درمان متداول اولیه با انتخاب ۶ الی ۱۵ جلسه درمان، بطور روزانه و سپس سه روز در هفته صورت می گیرد. در هر جلسه درمانی، شدت درد و نیز میزان حرکات مفاصل مورد ارزیابی قرار می گیرد. معمولاً بهبودی بیمار از جلسات سوم تا پنجم شروع شده و پس از شروع سیر بهبودی می توان از و سایل و روش های درمانی دیگر نیز برای تسریع در بهبود کمک گرفت. البته در جلسه اول درمان به احتمال ۵٪ ممکن است درد تسکین نیافته و حتی تشدید شود و بعد از گذشت ۳ الی ۶ ماه از برنامه درمانی اولیه، بیمار مجدداً مورد ارزیابی قرار می گیرد. در این ارزیابی، تأثیر درمان های گذشته از نظر تسکین درد و افزایش حرکات مفاصل، همچنین افزایش فعالیت بیمار و کاهش مصرف داروهای تسکینی مورد ملاحظه قرار می گیرد.

طب سوزنی (Acupuncture): علمی فیزیکی است که در نواحی ویژه بدن، برای اهداف تشخیصی و یا درمانی

انجام می شود. در واقع از طریق نقاط ویژه ای روی پوست، که نشان دهنده تفاوت های واضح مربوط به ساختمان

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

هیستولوژیکال (یعنی پتانسی الکتریکی نقطه مزبور در مقایسه با پوست اطراف) است، در درمان ضایعات ارگانیک بکار می رود. در واقع تعداد ارگان های حسی در این نقاط بیشتر از سایر قسمت های پوست است. یعنی مجموع ارگان های حسی (مالپیگی - کراوز، رافینی، کرپوسکول و ...) در نقاط اکوپانچر تقریباً دوبرابر پوست طبیعی است از نظر فیزیکی این نقاط اکوپانچر با یک کاهش مقاومت نسبت به پوست اطراف آن ناحیه مشخص می شوند. در نتیجه پتانسیل قابل اندازه گیری و ظرفیت این نقاط افزایش می یابد در اصل میزان تفاوت برای تعیین محل یک نقطه اکوپانچر کاملاً دقیق است. البته از آنجایی که اندازه گیری مقاومت پوست با استفاده از جریان مستقیم صورت می گیرد، معمولاً با اشکال مواجهه می شویم (به علت وجود جریان پلاریزه کننده) بنابراین ابتدا پتانسیل ها را اندازه گیری می کنیم. در واقع خط ارتباطی بین نقاط مربوط به هم که عمل آنها با ارگان ها پیوند دارد، نصف النهار نامیده می شود. اسم این خطوط بستگی به نام سیستم عملکردی یا ارگان های مربوطه دارد. یک انرژی فرضی در طول نصف النهارها عبور می کند و این نصف النهارها با یکدیگر ارتباط قطعی دارند. انرژی فرضی موردنظر ممکن است افزایش یافته یا اینکه کاهش پیدا کنند. هرگاه در انرژی فرضی نقاط طب سوزنی، عدم تعادل بوجود آید، حالت های بیماری تفاوت دارد یعنی یا جزو گروه YIN و یا جزو گروه YANG خواهد بود. از تعریف اکوپانچر چنین برمی آید که این روش در درمان ضایعات قابل برگشت، اندیکا سیون پیدا می کند (مثلاً آسم بزرگ سالان اغلب شامل آمفیزم است که غیرقابل برگشت است. موفقیت در درمان به این شیوه اکوپانچر در این مورد ۵۰٪ است، در حالیکه در آسم خردسالان ۹۰٪ می باشد).

تحریک توسط سوزن های مرسوم و یا به طریق شیمیایی و یا الکترومانیتیکی (مثل نور) انجام گیرد. در واقع نتایج حاصله از آزمایش تأثیر لیزر اکوپانچر در حرارت پوست بطوری است که میانگین درجه حرارت پوست قبل از تابش یک طرفه حدود ۲۵/۴ برای نقطه ای معین مشاهده می شود که متعاقب تابش روی همین نقطه در طرف راست هیچ تغییری در درجه حرارت همان طرف ایجاد نشد، در حالیکه افزایش قابل توجهی در درجه حرارت پوست در طرف چپ در حدود ۲۷٪ درجه ثبت شد. در واقع تحریک در طرف راست اعمال شده بود، ولی در طرف چپ ثبت شده بود. پس یک اختلال در سیمتری و تقارن وجود دارد که به آن Forth می گویند. در واقع در نقطه ای دورتر از نقطه اصلی که در خارج نصف النهار انتخاب شده تغییرات بیو شیمیایی رخ می دهد (یعنی مثلاً کاهش قابل توجهی در تمام پارامترهای ادرار فرد مورد آزمایش از قبیل Na^+ و K^+ و Mg^{++} و هیدروکسی کورتیکوستیروئید - ۱۱ و کورتوستیروئید - ۱۷ (بجز Ca^+) و همینطور تولیدات دفعی هورمون های NNR و فسفات). در کل درمان اکوپانچر در مواردی که درمان های مختلف پزشکی در مورد آنها بی اثر بود، مؤثر واقع می شود و کاربرد آن فقط در مورد حالات پیچیده از دردها انجام شده است. تأثیر درمان با لیزر به سن بیمار، ساختمان و وضعیت فیزیولوژیک بدن بستگی دارد. هرچند که تعیین محل تابش لیزر، مدت تابش، زاویه تابش و

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

میزان فشار به پوست توسط پروب درمانی می تواند نتایج مختلفی ارائه دهد. حداکثر قدرت خروجی ۱۰ mw همیشه برای نواحی مختلف بدن مناسب نیست، لذا باید ارتباط بین ازدیاد قدرت نور لیزر و خطرات ناشی از این ازدیاد را مدنظر داشت. البته دستگاه لیزر مورد استفاده در مورد فوق لیزر He-Ne بود و مدت زمان ۱۵ ثانیه و طول موج درمانی ۶۳۳mm در نظر گرفته شده بود. استفاده از لیزر در اکوپانکچر بر اساس نتایج و موفقیت‌های بدست آمده، در مقایسه با کاربرد سوزنهای مرسوم تصدیق شده است. بنابراین آزمایشات و تحقیقات گسترده‌ای که انجام گرفته است، لیزر در زمینه کار فیزیوتراپی و اکوپانکچر، مورد استفاده‌های فراوان پیدا کرده است.

گزارش تحقیقات و بررسی‌های مطالعات درباره لیزر در اکوپانکچر

نمونه اول:

مردی سفید پوست، ۳۲ ساله، متأهل و از سلامت خوب برخوردار بود. ۲۱ سپتامبر ۱۹۷۷ هنگام کار با جرثقیل و تماس با برق فشار قوی در حدود ۹۰ دقیقه دچار بیهوشی شد. او به علت سوختگی الکتریکی در ناحیه تراکس و اندام فوقانی در بیمارستان بستری گشت، و علاوه بر سوختگی پارالیزی اندام فوقانی راست هم پیدا کرده بود. در ۲۱ مارس ۱۹۸۲، بیمار به علت سردرد شدید روزانه به کلینیک مراجعه کرد. او مشخصات سردرش را کند و یکنواخت که در یک نقطه شدت می‌یافت بیان می‌کرد. وی سردرد خود را به صورت یک درد با تشعشع ضربان دار گنگ، از ناحیه گردن تا بالای سر تشبیه می‌نمود. بیمار از نور می‌ترسید و تهوع و استفراغ داشت و به این خاطر در اتاق تاریک و ساکت می‌نشست و سرش را زیر بالش پنهان می‌ساخت. آزمایش‌های انجام شده شامل: اسکن مغز، میلوگرام، رادیوگرافی جمجمه و گردن، حکایت از طبیعی بودن و وضع بیمار داشت. بیمار تحت درمان داروئی قرار داشت: (Empirin و Clinoril چهار عدد در روز و Percodan چهار عدد در روز). ولی درد او تسکین نیافته بود. داروهای (Fiorian و Valium و Motrin و Indocin و Parafon Forte) در تسکین علائم درد مؤثر نبودند.

در معاینه بیمار، سفتی شدید گردن در عضلات زیراکسی پیتال با انتشار درد در قسمت فوقانی جمجمه آشکار می‌شد، هیپوموبیلیتی (عدم تحرک) در مفصل آتلانتواکسی پیتال وجود داشت، ولی محدودیت حرکتی در طرف راست بیشتر بود و کاهش تحرک در سطوح C و C و C و T و T و T با افزایش تون عضلات گردنی و قسمت فوقانی تراکس مشاهده می‌شد. بیمار در شانه راست دچار درد شدید و کریپتوس و محدودیت حرکات (حدود ۵۰٪) بود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

درمان بیمار با لیزر تراپی در نقاط Cervicalbladder و Gallbladder شروع و برای کنترل درد از Tens نیز استفاده شد. موبیلیزاسیون (طرز حرکت) مهره‌های گردنی و پشتی در درجات ابتدایی به بیمار آموزش داده شد که به همراه تمرینات مخصوص انجام می‌گرفت و بعد از مدتی آموزش موبیلیزاسیون را نیز بیشتر فرا گرفت.

پس از درمان ده جلسه‌ای فیزیوتراپی، بیمار از درد و کمبود حرکت شکایت نمی‌کرد، و سردرد نیز از بین رفته و استعمال دارو هم قطع شده و بیمار به زندگی عادی بازگشته بود. بیمار دو مرتبه بعد از آخرین جلسه درمان مورد ارزیابی قرار گرفت و هیچ گونه علائمی از بیماری در وجود وی باقی نمانده بود.

نمونه دوم:

مردی ۳۵ ساله، که دردی شدید در سمت راست و قسمت پلانتار پا داشت. در دسامبر سال ۱۹۸۰، هنگام انجام کار روزانه قطعه‌ای فلز سنگین روی پای راستش افتاده و نسج نرم پای وی بدون شکستگی Crush Injury فشرده شده بود. درد ناحیه پشت پا یعنی قوس متاتارسال همچنان وجود داشت. در نوامبر ۱۹۸۱ جهت مطالعه و بررسی داخلی تحت عملی جراحی قرار گرفته، ولی نتیجه‌ای به دست نیاورده بود. درد قوس متاتارسال (سومین و چهارمین متاتارس) از بین نرفته بود. در دسامبر ۱۹۸۱، تغییرات سمپاتیکی در بافت نرم پدید آمد که دیستروفی سمپاتیکی تشخیص داده شد. بدین خاطر، او قادر به انجام کار روزانه نبود و حتی تحمل کفش خود را نداشت. وی با عصا راه می‌رفت.

درمانهای فیزیوتراپی قبلی، شامل TENS هیدروتراپی، اولتراسوند، تحریک الکتریکی با گالوانیک ولتاژ بالا و فلوئیدوتراپی بود. هیچ کدام از این روشها، برای بیمار تسکین درد قابل توجهی به وجود نیاورد. او از دسامبر ۱۹۸۱ برای تسکین درد، روزانه ۴ عدد قرص Percodan می‌خورد. بیمار در ۱۶ مارس ۱۹۸۱، برای ارزیابی و درمان مورد بازدید و سنجش قرار گرفت. معاینات نشان می‌داد که تمام حرکات مربوط به مفاصل طبیعی است. او تحت درمان لیزر در نقاط ۴۰ و ۴۱ و ۴۳ Gallbladder و تمام ده نقطه مربوط به پا: Bladder ۶۰ و Liver ۳ و همچنین نقاط اوریکولار قرار گرفت.

جمعاً او ۱۰ جلسه درمان با پرتو لیزر داشت و در ضمن به منظور نگهداری قوس کف پا از کفش ارتوپدی با یک متاتار سال بار ۱ استفاده می‌کرد. درد بیمار از ۱۸ آوریل ۱۹۸۲ کاملاً از بین رفت. بیمار در ماه مه ۱۹۸۲ مجدداً مورد معاینه قرار گرفت هرچند که او هیچ درد و محدودیت حرکتی نداشت اما همچنان کفش ارتوپدی به پا می‌کرد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

نمونه شماره ۳:

زن سفید پوست ۲۸ ساله حدود سه سال بود که دردی شدید در انتهای قسمت داخل بازو، از ناحیه اپی کندیلار داخلی به طرف پایین قسمت کف دستی ساعد راست داشت. حدود یک سال قبل، به منظور آزاد سازی عصب مدیان عمل جراحی انجام شده بود. بعد از عمل، یک اسکار برجسته و دردناک در محل ان سزیون، در قسمت میانی داخلی بازو که به قسمت پایین و میانی کف دست و ساعد کشیده می شد به وجود آمده بود.

ارزیابی بیمار، محدودیت اکستانسیون آرنج را حدود ۲۰ درجه ثابت می کرد. بیمار در محل سیکتریس، درد ناراحت کننده ای داشت؛ عضلات فلکسور ساعد، هنگام عمل فلکسیونی دچار درد بود. درمان های اولیه از مارس ۱۹۸۲ شروع شد. بیمار تحت درمان لیزر در نقاط بافت اسکار، نقاط مربوط به دست و Inttestine بزرگ ۴ و ۱۰ و ۱۱ و ۱۲ و نقاط اوریکولار قرار گرفت. موبیلیزاسیون مقتضی و برنامه تمرینی نیز در اندام فوقانی راست انجام می شد.

۱۰ جلسه درمان تا ماه آوریل طول کشید. بیمار در آن زمان علائم درد و ناراحتی گذشته را نداشت و دامنه حرکتی کامل آرنج را به دست آورده بود. رنگ قرمز ارغوانی بافت اسکار هم رنگ طبیعی یافته بود. حال به منظور آشنایی بیشتر با لیزر تراپی و تحقیقات انجام شده در این مورد به معرفی یک کار تحقیقاتی دیگر در این زمینه می پردازیم.

WikiPower.ir

نتایج کلینیکی لیزر تراپی دانشگاه توکیو:

تعدادی از بیماران که دردهای شدید آنها را از انجام کارهای روزمره بازداشته بود در یک دوره سه ماه لیزر تراپی (از نوامبر ۸۳ تا فوریه ۸۴) تحت درمان قرار گرفتند. مشخصات دستگاهی که برای درمان این بیماران مورد استفاده قرار گرفت به شرح زیر بود:

حداکثر قدرت خروجی دستگاه ۱۰ mw، و نوع ماده نیمه رسانا (GaAlAs) و مشخصه نور، مادون قرمز با طول موج ۷۹۰ نانومتر بود.

موضوع و شیوه درمان:

شکلهای مختلفی از درد، از پنج ناحیه بدن انتخاب شد. (برای مثال: شانه، زانو، ناحیه لگن، گردن و مچ پا). وجه مشترک این بیماران تاریخچه درمانی طولانی مدت پزشکی بود که متأسفانه برای اینان بهبودی حاصل نشده و یا سیر بهبودی ناچیز بوده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

روش اندازه گیری:

اثرات درمان مورد قضاوت قرار گرفته شد و نتایج در چهار گروه طبقه بندی گردید:

۱. در صورتی که بهبودی قابل توجهی به وجود آمده بود و نیز تعداد جلسات درمانی، بیشتر از پنج جلسه نبود ... عالی.
۲. در صورتی که درد بیمار نسبتاً کاهش یافته و تعداد جلسات درمانی پنج تا ده جلسه بوده ... خوب.
۳. در صورتی که علائم بهبودی بعد از ۱۰ الی ۲۰ جلسه درمانی مشاهده می شد. ... متوسط.
۴. در صورتی که اثرات درمان، بعد از ۲۰ جلسه به دست می آمد ... ضعیف.

علاوه بر این گروه بندی در بیمارانی که مفصل اندام فوقانی آنها به علت درد شانه محدودیت حرکتی پیدا کرده بود، تغییرات دامنه حرکتی مفصل، اندازه گیری شد و همچنین قدرت گرفتن اشیاء با دست توسط گونیامتر و داینامومتر قبل و بعد از درمان مشخص می شد. در بیمارانی که اپی کندیلیت رادیال داشتند و دچار کشیدگی مفصل آرنج و چرخش بازو و خمیدگی مفصل شانه به میزان ۹۰ درجه بودند، علائم دردناک قبل و بعد از درمان اندازه گیری شد، همچنین قدرت گرفتن انگشتان هم با یک دینامومتر دستی سنجیده می شد.

نمونه ها:

مثال ۱: خانمی ۳۶ ساله چسبندگی زیر آکرومیون در مفصل شانه راست داشت. این بیمار زنی ورزشکار و فعال بود، چندی قبل از مراجعه به کلینیک فیزیوتراپی، دچار درد و محدودیت حرکتی شده بود. او به سه مرکز پزشکی مختلف مراجعه کرده و لی درد او بیشتر شده بود.

پس از معاینه بیمار تشخیص داده شد که بیمار نمی تواند خوب بخوابد، زیرا درد شدید و دائمی دارد. بعلاوه به علت وجود درد حاد حتی با اندک حرکتی، فانکسیون (عملکرد) اندام فوقانی راست از بین می رود. بیمار در نخستین مراجعه، سیمای خسته و اندوه زده ای داشت، آرنج راست را خم کرده و با دست چپ خود آن را به سینه اش چسبانده بود، سرش را به سوی ناحیه درد خم کرده و با این کار از نوسان قسمت گرفتار جلوگیری می کرد. ناحیه آسیب دیده گرم بود ولی تورم و قرمزی نداشت. رادیوگرافی نشان می داد که بین آکرومیون و سرفوقانی کارپوس (۱/۲×۲ cm) چسبیدگی به وجود آمده است. بیمار بلافاصله تحت درمان با لیزر (۲۰ sec - ۱۰ mw) در شش نقطه مزبور قرار گرفت. روز بعد بیمار اظهار داشت، دردی که از سه هفته قبل داشته است به طور ناگهانی تسکین یافته و او شب گذشته را توانسته است که خوب استراحت کند. در روز سوم، درد بیمار آشکارا از بین رفته بود و حرکات مفصل شانه به طور پاسیو و آکتیو امکان پذیر شده بود. بعد از

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

یک هفته دوره درمانی با لیزر همراه با کمپرس گرم و ماساژ، از روز پنجم درمان، با اینکه درد به مقدار ناچیزی باقی مانده بود، ولی کاهش قابل توجهی پیدا کرده بود. پس از یک هفته، درد کاملاً از بین رفته و تمام علائم ناراحتی تحلیل یافته بود. دو هفته بعد از دو هفته، بیمار مورد معاینه قرار گرفت و مشخص شد که علائم گذشته هیچ برگشتی نداشته است و او به طور کامل بهبود یافته است ... عالی.

مثال ۲: خانمی ۴۹ ساله، بورسیت زیر عضله دلتوئید داشت. او دچار سفتی مداومی در شانه راست شده بود. و وقتی که دستش را برای برداشتن چیزی از بالای گنجه بالا برده بود، دردی در قسمت آکرومیون شانه راست حس کرده بود. شواهد آزمایش پزشکی اولیه نشان می داد که کرامپ عضلانی و درد ناراحت کننده و درد خفیف شبانه در اطراف شانه راست، همچنین محدودیت حرکتی به علت درد شدید در بورس زیر دلتوئید وجود دارد.

درمان ابتدایی او شامل جریانات کم فرکانس، کمپرس گرم، ماساژ و لباسی نمدار بود. اما علائم التهاب و درد شدید در بورس زیر دلتوئید حادتر شد. سپس درمان با لیزر، جایگزین روش های مذکور شد نتیجتاً پس از سه بار تابش لیزر (۱۰mw و ۱۰sec) در ۱۰ نقطه درد، در ظرف ۱۰ روز حاصل قابل توجهی به دست نیامد. از جلسه چهارم پرتو لیزر به مدت ۲۰ ثانیه تابانده شد. بعد از آن که مدت تابش افزایش یافت درد آشکارا، نه تنها در ناحیه آکرومیون، بلکه در همه نواحی دیگر تخفیف یافته و همچنین سفتی شانه نیز کاهش یافت. کاربرد لیزر سه جلسه دیگر مورد آزمایش قرار گرفت. جمعاً هفت جلسه ادامه یافت. بعد از این درمان، درد و التهاب و سفتی از بین رفت و بیمار بهبودی کامل یافت ... عالی.

مثال ۳: خانمی ۵۵ ساله، پری آرتريت اسکاپولوهومرال (بیماری Duplay) به علت Deuteropathy بعد از شکستگی در شانه سمت چپ داشت. شکستگی موجود بدون تغییر شکل ساختمانی بوده و سیر بهبودی مطلوبی داشت، اما در هفته چهارم، علائم پری آرتريت اسکاپولوهومرال ظاهر شده و درد صبحگاهی بدون هیچ علتی به تدریج حادتر گردید. لذا فیزیوتراپیست برای درمان، از امواج اولتراسونیک و میکروویو استفاده کرد که برای بهبودی مؤثر نبود. ضمناً اگر مفصل شانه ۱۱۰ درجه خم می شد درد بسیار شدیدی در جلو مفصل شانه ایجاد می شد که این درد همچنین در قسمت بازو هم وجود داشت. بعد از عدم موفقیت در استفاده از شیوه های درمانی سابق الذکر، استفاده از لیزر آغاز شد (۱۰mw، ۴۰ ثانیه در شش نقطه). در روز چهاردهم، بعد از تابش، حرکات ناحیه مفصل قبل و بعد از درمان با لیزر ۱۰۵ درجه و ۱۲۵ درجه بود. دامنه حرکتی مفصل بهبود یافته بود. دو هفته بعد از شش هفته. درد با توجه به اینکه منشاء خاصی نداشت از بین رفته و پس از هشت هفته، ۱۶۰ درجه فلکسیون امکان پذیر گشته بود. فقط محدودیتی خفیف باقی مانده بود. از آنجا که بیمار بعد از این دوره درمانی به کلینیک مراجعه نکرد، درمان قطع گردید. به طور کلی شیوه تأثیر درمان تصدیق و گواهی شده بود ... خوب.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

مثال ۴: خانمی ۴۵ ساله، با تشخیص لومباگو که دردی در ناحیه ساکروایلیاک داشت. درد از طرف خارج تروکانتر بزرگ به جلو ناحیه فمورال کشیده می شد. درد رو به وخامت گذاشته و بیمار قادر به ایستادن روی یک پا نبود. به همین دلیل او هنگام راه رفتن می‌لنگید. در طول ۴/۵ کیلومتر پیاده‌روی، شش تا هفت بار توقف داشت، بیمار بعد از دو هفته از شروع درد به کلینیک مراجعه کرد.

اظهارات بیمار در اولین معاینات پزشکی حکایت از درد و احساس فشردگی در ناحیه پلویک داشت، که این درد هنگام افزایش مقاومت (کمتر از یک سوم دامنه حرکتی طبیعی مفصل) به حرکت ابداکسیون مفصل هیپ، شدیدتر می‌شد. درد ناراحت کننده‌ای که مربوط به قطعات مهره ای L4 و L5 بود و همچنین دردی شبیه به نورالژی در سرینی‌ها و قسمت پایین اندام وجود داشت.

درمان ابتدایی او شامل ترکشن، جریانات کم فرکانس، کمپرس گرم در ۲۲ جلسه درمان بود ولی نتیجه‌ای عاید نشده بود. سپس درمان با لیزر (۱۰ و ۴۰ ثانیه) روی نقاط زیر اعمال شد: Inmon و Go-Su و Shofu و Josen و Diachoyن که در شکل هم نشان داده شده است.

بعد از نخستین تابش لیزر، درد شدید بیمار تخفیف قابل توجهی یافت، همچنین لنگیدن بیمار غیرمحسوس بود سپس در ۱۱ جلسه درمانی، لیزر و ترکشن لومبارو کمپرس گرم داده شد و بعد از هر بار درمان، لگن و کمر با کمرست مخصوص نگهداری می‌شد. بنابراین درد کاهش پیدا کرده و لنگیدن از بین رفت و بیمار قادر شد تا ۸ کیلومتر بدون وقفه راه‌پیمایی کند. کاهش علائم سابژکتیو بیمار تثبیت شد. بنابراین اثر درمان ... خوب مورد ارزیابی قرار گرفت.

مثال ۵: خانمی ۴۲ ساله که اپی‌کندیلیت رادیال داشت. شغل بیمار قلابدوزی بود. مدتی قبل از مراجعه به کلینیک، احساس درد حرکتی خفیفی در قسمت فوقانی آرنج چپ کرده بود که به تدریج افزایش می‌یافته است و سرانجام او وقتی وسایل سنگین‌تری را برمی‌داشت یا مثلاً دستمال کاغذی را می‌فشرد، شدت درد افزایش می‌یافت و به تدریج درد صبحگاهی هم شروع شده بود.

درمان با جریانات کم فرکانس، کمپرس گرم و ماساژ به مدت ۲ هفته ادامه داشته است ولی نتیجه‌ای حاصل نشده بود و حتی بر عکس درد هنگام حرکت افزایش یافته بود. بنابراین بیمار تحت درمان با لیزر (۱۰ ثانیه و ۱۰ mw و ۹ نقطه) در هجدهمین روز مراجعه به کلینیک قرار گرفت.

بعد از اولین تابش لیزر، درد شدید به طور مشخصی کاهش یافت، قدرت گرفتن اشیاء با دست با دینامومتر دستی قبل و بعد از تابش به طور منظم آزمایش می‌شد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در هفته ششم درد شدید، بعد از درمان های لازم از بین رفت و در هفدهمین هفته درد قبل از درمان نیز کاهش یافته بود. یک هفته بعد از آخرین جلسه درمانی، مشاهده شد که علائم سابژکتیو و اوبژکتیو نیز کاهش یافته است. بیمار در عرض ۲۸ جلسه درمان با لیزر در ۸ هفته (جمعاً ۱۰ هفته) بهبود یافت، اثر درمان و... خوب تلقی شد.

نتایج:

۶۵٪ از موارد آزمایش (۱۴۰ نفر بیمار) زن بودند و بین ۳۰ تا ۶۰ سال سن داشتند در کل مورد آزمایش میانگین سنی در حدود ۴۳٪ بود.

در شکل، چند بیمار زن را که از نظر فیزیکی و روانی به علت زایمان ناراحتی داشتند و نیز به سبب یائسگی از عدم تعادل فیزیولوژیکال رنج می بردند نمایش می دهد.

میانگین سنی ۱۴۰ نفر از بیماران، ۵۰/۷ سال است. اگر سه مورد از ۱۴۰ نفر بیمار کنار گذاشته شود، میانگین سنی به ۵۱/۵ سال تغییر می کند (بچه هفت ساله با Wrick، بچه شانزده ساله با درد آرنج، هیجده ساله با کشیدگی لیگامانی پلویک).

با جمع آوری نتایج حالات هر قسمت از بدن که مورد معاینه و درمان بوده است، ۵۱٪ کل موارد آزمایشی را شانه و آرنج تشکیل می دهد.

سپس نتایج آزمایشی هر کدام از قسمتهای بدن به بیماریهای مختلف تقسیم بندی می شود. در مورد بیماریهایی از قبیل Sprain، بورسیت زیر آکرومیون و التهاب اطراف مفصل شانه و غیره درمان کاملاً مؤثر بوده است. یک نفر از بیماران، در تمام موارد، به علت درد قادر به خوابیدن نبود. اما بعد از فقط یک جلسه درمان با لیزر، درد کاملاً از بین رفت و بیمار سلامت خود را بازیافت.

تقریباً در تمام مواردی که ناراحتی از آرنج بوده اپی کندیلیت رادیال تشخیص داده شده است. مواقعی که ناراحتی به واسطه ورزش های مختلف از قبیل والیبال، بسکتبال و تنیس روی میز ایجاد شده بود، نتایج درمان با لیزر متوسط، خوب یا عالی گزارش شده است.

بین پنج قسمت انتخابی بدن، درمان ناحیه پلویک، کمترین اثر را داشته است. درمان با لیزر معمولاً برای زخمهای خارجی بدن مؤثر است؛ اما اثر درمان در فقط هفت نمونه از هیجده مورد با زخمهای خارجی تازه (۳۸/۹٪) تصدیق شده است. شاید علت این امر، عمق منطقه درد و نفوذ نکردن پرتو لیزر باشد. اگر قدرت خروجی لیزر به ۵۰mw تغییر داده می شد، نتایج کاملاً مؤثری برای بیماری های لگن گرفته می شد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

میانگین سنی موارد آزمایشی زانو، خیلی بالا بود (۶۴/۲ سال)، و در مقایسه با ناحیه شانه — (دومین رده از نظر بالا بودن سن ۵۱/۴) — و قسمت‌های دیگر (۴۰ ساله)، نخستین میانگین سنی که در حداکثر قرار داشت. این امر نشان دهنده آن است که در افراد مسن بیماری‌های زانو شایع‌تر است.

در مورد بیماری‌های زانو در افراد مسن و حالات مختلف آن از قبیل درد در هنگام راه رفتن و غیره در ۱۰ نمونه از ۱۵ نفر بیمار نتایج حاصله درمانی شگفت‌انگیز است.

پس از لگن، تأثیر درمان در ناحیه گردن کمترین است، البته در بعضی موارد نتایج عالی هم به دست آمد. و نیز بعضی بیماران هم از درمان نتیجه‌ای نگرفتند. امکان دارد قدرت خروجی دستگاه مورد استفاده و طول موج آن، سبب این امر باشد، مخصوصاً در طناب نخاعی.

با مطالعه در پنج مورد مذکور می‌توان سیر بهبودی در بیماران را از عالی تا متوسط گزارش کرد، خصوصاً در علائم کلینیکی کاهش درد در ۶۵٪ موارد مشخص است.

آنچه که بررسی شد شامل بیمارانی است که با درمان‌های معمولی بهبود نیافته‌اند، یا اینکه عوارض سخت‌تر داشته‌اند، اما اگر یک بررسی آماری جدید و دقیق روی بیماران معمولی انجام شود، میزان بهبودی را خیلی بالاتر نشان خواهد داد.

کاربرد لیزرهای کم توان در دندانپزشکی:

کاربرد لیزر گازی هیلیم - نئون در درمان بیماری‌های دهان و نسوج نرم با طول موج 632.8 nm و با قدرت حداکثر 10 mw الی 15 میلی وات، استفاده می‌شود. توسط این لیزر با یک روش درمانی جدید به عنوان یک درمان سمپتوماتیک راحت بشمار می‌آید و توسط این روش تعدادی از پاتولوژی‌های خوش خیم و شایع تحت کنترل دندانپزشک قرار می‌گیرد. این لیزر در دندانپزشکی، در تسکین دردهای ناحیه دهان و دندان و تسریع بهبود زخم حفره بعد از عمل کشیدن دندان، آماده سازی جهت تسریع سریع تر بی حسی لثه و موارد دیگر کاربرد دارد و برای تشخیص و پیشگیری و درمان استفاده می‌شود: عمل پیشگیری در واقع همان خاصیت تسکین درد است که با روش تاباندن ضربانی (پالسی) در 1 الی 3 دقیقه با فرکانس 5 Hz هرگز صورت می‌گیرد. قبل از تزریق بیحسی موضعی، به طور مستقیم اشعه روی سطح مخاطی موردنظر تابانده می‌شود. در ضمن کارهای ترمیمی و یا تراش دندان برای پروتز ثابت به روی دندان زنده اعمال می‌گردد. در واقع تشعشع لیزر He-Ne به طریق ضربانی یا پالسی (PW)، روی دیواره های پالپ سالم، درد را کاهش می‌دهد مدت پرتو دهی معمولاً ۳ دقیقه و در صورت لزوم و اهمیت ناحیه، این مدت تمدید می‌شود. قبل از جرم گیری، استفاده از

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

لیزر در دندانپزشکی در طول موج $632/8 \text{ nm}$ ، این عمل درمان را آسان تر می کند. مخصوصاً در موارد تحلیل لثه و برهنه بودن ناحیه طوق دندان عمل تسکینی هم روی لثه و هم روی دندان مؤثر خواهد بود. در خصوص عمل درمانی، در حالتی که توسعه شدید پوسیدگی به داخل مغز دندان و یا از تجمع جرم دندان در زیر لثه و همینطور حمله باکتری ها به ریشه صورت گیرد، درمان عفونت کانال ریشه، درمان اندودنتیک Endodontics به عنوان تنها روش درمان استریل کردن مغز و دندان و ریشه

استفاده می شود که بنابراین باید مرگ دندان را نیز به حساب آورد (البته یک دندان مرده هم حتی سال ها ممکن است در محل خود باقی بماند) بعد از درمان اندودنتیک، در ناحیه آپیکال ریشه که یاتروژنیک و غیرعفونی است و در پی تحریک تروماتیک و با تحریک دارویی، در حین یا بعد از درمان روت کانال می توان بو سیله یک یا دو جلسه پرتوگیری ناحیه مخاط روی ریشه مبتلا (به مدت دو دقیقه) به طریق ابتدا تابش پالسی و سپس پیوسته درمان گردد.

البته تابش اشعه ابتدا به طریق پالسی و سپس پیوسته برای درمان پری کورینت Pericoronitis که بر روی مخاط پوشانند یک دندان عقل مبتلا به پری کورینت غیرعفونی (اغلب ۲ یا ۳ دقیقه)، باعث ناپدید شدن سمپتوم های درد و التهاب در عرض ۲۴ تا ۴۸ ساعت، بدون تجویز دارد و یا کورتاژ و جراحی می گردد. با وجود اینکه در صورتی که پری کورینت عفونی باشد، اشعه باید همراه با آنتی بیوتیک تراپی انجام شود.

در استفاده از لیزر برای درمان، اشعه به هر دو طریق پیوسته CW و یا پالسی PW باید بطور متوالی باشد. این شیوه در مورد اکثر پاتولوژی های دهان که مخلوطی از التهاب و درد است صدق می کند. در مورد زخم های تروماتیک ناشی از پروتز استفاده از لیزر با فرکانس ابتدا پالسی و سپس پیوسته (به مدت ۲ دقیقه) باعث تخفیف سریع سمپتوم های دردناک و فعال کردن التیام زخم های مخاطی می شود. البته این درمان نباید باعث چشم پوشی از تصحیح و ترمیم عیوب پروتز گردد. درمان زخم ها از نوع آفت و Herpes، در هر موقعیتی که باشند از نظر آناتومیک در پوست یا مخاط داخل دهان، یکی از بارزترین نشانه های مفید لیزر هیلیموم - نئون در لیگام زخم می باشد. همینطور تریسموس و دردهای مفصلی و ماهیچه ای در رابطه با سندرم MPDS، بوسیله تابش لیزر یا در خود TMG از سطح پوست یا روی ماهیچه های دردناک تخفیف داده می شوند.

عمل پیشگیری یا درمان در حین جراحی های دهان:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

این عمل شامل تمام جراحی های جزئی مثل کشیدن دندان، کورتاژ لثه، ژنژیوکتومی، آلوئولکتومی و غیره می شود. استفاده سیستماتیک از لیزر در حین این اعمال در اکثر موارد منجر به کاهش قابل توجهی از عوارض بعد از عمل جراحی می گردد، در نتیجه نیاز کمتری به دارو درمانی پیدا می شود. مسلماً استفاده از لیزر به معنای این نیست که قوانین و اصول استریل بودن را هنگام جراحی مراعات نکرده بعد از کشیدن دندان، تابش اشعه به صورت پیوسته CW در مدخل آلوئول، باعث قطع سریع خونریزی و لخته شدن خون می گردد. (لیزر با توان بالا)، در حالیکه پس از اعمال جراحی پریو معمولاً درد شدیدی عارض می گردد و لیزر کمک بسیار زیادی در کاهش درد می کند. (لیزر با توان پایین) پس از بخیه ها، اشعه به نوبت با فرکانس پالسی و سپس پیوسته روی زخم تابانده می شود. پس از انجام اعمال پیوند مخاطی تابش اشعه در دو جلسه با فاصله ۴۸ ساعت، مشکلات و دردهای پس از این عمل را کاهش می دهد.

در خصوص کاشت دندان Implant، با استفاده از لیزر هلیوم - نئون، التیام استخوانی تسریع می شود، خصوصاً در تکنیک های Implant کاملاً در بافت لثه جایگزین شده است.

کم کردن درد و کوتاه کردن دوره ترمیم زخم های ناشی از جراحی های مختلف و جراحی لثه اهمیت زیادی دارد ترمیم زخم پدیدهای پیچیده و سازمان یافته ای است. در طی روند ترمیم، فرآیندهای مشخص و هماهنگی از قبیل بازسازی، مهاجرت و تکثیر سلولهای پارانشیمی و سلول های بافت همبند و ساخت مجدد بافت همبند لثه ای صورت می گیرد. در بررسی اثرات تابش لیزر کم توان هلیوم - نئون بر التیام زخم های ناشی از جراحی لثه و با در نظر گرفتن تأثیری که این اشعه لیزر کم توان بر فرآیندهای ترمیمی در زخم های باز پوستی دارد و همینطور بر فرآیندهای متابولیک یعنی افزایش تریایدی سلولی در رشته های بافت همبند و در نهایت تسریع روند ترمیم زخم های لثه ای دارد. معلوم می شود که تابش دوره ای، پرتوی لیزر باعث افزایش تعداد فیبرهای بافت همبند یعنی رشته های کلاژن، فیبروبلاست ها و تکثیر رگ های خونی کوچک می شود ضمن کاهش قطر زخم لثه ای، منجر به بهبود این نوع زخمها می شود. همینطور بمنظور کنترل درد و عفونت اثر مثبت تابش لیزر کم توان هلیوم - نئون در تحریک فرآیند سلولی و تغییر عملکرد و اعصاب و کاهش دردهای مزمن شایان ذکر است. البته سرعت بهبودی و ترمیم زخم تحت تأثیر عوامل مختلفی از قبیل تغذیه، ویتامین ها، هورمون های استروئیدی، اکسیژن و عوامل محیطی قرار دارد. و سلولهای بافت همبند در شرایط عادی از قدرت تکثیر اندکی برخوردار هستند ولی در پاسخ به تحریکات فیزیولوژیک و بیولوژیک انرژی نورانی تمرکز یافته پرتوی لیزر، می توانند دوباره بافت اصلی را بسازند پس ترمیم اکثر جراحات پوستی و بافت های آسیب دیده بدن به فعالیت بافت همبند وابسته است. در واقع پس از جراحی های پریو و لثه، از طریق لیزر هلیوم - نئون کم توان می توان بازسازی پریود نشیوم و ترمیم سریع لثه را انجام داد. در طی این عمل فیبروبلاستهای لثه، که سلولهای کلیدی جهت تنظیم و انجام ترمیم بافت همبندی محسوب می شوند، در طی مراحل ترمیم ماتریکس خارج سلولی بافت همبند لثه را ترشح کرده و منشاء تشکیل الیاف کلاژنی و دوباره سازی Remodeling سریع و گسترده آنها می باشند. در اصل تسریع روند ترمیم بافت همبند لثه با تحریک یک عامل خارجی، قادر است مدت زمان ناراحتی بیمار را کاهش دهد. یعنی پرتوی لیزر باعث افزایش دمای بافت تحت تابش نشده بلکه با تحریک بیوشیمیایی بر روی سلولها تغییرات متعدد بیولوژیک بوجود می آورند. (یعنی تکثیر فیبروبلاستها و لوکوسیتها که منجر به نفوواسکولاریزاسیون (تشکیل عروق جدید) و اپی تلیزاسیون (تشکیل بافت جلدی جدید) می گردد. و

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

بالاخره تولید بیوسنتز کلاژن توسط فیبروبلاستها. در واقع پرتوهای لیزر کم توان Low-power با طول موج 630 nm و دانسیته مشخص حدود 5 mJ/cm^2 در التیام زخم‌ها، پاسخ التهابی اولیه را تنظیم نموده، سنتز ATP را تسریع و تقویت می‌کند و همینطور وقایع پس از نسخه‌برداری را تسهیل کرده و باعث سنتز پروکلاژن می‌شود. نتیجه این امر افزایش تزیادی سلولها و رشته‌های همبندی در حال ترمیم است. این‌ها همه از اهداف مهم پیوندنیستها است، چرا که برای ترمیم برشهای جراحی آنها از لیزر هیلیموم — نئون با انرژی دانسیته 4 J/cm^2 استفاده می‌کنند. در طی آسیب به بافت لثه و شروع مراحل ترمیم پس از مرحله التهاب مرحله تکثیری یا فیبروبلاستی است. ترمیم بافت همبند با

تشکیل بافت جوانه‌ای آغاز می‌شود. در بافت جوانه‌ای فیبروبلاستها تکثیر پیدا می‌کنند و کلاژن و سایر رشته‌های همبندی تولید می‌گردند. همینطور تکثیر رگهای خونی کوچک در بافت جوانه‌ای صورت می‌گیرد. برای ارزیابی بهبودی زخم محل جراحی از روش اندازه‌گیری طول زخم (برحسب mm) استفاده می‌شود. بعد از اینکه تعداد فیبروبلاستها پس از تابش لیزر کم توان افزایش یافت، این سلولها در امر ترمیم از اهمیت خاصی برخوردارند، زیرا آنها ماتریکس خارج سلولی را تراوش می‌کنند که در ابتدا شامل فیبرونکتین و اسیدهایالورونیک است در ادامه پروتئوگلیکانها را سنتز می‌کنند که به نوبه خود تشکیل کلاژن و افزایش قدرت کشش بستر زخم را تحریک می‌کنند و سرعت التیام زخم را بالا می‌برد.

بطور کلی در حیطه دندانپزشکی و در خصوص بافت نرم تحقیقات فراوانی انجام شده است و لیزرها با توجه به قابلیت هایشان می‌توانند اثرات تحریکی و بازسازی و ضدالتهابی و ضدادمی — تحریک سلولی (Biostimulation) ایمونولوژیک — ضد دردی بخوبی در پیشگیری و درمان بسیاری از بیماریهای دهان و دندان مؤثر واقع شوند. مثلاً ضایعات آفتی حاد - هرپس - لکوپلاکیا - لیکن پلان - اریتم مولتی فرم - پمفیگوس - نورالژی تری ژمو - آرتریت مفصل Tmj. این لیزرها با افزایش فعالیت پرولیفراسیون (تکثیر) سلولی مخصوصاً در فیبروبلاستها و توان بالای کلاژن سازی در تسریع التیام زخمهای ناشی از درمانهای بافت نرم مؤثر می‌باشند. لیزرهایی که در این مقوله بکار می‌روند عموماً شامل لیزرهای کم توان: Nd:YAG و He-Ne, ALGaAs, GaAs, IR در توانهای پایین، که همینطور در درمانهای PDT در حذف ضایعات پیش سرطانی و سرطانی حفره دهان بکار گرفته می‌شوند.

البته جنبه دیگر قابلیت‌های مذکور اثرات تخریبی و برداشت بافتی است که در درمانهای رادیکال مثل برداشت بافت نرم (برای اهداف جراحی) و بافت‌های سخت از جمله مینا، عاج، سیمان، استخوان استفاده می‌شود. طیف وسیعی از درمانهای دندانپزشکی از جمله ترمیمی و برداشت پوسیدگی و جایگزینی با مواد ترمیمی، درمانهای روت کانال تراپی - پیوندنتولوژی مثل حذف پاکت - آنتی باکتریال - جنجیو کتومی - جنجیوپلاستی - بیوپسی ضایعات - جراحی‌های پیوندنتال و جراحی فک و دهان و صورت از طریق لیزرهای گرم یا سخت (توان بالا) میسر می‌شود که عبارتند از HF - Er:YAG - Nd:YAG - TM:YAG - KTP- Ruby - CO₂ - IR (در توانهای بالا) - Er:cr:YSGG و H₀:YAG. این لیزرها با توجه به طول موجهای مختلفی که دارند در برهمکنش و تقابل با قسمت‌های مختلف که حاوی مولکولهای متنوعی مثل آب - ملانین - هموسیدرین یا هموگلوبولین و ... اثرات متناسبی را ایجاد کرده‌اند که البته از حوزه این تحقیق خارج اند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

در یک تحقیق در خصوص اثر لیزر کم توان هیلیموم - نئون با طول موج 630 nm بر فرآیندهای متابولیک، افزایش تزیادی سلولها و رشته‌های همبندی در حال ترمیم انجام گرفت. در این مطالعه، تعداد فیبرهای همبند در محل جراحی، تعداد فیبروبلاست‌ها، تعداد رگهای خونی کوچک در بافت جوانه‌ای و اندازه زخم در نمونه‌ها می‌باشند. یافته‌های حاصل از مطالعه حاضر با استفاده از روش **t-test** مورد مطالعات آماری قرار گرفتند و $P < 0.05$ معنی دار تلقی شد. بررسی‌های انجام شده بر روی فرآیند ترمیم و زخمهای لته‌ای و سرعت ترمیم آن تحت تأثیر تابش پرتوهای کم توان هیلیموم - نئون، ابتدا در تمامی نمونه‌ها زخمی با قطر 1 mm ایجاد گردید و به لته و بافت همبند زیرین آن آسیب وارد شد. نمونه‌ها بطور تصادفی به دو گروه مورد و شاهد تقسیم گردیدند. در بررسی و مطالعات میکروسکوپی جهت ارزیابی بهبود زخم از روش اندازه‌گیری تعداد فیبرهای همبند در محل جراحی، شمارش تعداد فیبروبلاست‌ها، شمارش تعداد رگهای خونی کوچک و تغییر اندازه زخم در نمونه‌ها استفاده گردید.

همانطور که در جداول فوق ملاحظه می‌شود در طی بررسی میکروسکوپی تعداد شمارش فیبروبلاست‌ها در دو گروه شاهد و کنترل در جدول شماره ۱ وارد شده است. نتایج نشان می‌دهد که میانگین تعداد فیبروبلاست‌ها در گروه $4/93$ و انحراف معیار $0/86$ می‌باشد و در گروه شاهد میانگین $2/32$ و انحراف معیار $0/8$ می‌باشد که این تفاوت از نظر آماری معنی دار است ($P < 0.001$) پس از وارد شدن آسیب و شروع مراحل ترمیم، پس از مرحله التهاب مرحله تکثیری یا فیبروبلاستی است.

ترمیم بافت همبند با تشکیل جوانه‌ای آغاز می‌شود. در بافت جوانه‌ای فیبروبلاست‌ها تکثیر پیدا می‌کنند و کلاژن و سایر رشته‌های همبندی تولید می‌گردند. نتایج شمارش تعداد رشته‌های همبندی در دو گروه مورد و شاهد در جدول شماره ۳ وارد گردیده است. یافته‌های حاصل از تجزیه و تحلیل **t-test** افزایش معنی‌داری در تعداد فیبرهای بافت همبند در گروه مورد را نشان می‌دهد. در طی روند ترمیم زخم، ترمیم بافت همبند با تشکیل جوانه‌ای آغاز می‌شود و تکثیر رگهای خونی کوچک در بافت جوانه‌ای صورت می‌گیرد. در طی این تحقیق در بررسی میکروسکوپی تعداد رگهای خونی کوچک در دو گروه مورد و شاهد شمارش گردید. نتایج در جدول شماره ۳ وارد گردیده است. گروه مورد که تحت تأثیر پرتوهای لیزر بوده‌اند افزایش معنی‌داری در تعداد رگهای خونی کوچک در بافت جوانه‌ای نسبت به گروه شاهد داشته‌اند نتایج بررسی به فاکتور اصلی فرآیندهای متابولیک یعنی شمارش فیبروبلاست‌ها، فیبرهای همبندی و رگهای خونی کوچک به صورت مقایسه‌ای در روی نمودار شماره ۱ نشان داده شده است.

برای ارزیابی بهبودی زخم عمل جراحی از روش اندازه‌گیری طول زخم استفاده شد. نتایج اندازه‌گیری قطر زخم به صورت ظاهری و خارجی در دو گروه شاهد و مورد بر حسب mm در جدول شماره ۴ وارد گردیده است. یافته‌های حاصل از این اندازه‌گیری با استفاده از روش **t-test** مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت و $P < 0.05$ معنی دار تلقی شد. کاهش معنی دار قطر زخم در گروه مورد که اشعه لیزر را دریافت کرده است، قابل توجه می‌باشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

کاربرد لیزرهای کم توان در پزشکی (افتالمولوژی، اورولوژی، دستگاه گوارشی و دستگاه تنفس):

امروزه بیشترین تلاش در تحقیقات لیزر بالینی بر روی انواع درمان تومور به روش درمان فتودینامیک (PDT) معطوف شده است. علم درمان فتودینامیک تومور اخیراً شروع به پیشرفت کرده است. گرچه در گذشته هم تلاش های بسیاری در مورد درمان با HPD صورت گرفته است (HPD همانطور که پیشتر نیز گفته شد یکی از مشتقات همتوپورفرین و از ترکیب پورفیرین های مختلف بوجود می آید). اخیراً نیز با کشف سایر حساس کننده های به نور مانند مزو-تترا-هیدروکسی فنیل کلورین (MTHPC) که برای ایجاد نکرور در سلول های سرطانی به کمک این ماده فقط به ۱/۵ مقدار HPD نیاز است. ماده جالب توجه دیگر بنام اسید ۵-آمینولانولینی (ALA) که به تنهایی حساس کننده به نور نیست اما پیش ماده ای برای تولید پورفیرین ها در داخل بدن است مورد استفاده قرار می گیرد. (البته همانطور که گفته شد سایر روش های غیرتهاجمی درمان سرطان، مانند تششع پرتوهای یونیزان مورد استفاده قرار می گیرند) در روش درمانی تابش نوری (Photo Radiation) از داروهای حساس کننده به نور (Photo Sensitizing) برای درمان تومورهای سرطانی بدخیم استفاده می شود. اساس این درمان این است که سلول های غدد بدخیم، مواد فوتو سانس بیلیران را بهتر جذب می کنند و دفع این مواد از سلول های بدخیم دیرتر صورت می گیرد. در حال حاضر موادی مثل همتوپورفیرین (HPD) و به طور کلی مشتقات اریتروپوئتین به کار می رود. سلول های سرطان این ماده را جذب می نمایند، آنگاه اشعه مادون قرمز در طول موج ۶۲۵ nm بر بافت سرطانی تابانده می شوند. شایان ذکر است که لیزر هیلیم - نئون با طول موج ۶۲۸/۸ nm نزدیک این طول موج فوق و لیزر یاقوت سرخ همینطور کمی بیشتر از این مقدار فوق، یعنی حدود ۶۹۴ nm است. البته سایر لیزرها مثل لیزر دیود که طول موج آن بین ۹۰۰ nm تا ۶۷۰ nm و یا لیزر رزینه که طول موج بین ۹۰۰ تا ۴۵۰ nm دارای ویژگی امکان تنظیم پذیر بودن طول موج برای مقدار طول موج مناسب به درمان فتودینامیک، یعنی طول موج ۶۲۵ nm، دارا هستند. (و احتمالاً از لیزر نئودیموم Nd:YAG Q-switching در طول موج ۱۰۶۴ nm و با مدت زمان تابش بزرگتر از 1s ثانیه با چگالی توان پایین بر حسب $\frac{W}{cm^2}$ نیز به منظور درمان فوق استفاده می شود) در اثر فتورادیا سیون، سلول های سرطانی از بین می روند. البته ۴۸ ساعت بعد یعنی پس از دفع ماده همتوپورفیرین این تابش انجام می گردد. معمولاً در این روش درمانی از لیزر رنگی (رزینه Dye Laser) استفاده می شود. مثلاً در تومورهای محیطی کوریورتین: از کاربرد لیزر در درمان رتینوپلاسم بویژه در مراحل اولیه در افتالمولوژی نتایج بسیار جالبی بدست آمده است. ولی در هر حال باید بیمار را سالها زیر نظر قرار داد. یکی از کاربردهای لیزر درمانی شبکه چشم، درمان تومورهای شبکیه (رتینوبلاستوما) که در آن تخریب تومور توسط

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

تبدیل انرژی لیزر به حرارت صورت می پذیرد. مهمترین عارضه لیزر درمانی رتینوبلاستوما، خونریزی، چین خوردن و پتره و آسیب عنبیه می باشد.

در ملانوم بدخیم نیز لیزر با موفقیت نسبی به کار رفته و عوارض آن مانند تومور قبلی است. همینطور سلول های تومور در زجاجیه و غیره. اما به کمک لیزر دیود با طول موج حدود ۶۸۹nm می توان از طریق یک تکنیک جدید با کمک مواد رنگی فوتواکتیو، بصورت غیرگرمایی باعث آزاد شدن رادیکالهای اکسیژن و از بین رفتن بافت تومورال یا ترومبوز و بسته شدن عروق غیرطبیعی شد. این تکنیک همان فوتودینامیک تراپی PDT به دنبال تابش اشعه با طول موج مشخص صورت می گیرد. همینطور در مورد کاربرد لیزر توان پایین می توان به اثر فتوشیمیایی لیزر رزینه Dye laser با طول موج کوتاه می توانند فوتون هایی پر انرژی ایجاد کنند Photo radiation-photo sensitized cytotoxicity اشاره کرد. البته در مورد تومورهای بدخیم، اکسیژن مکانیکی یا کاشت مواد رادیواکتیو ارجحیت دارند. برای درمان سرطان پروستات روش درمانی فوتودینامیک توصیه می شود (PDT) در مورد تشخیص و درمان تومور مثانه (کاربرد اورولوژی) و تومور مری و معده (کاربرد در دستگاه گوارش) در صفحات قبل تر به توضیح آنها پرداختیم. لذا به منظور اجتناب از تکرار مطالب و مفاهیم مربوطه، خواننده را به صفحات قبل ارجاع می دهیم. روش PDT در بیماری که قابل جراحی نیستند و بطور کلی برای مراحل اولیه سرطان بکار می رود و معمولاً در مراحل پیشرفته سرطان درمان کامل را فراهم نمی سازد. در زمینه دستگاه تنفس بخصوص تخصص ریه، تومورهای تراکتوبروشیال علت اصلی مرگ بر اثر سرطان هستند. متأسفانه تومورها در مرحله پیشرفته تشخیص داده می شوند و بنابراین تنها کمتر از ۶ تا ۸٪ بیماران پس از تشخیص، به مدت پنج سال زنده می ماند. البته بریدن تومورها تراکتوبرونشیال بطور متداول توسط برونکوسکپی های صلب انجام می شود و طی این روش خونریزی های شدید و مرگ آور اغلب غیرقابل اجتناب هستند (بریدن مکانیکی تومور). البته روش دیگری که برای کاهش این قبیل خونریزی ها بکارگرفته می شود که توسط لیزر ND:YAG و فیبر قابل انعطاف که توانایی انعقاد سریع را برای جراح فراهم می نماید (انعقاد الکتریکی). علاوه بر این دو روش، سرما درمانی (کرایوتراپی) نیز انجام می شود. البته کاربرد درمانی ND:YAG به عنوان یک روش، محدود به درمان تسکینی مطرح است و بیماران سریعاً از درد در حین تنفس خلاص می یابد. مطالعات بالینی بیشتر با لیزرهای دیگر (لیزر رزینه) توسط هایتا (Hayta) در سال ۱۹۸۲ در مورد درمان فوتودینامیک تومور ریه ها و همینطور توسط فی (Feyh) در سال ۱۹۹۰ طبق این روش در جراحی سرگردن بررسی شده بطوریکه ممکن است به دلیل پیشرفت های اخیر در ایجاد حساس کننده های جدید مانند اسید آمینولولینیک (ALA) پیشرفت های بیشتری پدید آید.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

کاربرد لیزرهای کم توان در پوست و اعصاب

همانطور که قبلاً اشاره شد فتودینامیک درمانی PDT روش نسبتاً جدیدی است که در حال حاضر در درمان سرطان‌ها به کار می‌رود. در خصوص سرطان‌های پوستی می‌توان به بدخیم‌های پوست از جمله کارسینومای سلول بازال (BCC)، کارسینومای سلولهای سنگفرشی (SCC)، و بیماری بوون (SCC in situ) اشاره کرد. ابتدا بعنوان یادآوری مختصری در مورد PDT می‌توان گفت که در این روش مواد حساس به نور که در سلولهای تومورال تجمع یافته‌اند توسط منبع نوری که عمدتاً از لیزر استفاده می‌شود تحریک شده و در نهایت منجر به مرگ سلول می‌گردد. از مشتقات همتوپورفرین (Photohem) بعنوان ماده حساس به نور و لیزر بخار طلا Gold-Vapor Laser و یا همتوپور لیزر رنگی با منبع انرژی اولیه آرگون Argon Pumped Dye Laser برای فعال کردن ماده حساس به نور فوق بکار می‌روند. در واقع ماده حساس به نور با توانایی تجمع انتخابی در بافتهای نئوپلاستیک استفاده می‌گردد. این ترکیبات قادر هستند تحت تابش نوری با ویژگی اختصاصی و دوز مناسب فعال شده و برخی از متابولیت‌های فعال اکسیژن از جمله اکسیژن منفرد را تولید کنند. این واکنش‌ها در نهایت منجر به مرگ سلولهای نئوپلاستیک می‌گردد. انرژی فوتونها که توسط مواد حساس به نور جذب می‌شود موجب می‌گردد که مولکول اکسیژن که در حالت عادی بصورت سه گانه است بصورت اکسیژن منفرد و سایر متابولیت فعال خود درآید که بدنبال آن پراکسیداسیون چربی‌های غشای سلول و ارگانل‌های داخل سلولی و از بین رفتن یکنواختی غشاء و مرگ سلول ایجاد می‌شود همچنین آزاد شدن برخی از مدياتورهای التهابی از قبیل انقباض دهنده‌های عروقی شامل پروستاگلاندین‌ها، لنفوکین‌ها و پروستاگلین‌ها، موجب آسیب عروقی تومور و سرعت بخشیدن به روند مرگ سلولهای توده بدخیم می‌گردد.

در طی یک تحقیق که برای اولین بار در کشور انجام شده است دو بیمار با ۳ ضایعه سرطان پوست از نوع بازال سل کارسینوما در ناحیه سر و صورت تحت فتودینامیک درمانی قرار گرفته‌اند. لیزر بخار طلا ($P=0.65W$ و $\lambda = 628 \text{ nm}$) برای فعال کردن ماده حساس به نور (از مشتقات همتوپورفرین PHOTOHEM) بکار رفت. (۲mg/Kg) نتایج بدست آمده نشان داد که یک ضایعه از سه ضایعه بطور کامل درمان شده و درد و ضایعه پس از چهار ماه پیگیری بیش از ۹۰٪ بهبودی حاصل شده است. در این مطالعه که اولین تجربه فتودینامیک درمانی BCC در ایران محسوب می‌گردد، سعی شده است بصورت یک مطالعه مقدماتی با استفاده از ماده حساس نور PHOTOHEM و لیزر نور قرمز بخار طلا با طول موج ۶۳۲ nm PDT را در درمان ۳ ضایعه بازال سل کارسینومای پوست و سر و صورت و عوارض جانبی همراه آن را مورد ارزیابی قرار دهد تا با بررسی مسائل مربوط به این روش بخصوص در مورد منابع نوری و مواد حساس به نور مورد استفاده در ایران بتوان راه حلی برای قدمهای بعدی را برای انجام فتودینامیک درمانی در کشور پیشنهاد کرد. در این مطالعه، ۲

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

بیمار با ۳ ضایعه روی سر (Scalp)، گونه چپ و پره بینی توسط پاتولوژی مسجل شده بود تشخیص BCC براساس نمونه‌های بیوپسی شده از ضایعات مربوطه انجام شده. هر دو بیمار به دلیل نارسایبی قلبی و گرفتگی عروق کرونر بمدت ۳ ماه در CCU بستری و کنترواندیکاسیون مطلق بیهوشی و جراحی را داشتند. این بیماران واجد بیماری فعال عفونی پوستی، بیماری کلیوی و یا کبدی بودند. ضایعات گونه چپ و پره بینی ۶ ماه گذشته تحت عمل کرایو قرار گرفته بود که مجدداً عود نمودند قبل از انجام PDT رضایت نامه از بیماران اخذ گردید. دوز ماده حساس به نور به بیماران 2 mg/Kg از مشتقات هماتوپورفرین با نام تجاری PHOTOHEME بصورت داخل وریدی ۳۰ ساعت قبل از انجام PDT تزریق گردید. البته به منظور جلوگیری از حساسیت نوری بیماران پس از تزریق ماده حساس به نور به مدت ۳۰ ساعت در یک اتاق تاریک قرار گرفتند و برای احتیاط نوری پس از عمل به بیماران توصیه شد تا ۲ هفته از قرار گرفتن در برابر نور شدید و آفتاب اجتناب کنند. این ضایعات تحت تابش پرتوی نور قرمز لیزر بخار طلا قرار گرفته و تابش پرتور نور توسط یک فیبر که در انتهای آن یک میکرو لنز قرار گرفته بود انجام گرفت. چگالی توان دستگاه بین 0.051 mw/cm^2 تا 0.77 تنظیم گردید و با توجه به عمق تومور و نوع بافت دوز نوری بین 110 J/cm^2 تا 1150 استفاده گردید. البته به منظور پوشش کل ضایعه، 0.5 cm از بافت سالم حاشیه ضایعه نیز تحت تابش پرتور لیزر قرار گرفت. روش اندازه‌گیری بصورتی بود که سطح ضایعات قبل از درمان و پس از درمان هر ماه تا ماه چهارم با یک کالیبر دقیق اندازه‌گیری شد. از ضایعات بیماران قبل از درمان، روز سوم به هفته دوم، ماه سوم و چهارم عکس تهیه شد. همچنین در هفته اول سطح تومور، نوع تغییرات از لحاظ نکروز و ترشح ضایعه و بافتهای اطراف روزانه مورد معاینه و بررسی قرار گرفت. در طی PDT روی ضایعات فوق، بیماران هیچگونه علامتی مبنی بر احساس سوزش یا درد در محل تحت درمان نداشتند و از بی‌حسی موضعی یا داروی دیگر برای کاهش درد استفاده نشده در ۲۴ ساعت پس از PDT در محل تحت تابش نور یک اریتم با ادم متوسط تا شدید بوجود آمد. افیوژن سرم نیز از محل تحت درمان تا ۳ الی ۴ روز پس از PDT وجود داشت. این ضایعات که با دوزی معادل 110 J/cm^2 تا 150 تحت PDT قرار گرفتند، نکروز بافت تومور در طی ۳ روز ظاهر شد.

در بافت طبیعی مجاور یک اریتم متوسط ظاهر شد که طی ۲ هفته کاملاً بهبود یافت. بتدریج به جای بافت نکروز تومور، بافت نرمال بصورت یک اسکار سطح جایگزین گردید و در طی ۴ الی ۶ هفته تمامی ضایعات به طور کامل با حداقل اسکار بهبود یافتند.

البته پس از ۴ ماه پیگیری، ضایعه پره بینی بطور کامل بهبود یافت ولی ضایعات سر و گونه چپ مجدداً عود یافته و درمان سطح عود ضایعات معادل ۲۰-۱۰ درصد سطح قبل از PDT بود که یعنی اندازه این ضایعات در ماه چهارم تنها کمتر از ۱۰ درصد سطح اولیه تومور بود که بدنبال آن با استفاده از یک جراحی سرپایی و بی‌حسی موضعی ضایعات برداشته

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

شدند. همچنین عوارض PDT از لحاظ حساسیت به نور در بیماران مورد بررسی قرار گرفت. و تنها یک بیمار که ۲ هفته پس از PDT تحت تابش نور خورشید قرار گرفته بود. اریتم ملایمی در روی ساعد بیمار بوجود آمد. کارسینومای سلول بازال BCC در اصل یک بیماری نئوپلاستیک موضعی پوست است که بندرت متاستاز میدهد. و با استفاده از روشهای چون جراحی، رادیوتراپی و کرایوتراپی تحت درمان قرار می‌گیرد. اولین خط درمان در BCC جراحی است ولی در ضایعات متعدد و گسترده بخصوص در نواحی سر و صورت گاه جراحی‌های پیچیده به همراه عواض قابل توجه از نظر زیبایی لازم می‌گردد. از این نظر اگر بتوان درمان دیگری که کمتر تهاجمی بوده و عوارض کمتری را به همراه داشته باشد جایگزین آن نمود کمک شایان توجهی به درمان این بیماران انجام می‌شود. PDT نشان داده است که می‌تواند یک روش جایگزین مطمئن برای درمان BCC باشد زیرا نسبت به جراحی اسکار علاوه بر قابل بودن اثرات درمانی، بسیار محدودتری بجای می‌گذارد. در حال حاضر مطالعات بسیاری در زمینه اثربخشی PDT بر روی BCC با استفاده از ترکیبات حساس به نور موضعی یا سیستمیک از جمله مشتقات همتوپورفین‌های (HDP) نسل اول و دوم، اسیدآمینولولینیک (ALA) و منابع نوری مختلف از جمله لیزرهای گوناگونی چون لیزر بخار طلا و لیزر رنگی با منبع انرژی اولیه لیزر آرگون و منابع نوری غیرلیزری انجام گرفته است. ولی متأسفانه به دلیل ویژگی‌های نوع ماده حساس به نور به کار رفته، منابع نوری و ویژگی‌های مختلف ضایعه هنوز روش استاندارد برای انجام PDT به تصویب نرسیده است. از سوی دیگر استفاده از PDT بخصوص در ضایعات عمیق و با حاشیه‌های غیر مشخص نتوانسته است نسبت به جراحی تفوق یابد. درمانهای رایج برای بدخیمی‌های جلدی و زیرجلدی شامل جراحی، رادیوتراپی و شیمی درمانی است. این روشها می‌تواند تا حدی ضایعات بخشی در درمان کامل این ضایعات مؤثر واقع گردند، ولیکن در مورد ضایعات گسترده و متعدد نمی‌توان کارایی چندانی داشته باشند. از طرفی نتایج درمانهای جراحی وسیع و رادیوتراپی به لحاظ زیبایی نمی‌تواند برای بسیاری قابل قبول باشد.

در یک گزارش، نتایج درمان PDT بر روی ۲۷ بیمار با ضایعات بدخیم جلدی و زیر جلدی مورد بررسی قرار گرفت. این ضایعات شامل BCC و SCC، متاستازهای سرطان پستان، ملانومای بدخیم، لیپوسارکوما و بیماری بوون بودند که پس از یکسال پی‌گیری بیماران، تنها در ۴۸ درصد آنها بهبودی کامل بدست آمد. همینطور این روش بصورت یک مطالعه مقدماتی در بیماران با ضایعات Multiple BCC و بیماری بوون انجام شد. پاسخ اولیه بالینی عالی بود، ولیکن در ضایعات BCC عود بسیار بالایی وجود داشت. به منظور تعیین اثربخشی PDT با استفاده از فوتوفرین (Photofrin)، ۳۷ بیمار با ۱۵۱ ضایعه BCC اولیه یا عود مجدد مورد بررسی قرار گرفتند و با یک جلسه PDT، ۸۸ درصد ضایعات بهبودی کامل بدست آمد. همچنین نتایجی که بر روی ۳۷ بیمار مبتلا به ضایعات متاستاتیک سرطان پستان بدست آمد نشان می‌دهد که PDT با فوتوفرین ۰/۷۵mg/Kg و دوز نوری 180 J/cm^2 می‌تواند در ضایعاتی چون BCC بسیار مؤثر باشد. نتایج

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

حاصله مؤید این است که مهمترین عامل تعیین کننده در پاسخ PDT اندازه ضایعه است. همچنین یکی از عوامل مؤثر دیگر که با توجه به نتایج آن و تغییر دوز می تواند بهبود درمان شود دوزیمتری ضایعه می باشد.

ناگفته نماند که لیزر بخار طلا نسبت به *misalignment* مقاوم است قابلیت و استفاده راحتی نسبت به لیزر رنگی Dye دارد. از این لیزر پرتوی پالسی با طول موج ۶۲۸nm خارج می شود و فاصله زمانی پالس های GVL بین ۱nsec تا ۵۰-۱۰۰ و محدوده فرکانس پالس های آن ۲۰-۴ KHZ در سیستم های تجاری است و متوسط توان خروجی آن ۱/۵W تا ۹ است.

اما محدودیت این لیزر طول موج ثابت پرتوی آن است که برای مواد حساس به نور نسل دوم غیر از فتوفرین II که جزء مواد حساس به نور نسل اول به حساب می آید، قابل استفاده نیست. لیکن در لیزرهای dye می توان با توجه به ماده رنگی مورد استفاده به طول موج پرتو خروجی را از ۳۰۰ nm تا ۷۰۰ تغییر داد. البته به تازگی توانسته اند با عوض کردن تیوپ پلاسمایی آن لیزر بخار طلا با پمپاژ شدن توسط یک لیزر قابل تنظیم مایع می توان سیستم را برای مواد حساس به نور نسل دوم آماده سازد.

گروهی از محققان گزارش کرده اند که لیزر بخار طلا نسبت به لیزر رنگی Dye با چگالی انرژی یا فلوننس متوسط و برابر می تواند نکرده های عمیقتری در تومورها ایجاد کند، این در حالیست که گروهی دیگر هیچ تفاوتی بین این دو منبع در سلولهای که تحت HPD حساس شده بودند گزارش نکردند. ناپایداری توان خروجی و همچنین با توجه به کوچک بودن نقطه تابش لیزر و بزرگ بودن سطح ضایعه، در واقع تمامی سطح و حاشیه آن دوز یکنواختی از دوز نور لیزر را دریافت نکرده اند برای رفع این اشکال، با استفاده از منابع نوری غیر کوهرنت در PDT (لامپهای زنون و هالوژنها) می توان به چگالی توان کمتر نسبت به لیزرها دستیابی پیدا کرد. از مزایای منابع نوری غیر کوهرنت نیز می توان به گسترده بودن سطح تابش و یکنواختی دوز رسیده - به محل درمان اشاره کرد که این امر می تواند برای ضایعات وسیع و متعدد ایده آل باشد.

در این مطالعه که سه بیمار با سابقه قلبی - عروقی شرکت نمودند نشان داده شده است، PDT نه تنها عوارض و اسکار بسیار اندکی نسبت به روشهای متداول دیگری چون جراحی دارد بلکه در بیمارانی که بدلیل مشکلات بیماریهای زمینه ای همچون بیماران این مطالعه که توانایی تحمل اعمال جراحی را ندارند می تواند در شرایط سرپایی انجام گیرد و در نهایت با استفاده از یک جراحی ساده و بدون بیهوشی عمومی و تنها با یک بی حسی ساده ضایعاتی را که بهبود نیافته و یا عود نموده اند، بسهولیت برداشت.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در توان بالاتر لیزر انتخاب و کاربرد درست لیزرها بهبود قابل ملاحظه‌ای در اغلب اسکارها ایجاد خواهد کرد. البته بهترین لیزرها برای درمان اسکارهای آتروفیک CO₂ و Er:YAG هستند، اما نباید کلونیدهای در حال رشد و اسکارهای هیپرتروفیک را تبخیر کرد زیرا احتمال عود یا تشدید ضایعه زیاد است.

باز سازی پوست با لیزر (Laser Resurfacing) توسط لیزر CO₂ ضربانی با انرژی بالا همراه اسکینر، بهبود قابل ملاحظه‌ای در ترمیم چین و چروک‌های صورت ناشی از آفتاب و اسکارهای آتروفیک عمیق ایجاد کرده است. اخیراً لیزرهای اربیوم با پالس کوتاه و بلند همراه با لیزر CO₂ با از بین بردن لایه بالایی بافت نکروز شده ناشی از حرارت ترمیم را سرعت بخشیده است. با ارائه تحقیقات و پیشرفت‌ها در جراحی با لیزر، بازسازی پوست نتایج بهتر و عوارض کمتری بدنبال خواهد داشت. امروزه لیزرها و تکنولوژی Flash-lamp درمان سریع، مؤثر و بی‌خطری برای از بین بردن موهای زائد فراهم کرده‌اند. در واقع اثر دراز مدت درمان با لیزر و تکنولوژی فوق بر پایه اصول فتومتر مولیز انتخابی است یعنی با انتخاب طول موج، زمان پالس و فلوئنس (چگالی انرژی) مناسب می‌توان صدمه حرارتی را به کروموفور مورد هدف محدود کرد. جایگاه هدف برای تخریب انتخابی فولیکول مو یا ملانین اندوژن و یا دیگر کروموفورهای اگزوژن است. در کل لیزرهای Ruby، Nd:YAG، diode، الکسیناریت و منابع نوری ضربان قوی (IPL) برای این منظور توسط FDA تأیید شده‌اند. ضمن اینکه لیزر CO₂ وسیله‌ای مؤثر و همه فن حریف برای درمان زگیل‌ها و انواع مختلف ضایعات اپیدرمال و درمال است و به جز آب کروموفور هدف دیگری ندارد. پیدایش لیزرهای CO₂ اولتراپالس، اثربخشی و بی‌خطری این روش درمان را بهبود بخشیده است. لیزرهای رنگی ضربانی نیز برای درمان زگیل‌های مقاوم مناسب هستند. اغلب بیماران نه فقط از محدودیت‌های ذاتی لیزرهای پزشکی آگاهی ندارند بلکه آنها را بعنوان وسایلی با نتایج زیبایی کامل در نظر می‌گیرند که چنین انتظاراتی تاحدی مربوط به تبلیغات غیرواقعی در تکنولوژی است. همینطور پزشکان باید نه فقط بطور کامل در تکنیک لیزر آموزش ببینند بلکه همچنین در مورد عوارض جانبی ذاتی و مشکلات آن برای انتخاب صحیح و آماده‌سازی بیماران برای درمان آگاهی یابند. لیزرهای رنگی ضربانی (PDL)، Ruby، CO₂ اولتراپالس، CO₂ با موج مداوم CW و منبع نوری ضربانی قوی (IPL) در درمان ضایعات مختلف عروقی و رنگی پوست، خالکوبی‌ها، ترمیم اسکارها و از بین بردن موهای زائد استفاده می‌شود. بدون شک لیزرها تحولی در درمان بیماریهای پوستی ایجاد کرده‌اند و در بعضی شرایط پوستی شامل لکه‌های مادرزادی عروقی و رنگی، اسکارها، چین‌ها و موهای زائد درمان نوینی را به ارمغان آورده‌اند. البته در خصوص جراحی زیبایی با لیزر در عرض مدت کوتاهی سیر اولیه تکامل خود را گذرانده است. اما هنوز در مرحله‌ای است که باید روی آن تحقیق شود چون تکنولوژی جدید لیزر در حال تحول و کاربردهای بالینی آن در مرحله گسترش می‌باشد از اینرو محدودیت‌های روش‌های جراحی هنوز وجود دارند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شایع‌ترین ضایعات عروقی که بطور مؤثری با تکنولوژی موجود لیزر قابل درمان هستند. شامل: تلائنکتازی صورت، آنژیوم عنکبوتی، پوئی کیلودرمای سیوات، گرانولوم پیوژینکوم و دریاچه‌های وریدی پوست و همینطور ضایعات مادرزادی مانند لکه قرمز شرابی و همانژیوم است.

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، جذب فوتونها توسط باندهای هموگلوبین در طول موج بین ۵۰۰ تا ۶۰۰ nm اتفاق می‌افتد. بنابراین با قرار دادن هموگلوبین با طول موج‌های مناسب نور، با حداکثر جذب و زمان پالس کمتر از مدت زمان استراحت حرارتی هدف مورد نظر، می‌توان هدف را بدون انتقال مقادیر قابل ملاحظه انرژی به بافت‌های اطراف از بین برد (البته برای ضایعات بزرگتر، پالس طولانی‌تر و برای عروق عمیق‌تر طول موج بلندتری یعنی در منطقه مادون قرمز مورد نیاز است تا بتوان به داخل پوست و قسمت‌های عمیق‌تر آن نفوذ کرد) لیزرهای موج پیوسته CW، با طول موج مناسب اولین لیزرهایی بودند که در درمان ضایعات عروقی پوستی بکار رفتند، کاربرد آنها اغلب اثرات جانبی ناخواسته‌ای مثل اسکار (بجای ماندگی اثر زخم) و تغییرات دائمی در رنگ پوست را به همراه داشت ولی در سال ۱۹۸۰ پیدایش لیزر رنگی ضربانی (PDL) با طول موج ۵۸۵ nm مناسب‌ترین سیستم برای درمان اسکارهای هیپرتروفیک، کلویدها و اسکارهای قرمز رنگ و استریا است و عوارض جانبی PDL در صورت انتخاب صحیح پارامترهای درمان و فواصل مناسب اندک است. یعنی با انتخاب طول موج مناسب با حداکثر جذب خواهیم داشت. بنابراین PDL درمان استاندارد برای انواع مختلف ضایعات عروقی است و استفاده همزمان از سیستم خنک‌کننده لایه سطح پوست منجر به کاهش بیشتری در عوارض جانبی شده است. با افزایش مختصر در طول موج لیزر رنگی ضربانی و ساخت انواع جدیدتر آن بطور موفقیت آمیزی عمق نفوذ بیشتری بدست آمده است. تکنولوژی لیزر امکان درمان ضایعات ملانوسیتیک و خالکوبی‌ها را بهبود بخشیده است. اولین لیزر بکار رفته روی انسان، یعنی لیزر یاقوت (ruby laser) با طول موج ۶۹۴nm را ایجاد می‌کند که به میزان کافی توسط ملانین و رنگدانه‌های خالکوبی جذب شده و سبب تخریب سلولهای حاوی ملانین و رنگدانه‌ها می‌شود. البته تشخیص صحیح ضایعات پیگمانته قبل از درمان لازم است. تمام خالکوبی‌ها به خوبی به لیزرهای Q-switched پاسخ می‌دهند. طول موج مناسب بستگی به رنگ جوهر دارد و استفاده از جوهر حساس به لیزر و لیزرهای با قدرت بالا یا پالس کوتاهتر Picosecond ممکن است توانایی از بین بردن خالکوبی را افزایش دهد. انواع مختلفی از لیزرها را می‌توان در درمان اسکارها و استریا بطور مؤثری بکار برد. نکته مهم طبقه‌بندی درست اسکار در امتحان اولیه است و بدین ترتیب می‌توان مناسب‌ترین روش درمانی را انتخاب کرد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در خصوص کاربرد لیزرهای کم توان در اعصاب، امروزه به علت پی بردن به اثرات بیولوژیک انواع لیزرها بر روی بافت زنده در دریچه‌های نوینی در زمینه «لیزر تراپی» گشوده شده است. این گرایش جدید طیف وسیعی از فعالیت‌های درمانی را در برمی‌گیرد که از جمله آنها کاربرد لیزرهای کم توان در درمان ضایعات اعصاب محیطی و مرکزی می‌باشد.

در واقع اثر لیزر Nd-YAG باعث توقف تشکیل اسکار و نوروما شده و یا اثر لیزر He-Ne بر روی پتانسیل عمل اعصاب محیطی آسیب دیده بررسی شده و تابش لیزر بر روی عصب اپتیک به قدرت ۱۵MW به مدت ۱۴ دقیقه در طی دوره درمانی ۸ الی ۱۴ روز روند دژنراسیون در ضایعات اعصاب محیطی و مرکزی را متوقف کرد. در واقع در صورتی که لیزر کم توان بطور همزمان به عصب آسیب دیده و قطعه نخاعی مربوطه تابیده شود، روند ترمیم عصب تسریع می‌گردد. همینطور در روند ترمیم عصب سیاتیک از لیزر کم توان CO₂ استفاده شد که باعث افزایش تعداد و قطر فیبرهای میلیون‌دار می‌شود. ضمن اینکه استفاده از این لیزر باعث بازسازی غشاء اپی نورال بدون اسکار بر روی عصب می‌گردد.

همینطور برای اتصال مجدد آکسونها در محیط invitro از لیزر با طول موج ۳۰۸nm و دانسیته ۵ mJ/pluse تا ۵۰ استفاده شد و اولین تحقیق موفق در این زمینه گزارش شده است.

در بررسی اثر لیزر کم توان بر ترمیم اعصاب محیطی به شدت آسیب دیده، افزایش تعداد مویرگهای ایجاد شده (Revascularization) گزارش شده که از نظر ترمیم بافتی حائز اهمیت است.

البته اثر لیزر کم توان هلیوم - نئون بر روی عصب سیاتیک آسیب دیده باعث افزایش قابل توجه در تعداد سلولهای شوان می‌شود. همینطور آرایش فیبرهای عصبی (یعنی تشکیل اسکار فیبرها در دو طرف ضایعه) و وضعیت عروق خونی، وضعیت غشاء پری نورایوم و اپی نورایوم (یعنی ترمیم غشاء پری نورایوم در دو طرف ضایعه) و بالاخره افزایش تعداد سلولهای شوان در سمت پروگزیمال ضایعه می‌شود.

شمارش سلولهای شوان توسط Image Analyser در سمت پروگزیمال ضایعه، افزایش معنی داری را نشان داده است.

در واقع بررسی میکروسکوپی پس از اعمال آسیب به عصب موش صحرائی (نژاد Wistar) در دو گروه: گروه آزمایش (با لیزر) و گروه کنترل (بدون لیزر) انجام گرفته است. در گروه آزمایش به ترتیب سه گروه زیر در نظر گرفته شده است.

- ۱- گروه لیزر (L 14a) که به مدت ۱۴ روز و هر روز به میزان ۱۰ دقیقه تحت تابش لیزر قرار گرفته‌اند.
- ۲- گروه لیزر (L 14b) که به مدت ۱۴ روز و هر روز به میزان ۰۲ دقیقه تحت تابش لیزر قرار گرفته‌اند.
- ۳- گروه لیزر (L 21) که به مدت ۱۴ روز و هر روز به میزان ۱۰ دقیقه تحت تابش لیزر قرار گرفته‌اند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

میزان انرژی رسیده به هر cm^2 از بافت توسط لیزر، از حاصل ضرب توان خروجی در زمان محاسبه می شود که در مورد تحقیق حاضر این مقدار در تعداد روزها نیز ضرب می شود. بر اساس این مقدار برای گروهی فوق به ترتیب ۱۶/۸J و ۳۳/۶J و ۲۵/۲J ژول می باشد. و متناظر با هر یک از گروه ها فوق، گروه کنترل به ترتیب (بدون لیزر C14a و C14b و C21) نیز در نظر گرفته می شود. اعمال لیزر بلافاصله پس از جراحی برای گروه های لیزر آغاز می گردد. برای این منظور از لیزر هیلیم — نئون مدل IR-200(220V, 50Hz) استفاده می شود و خروجی آن ۲mw و قطر پرتو ۲mm و طول موج 6328\AA انگستروم است.

پرتو کاملاً در محل آسیب به عصب با محور کاملاً عمود تابانده می شود. در نمای میکروسکوپی عصب یک روز پس از ضایعه و مقایسه آن با عصب سالم نشان دهنده مؤثر بودن روش اعمال ضایعه می باشد (تصاویر ۱ و ۲) و ضمن اینکه در تصویر ۲ فشردگی عصب باعث له شدگی فیبرهای عصبی و نه قطع آنها در غشاء همبندی اطرافشان شده است و توسط غشاء اپینوریوم پیوستگی عصب حفظ شده است. همچنین دو سمت پروگزیمال (جلویی) و دیستال (عقبی) محل ضایعه متورم گردیده است. در مقایسه با گروه کنترل (بدون لیزر) در تصویر ۳ که در آن تشکیل نوروما در سمت پروگزیمال قابل رؤیت می باشد و همچنین گروه آزمایش در تصویر ۴ نشان دهنده وقوع پدیده ترمیم بدون تشکیل نوروما است. در مقایسه بین گروه های لیزر (L21, L14b, L14a) و گروه کنترل بدون لیزر (C21, C14b, C14a) و سالم در دو سمت پروگزیمال و دیستال محل آسیب آرایش فیبرهای عصبی، ترمیم غشای پری نوروم در دو سمت ضایعه در گروه های لیزر بهتر انجام گرفته است. شمارش سلولهای شوان در سمت پروگزیمال ضایعه نیز در گروه های لیزر نسبت به گروه های کنترل افزایش قابل ملاحظه ای را نشان می دهد. در گروه های کنترل در سمت دیستال ضایعه، پدیده دژنرسانس باعث از بین رفتن بخش عمده ای از فیبرها گردیده است. در سمت پروگزیمال افزایش سلولهای شوان و عروق خونی دیده می شود (تصاویر ۶ و ۷) در ضمن در گروه های لیزر افزایش سلولها در سمت پروگزیمال ضایعه (نمودار ۱) و تزیاد عروق خونی به نوع پدیده ترمیم قابل مشاهده است. در سمت دیستال آنچه که بسیار جالب توجه است حفظ فیبرها و ارگانیزاسیون (طرز تشکیلات) منظم آنها بوده است. در واقع مقایسه لیزر با یکدیگر نیز نشان دهنده اختلاف قابل توجه در تکثیر سلولهای شوان در سمت پروگزیمال ضایعه به نفع گروه L14b است (نمودار ۲)، لذا تکثیر سلولهای شوان گروه اخیر بیشتر از سایر گروه های لیزر است و آرایش فیبرهای عصبی در سمت دیستال نیز بهتر بوده است (یعنی از نظر کمی و عملکردی نسبت به دو گروه دیگر لیزر یعنی L14a و L21 دارای نتایج بهتری است) به نظر می رسد علت این امر بالاتر بودن چگالی انرژی دریافتی در طی دوره درمان برابر $33/6 \text{ J/cm}^2$ عامل مهم در این تفاوت باشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در رابطه با ترمیم عصب، تکنیک‌های ترمیم ضایعات اعصاب محیطی به روش بخیه میکروسکوپی و روشهای تکمیلی مانند Tubulization و استفاده از مواد Tissue Adhesive پیشرفت زیادی نموده است، با این وجود پس از دوره درمان به ندرت بهبودی کامل حاصل می‌گردد. عواملی مانند شدت ضایعه شکاف ایجاد شده بین دو قطعه عصب میزان کشیده شدن عصب در حین اتصال، ادم و اسکار، جریان خون، واکنش عصب به ابزار جراحی بعنوان عامل خارجی و عوامل تغذیه‌ای عصب مجموعه عواملی هستند که باعث ناتوانی رشته‌های عصبی در ترمیم کامل پس از جراحی می‌شوند. تابش لیزر با طول موج و دانسیته انرژی مشخص ابزار معین در درمان این ضایعات می‌باشد. مهمترین اثر لیزر، بالا بردن و تسریع روند ترمیم چه از لحاظ شکل و چه از لحاظ عملکرد است. علاوه بر این در لیزر تراپی احتمال صدمه خوردن عصب حین بخیه وجود ندارد و از آنجا که ابزار خارجی نیز در ترمیم استفاده نمی‌شوند. بنابراین واکنش ایمنی به عامل خارجی نیز تحریک نمی‌شود. با اینکه فرآیند تأثیر پرتوهای لیزر بر روی اعصاب کاملاً مشخص نشده است اما تصور بر این است که اثر لیزر بر روی بافت زنده بصورت چندگانه اعمال می‌شود:

- ۱- اثر عروقی: تابش پرتو لیزر در ابتدا باعث انقباض vasoconstriction در شبکه مویرگی و پس از چند لحظه موجب گشادی عروق می‌گردد. گشادی عروق و افزایش جریان خون موجب طبیعی شدن جریان و کاهش آگزودا می‌گردد.
- ۲- تکثیر سلولی: تقسیم سلولی Proliferation به همراه تابش نور باعث اثر القایی بر سلولها مجاور که در تقسیم شرکت ندارند می‌شود این شکل از ارتباط سلولی را «القاء بیولوژیک» می‌نامند. در واقع لیزرهای کم توان مانند لیزر He-Ne با فعال سازی ساختاری هسته و سیستم DNA و RNA باعث افزایش تولید پروتئینها در ریبوزومها می‌گردد. تابش پرتوی لیزر باعث افزایش فعالیت آنزیمها و جذب سلولی گردیده و به این ترتیب روند تقسیم سلولی افزایش یافته که منجر به فعال سازی روند ترمیم می‌گردد.
- ۳- افزایش مقاومت سلولی: تابش پرتوی لیزر با ازدیاد تولید پروتئینهای دفاعی در سلولها و تخریب عوامل پاتوژنیک مقاومت سلول را افزایش می‌دهد.

در اصل لیزر He-Ne با طول موج ۶۳۲nm قادر به تسریع روند تکثیر سلولی بوده و بیشترین میزان آن پس از گرفتن چگالی انرژی در یافتی در طی دوره درمان برابر 20 J/cm^2 بوده است. همچنین انرژیهای بالاتر از 60 J/cm^2 کاهش تکثیر سلولی را احتمالاً به علت حرارت بیش از حد به دنبال داشته است. البته در انواع دیگر لیزر ماکزیمم تکثیر سلولی در انرژیهای متفاوتی دیده می‌شود. در لیزر با طول موج ۳۶۰nm بیشترین تکثیر سلولی در 0.6 J/cm^2 گزارش شده است. بر این اساس یافتن دوز و زمان تابش و طول درمان نقش مهمی در درمان ایفا می‌نمایند. به هر حال تحقیقات در زمینه اثرات لیزر از نظر نوع لیزر، دوز، فرکانس، طول موج مدل بیولوژیک، نوع عصب و نحوه آسیب به آن و ... گاهاً نتایج

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

متفاوت و یا متناقض در شرایط مشابه توسط محققین مختلف گزارش شده است و علیرغم شواهد میکروسکوپی بهبودی عملکردی در هیچیک از گروه‌های لیزر بطور کامل بدست نیامده است. این حالت ممکن است بعلت کافی نبودن دوره درمان و یا عدم جفت شدن reunit آکسونها در محل ضایعه باشد. گزار شاتی وجود دارد که زمان حداقل ۱۲ هفته طول درمان را برای کسب بهبودی کامل از نظر بالینی لازم می‌داند. و بالاخره نتایج این تحقیق فوق نشان دهنده مؤثر بودن کاربرد لیزر کم توان He-Ne در روند ترمیم عصب می‌باشد. یافتن دوز، طول موج زمان تابش و طول درمان نقش مهمی در درمان ایفا می‌نماید و ترکیب درمان لیزر با سایر روشها راهگشای درمانهای مؤثر می‌باشد.

شرح تصاویر مربوط به تحقیق فوق:

تصویر ۱: نمای ماکروسکوپی عصب سیاتیک سالم

تصویر ۲: نمای ماکروسکوپی عصب سیاتیک پس از اعمال ضایعه

تصویر ۳: نمای ماکروسکوپی عصب سیاتیک گروه کنترل بدون تابش لیزر

تصویر ۴: نمای ماکروسکوپی عصب سیاتیک پس از تابش لیزر

تصویر ۵: مقطع سیاتیکم سالم تا رنگ آمیزی H & E

تصویر ۶: مقطع عصب سیاتیک در پروگزیمال محل ضایعه در گروه بدون لیزر

تصویر ۷: مقطع عصب سیاتیک در دیستال محل ضایعه در گروه بدون لیزر

تصویر ۸: مقطع عصب سیاتیک در پروگزیمال ضایعه پس از تابش لیزر

تصویر ۹: مقطع عصب سیاتیک در دیستال ضایعه پس از تابش لیزر

تحریک زیستی (Biostimulation)

معمولاً تحریک زیستی هم به برهمکنش فتوشیمیایی نسبت داده می شود اگر چه از لحاظ علمی هنوز اطمینان حاصل نشده است. عقیده بر اینست که تحریک زیستی هنگام برتابشهای با توان کم (۵-۱۰ mW) بر روی بافت بیولوژیک، منجر به بهبود زخم و اثرات ضدالتهابی دارد که به وسیله چشمه های نور قرمز یانزدیک به قرمز مانند لیزر هیلیموم - نئون یا لیزرهای دیودی (نیمه رسانا) صورت می پذیرد. شارش انرژی معمولاً بین $10-100 \text{ J/cm}^2$ است در جدول مقابل خلاصه ای از مهمترین مطالعات در مورد تحریک زیستی نشان داده شده است و زمینه های کاربرد مختلف را نشان می‌دهد. درماتولوژی یکی از چندین زمینه پزشکی است که در آن تحریک زیستی توسط تشعشع لیزر گزارش شده است و در واقع

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

"تحریک مثبت بهبود زخم" یکی از موضوعات مورد بحث در زمان حاضر است. بعلاوه مکانیسم اصلی تحریک زیستی هنوز شناخته نشده است و به طور کلی، هنگام استفاده از تشعشع لیزر برای چندین منظوری باید بسیار مراقب بود. به خصوص هنگام استفاده از لیزرهای نرم با توان های خروجی بسیار کم، که به احتمال زیاد هیچ اثری را بدون اثرات جانبی دیگر تولید نمی کنند. در این خصوص فقط موارد کمی نتایج توسط گروه های تحقیقاتی مستقل از یکدیگر مورد تأیید قرار گرفته اند و اغلب تعداد کمی از بیماران مورد درمان واقع شده اند و هیچ روش کلینیکی ایجاد نشده است. بعلاوه موفقیت مورد شک و تردید زیاد است چرا که بسیاری از بیماریها ۵۰٪ بیماران به طور خودبخود و بدون درمان بهبود یافته اند معمولاً بحث از آنجا ناشی می شود که ما در تعیین مسیرهای فتوشیمیایی واکنشها ناتوان هستیم. تحقیقات دقیق در این زمینه و نتایج آزمایش های قابل تکرار، شدیداً مورد نیاز هستند البته اثرات بهبود موضعی زخمها به وسیله لیزرهای هیلیموم - نئون یا لیزرهای دیود را می توان بر اساس اثر نورهای با شدت کم بر روی تکثیر سلولی توجیه نمود. در ناحیه چین زخمهایی شرایطی پدید می آید که مانند غلظت کم اکسیژن یا PH که مانع تکثیر سلولها می شوند. تشعشع پرتوهای مادون قرمز نزدیک یا قرمز می تواند به عنوان تحریک بر افزایش تکثیر سلولی، عمل کند. با پرتوهای زخمهای تازه، به نظر میرسد که اثر تحریک زیستی ناچیز است یا اصلاً وجود ندارد. این مشاهده احتمالاً به خاطر این حقیقت است که تکثیر سلولی در زخم تازه بسیار شدید است و تولید سلولهای جدید توسط تشعشع لیزر تغییری پیدا نمی کند.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

عوارض احتمالی درمان با لیزرهای کم توان:

FDA آمریکا تأیید نموده است که لیزرهای کم توان (کلاس A و B) بی خطر محسوب می شوند و در عمل کاربران این دستگاهها با مجوز (Institutional Review Board) می توانند به درمان بصورت تحقیقاتی با رعایت دستورالعمل مربوط بپردازند. البته بخاطر کاربرد روزافزون لیزرهای کم توان در درمان بیماریهای مختلف با هدف تسکین و کاهش التهاب و تسریع بهبود زخمها و برطرف شدن درد و موارد متعدد دیگر، بی خطری لیزر درمانی بعنوان روشی سریع در درمان بیماریهای التهابی، پوستی، صدمات ورزشی و غیره از سالها پیش مورد توافق دانشمندان قرار گرفته و در بسیاری از کشورهای جهان مورد استفاده قرار گرفته و می گیرند. از عوارض احتمالی ناشی از تابش اشعه حین درمان بر ای بیمار و کاربران می توان به صدمات شبیکه اشاره کرد برای پیشگیری از این ضایعه باید هم بیمار و هم کاربر در طول درمان از عینکهای مخصوص مطابق با طول موج لیزر استفاده نمایند. البته با بستن چشم اشعه لیزر کم توان تقریباً قادر به رسیدن به شبیکه نمی باشد چرا که پلک چشم قادر است نور را به مقدار زیادی منتشر نموده و امکان رسیدن آن را به لنز غیرممکن سازد. نوری که به شبیکه می رسد ۱۰ میلیون بار کمتر از هنگامی است که چشم در مقابل پرتو لیزر باز باشد. یعنی نور لیزری با توان ۱۰ MW میلی وات چنان متفرق می گردد که Power density معادل 0.001 w/cm^2 قادر است به شبیکه برسد و این معادل ۱۰ میلیون بار کمتر از هنگامی است که چشم باز در مقابل پرتو لیزر قرار گیرد. عینکهای محافظی که برای لیزرهای هلیوم - نئون و گالیوم - آرسناید بکار می روند هیچ استفاده ای در مورد سایر لیزرها ندارند.

یکی دیگر از عوارض درمان با لیزر کم توان، خستگی مفرط است که بدلیل فعالیت بیش از حد معمول بیمار پس از کاهش درد بوجود آمده و باعث خستگی عضلات ضعیف بیمار می شود یعنی کاهش درد بیمار در طی مراحل ابتدایی درمان نباید سبب افزایش فعالیت او گردد. زیرا این مسئله باعث تأخیر آغاز واکنشهای بهبودی در ضایعه می شود. در این مورد بیمار باید آگاه گردد که در صورت ایجاد نمای بهبودی کاذب پس از چند جلسه درمان باید از فعالیت های شدید عضلانی بپرهیزد و خود او مسئول آسیب های احتمالی می باشد. این موضوع به این دلیل می باشد که درمان با لیزر کم توان تحمل بیمار را نسبت به دردها افزایش می دهد و این تسکین درد باعث می گردد که بیمار به فعالیت هایی بپردازد که درد او را از آنها منع می کرد و در مورد نمای بهبودی کاذب می توان گفت گاهی درد بیمار بسیار سریع پس از دوره درمان با لیزر کم توان از بین می رود. باید توجه داشت عاملی که سبب آسیب بافتی گردیده بطور مثال التهاب تاندون، هنوز باقی است و لازم است بیمار از این نکته آگاه شده و از بین رفتن درد نباید باعث گردد که بیمار از ایجاد استرس و فشار بر عضو آسیب دیده اجتناب نماید. گرچه درد بیمار ناپدید گردیده و درمان با لیزر کم توان زمان بهبودی را نیز کاهش داده ولی بافت آسیب دیده نیازمند زمانی برای بهبودی کامل می باشد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

تاکنون هیچ گزارشی از تأثیر موتاژنی بر بافتهای زنده با تابش طول موج نور قرمز و مادون قرمز، در دوزهای درمانی لیزرهای کم توان وجود ندارد. یعنی با آنکه تابش اشعه لیزر کم توان در محیط کشت سلولی می‌تواند رشد و تکثیر سلولی را افزایش دهد ولی هیچگونه اثر موتاژن بر بافتی موجود زنده ندارد لذا لیزر کم توان نمی‌تواند ایجاد سرطان نماید. البته ناگفته نماند که بیماری که دچار سرطان بوده و تحت تابش لیزر کم توان قرار بگیرد، نور لیزر می‌تواند باعث تحریک سلولهای سرطانی گردد. گرچه سلولهای سرطانی در محیط بدن موجود زنده پاسخی متفاوت بروز می‌دهند. نور لیزر قادر است تومورهای کوچک که تحت درمان قرار می‌گیرند بطور کامل ناپدید کند گرچه درمان لیزر هیچ تأثیری بر روی سلولهای سرطانی از یک اندازه مشخص بزرگتر نداشته است و این امر به خاطر این است که سیستم ایمنی موضعی بیشتر از سلولهای سرطانی، تحریک می‌گردند. در این میان عفونتهای باکتریایی و ویروسی در موجود زنده چنانچه تحت درمان مستقیم با لیزر کم توان واقع گردند با سرعت بیشتری بهبود می‌یابند.

در مورد تأثیر سیستمونیک می‌توان ملاحظه کرد که سلولهای لنفوسیت انسانی، تحت تابش لیزر Ar، لیزر He-Ne یا لیزر Ga-As-Al در دوزهای مختلف قرار گرفت. در مورد لیزر Ar این اثر وابسته به دوز 300 تا 130 J/cm^2 است. میتوز در دوز بالای J/cm^2 مهار گشته و در دوز بالای $180 J/cm^2$ منجر به شکسته شدن کروماتید و کروموزومها افزایش می‌یافت ولی در مورد دو نوع لیزر دیگر هیچ افزایش قابل توجهی در افزایش انهدام کروموزومها مشاهده نشد ولی دوزهای $1/5$ تا $0/5$ در مورد لیزر GaAsAL و دوزهای 4 تا $1 J/cm^2$ در مورد لیزر He-Ne باعث افزایش میتوز می‌شوند.

البته دوزهای درمانی بالا در طی درمان با لیزر کم توان هیچ گونه تأثیر میکروسکوپی و ماکروسکوپی بر بافتها ندارند یعنی به بافت آسیب نمی‌رسانند. گرچه در مورد لیزرهای با توان بالا یعنی آنهایی که توان بالاتر از 200 MW میلی‌وات دارند و از چند منبع مولد تابیده می‌شوند موضوع متفاوت است. ثابت شده است که لیزر درمانی با توان پایین باعث صدمه بافتی نمی‌گردد. حتی اگر از دوزهای بالا هم استفاده شود (صرفاً در مورد بافتهای سالم) مثلاً 60 MW و طول موج 830 nm برای تابش بر درم، اپیدرم و ساختمان بافتی آن با انرژی 108 J آسیب بافتی مشاهده نمی‌شود.

سایر روش های درمان بالینی :

باید در نظر داشته باشیم که نباید در صورت وجود روش های دیگر درمان که احتمال موفقیت بیشتر دارند و کمتر برای بیمار خطرناک هستند و اینکه ساده تر هستند، از روشهای درمان با لیزر استفاده کرد. بنابراین در روش هایی که به توضیح آن می پردازیم نقش درمانی لیزر کم رنگ می شود.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

روش بازدرمانی (after load) :

می دانیم در این روش درمانی از یک چشمه رادیوکتیو مثلاً ^{192}Ir بهره می گیرند که به مدت چند دقیقه به وسیله یک پروب تحت کنترل کامپیوتر که داخل عضو قرار می گیرد، صورت می گیرد. در این روش از لیزر استفاده نمی شود و این روش متعاقب روش درمان با لیزر انجام می گیرد. میدانیم تمام خونریزی های موضعی و حاد دستگاه گوارش برای انعقاد با لیزر مناسب است. یکی از وسیعترین زمینه های کاربرد لیزر موج پیوسته Nd:YAG با طول موج $1064\ \mu\text{m}$ میکرومتر، در درمان هر نوع زخم یا تومور یا تنگی بدخیم و خوش خیم وهمینطور تنگیهای غیر نئوپلازی (در آنها تشکیل تومور نداریم) دستگاه گوارش است، به شرطی که قابل دسترس با جراحی آندوسکوپی باشد. از آنجایی که این لیزر به طور حرارتی عمل می کند می توان بوسیله انعقاد، خونریزی را متوقف کرد طبیعتاً در سطح بالاتر توان می توان توسط تبخیر، ایجاد کانال در تنگی بوجود آورد. در مورد مری، اگر آندوسکوپیهای معمولی را نتوان از تنگی آن عبور داد. توسط لیزر Nd:YAG و یک فیبرکوارتز قابل انعطاف، در حین انعقاد، بافت به مقدار قابل ملاحظه ای چروکیده و جمع می شود. لذا کانال اشغال شده در مری باز می شود. البته اگر تنگی توسط یک تومور ایجاد شده باشد (تنگی نئوپلازی) باید فیبر نوری کوارتز در داخل تومور قرار گیرد و با کنترل آندوسکوپ انعقاد تومور صورت می گیرد که منجر به گشاد شدن تنگی می شود. البته در درمان نوبت اول، بافت نکروزه باقی مانده و معمولاً طی چند روز بعد از بین برده می شود که منجر به بازتر شدن کانال مری می شود. متأسفانه تنگی دوباره مری معمولاً بعد از چند هفته رخ می دهد که با روش باز درمانی (درمان دوم) می توان از بروز آن به طور مؤثری جلوگیری کرد. معمولاً بین سه الی پنج دفعه از این بازدرمانی ها درست بعد از دو هفته گذشت از انعقاد لیزری، انجام می شود.

درمان در مورد تومورهای بدخیم مری به دلیل اینکه آهنگ بقاء بسیار پایین است و چون معمولاً در مراحل پیشرفته سرطان مورد تشخیص قرار می گیرد، فقط خاصیت تسکینی دارد پس در این مورد باید به برداشتن تمام یا بخشی از مری مبادرت کرد که به آن ازوفاجتومی esophagectomy گفته می شود. در این متد یک لوله مصنوعی را بعد از برداشتن مری یا قسمتی از آن به جای آن پیوند می زنند. همینطور در جراحی اعصاب به روش استریوتاتیک که یک روش بالینی بازدرمانی پذیرفته شده است، نه تنها به همراه لیزر بلکه با روش های بازدرمانی مانند نفوذ چشمه های رادیواکتیو (^{60}Co یا ^{125}I) و انعقاد توسط جریان پر فرکانس استفاده می شود به طور کلی هر یک از این روش ها ممکن است به تنهایی منجر به نکروز کامل تمام سلولهای تومور نشود ولی روش استریوتاتیک امکان ترکیب چندین روش درمان را فراهم می سازد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

روش کرایوتراپی (سرمدرمانی):

برای درمان تومورهای مجرای گوارش تحتانی از طریق سرد کردن تومور تا دمای C ۱۸۰- درجه موجب نکروز (تخریب) تومور می شود. این روش متداول، برخلاف درمان با لیزر و بازدرمانی، فقط در بیهوشی کامل بیمار قابل اجراست و بویژه در رابطه با بیماران مسن این امر یک عدم مزیت عمده برای روش سرمدرمانی محسوب می شود.

خطرات جانبی لیزرها و نکات ایمنی و حفاظتی

خطرات اساسی ناشی از لیزر را می توان بطور زیر تقسیم بندی کرد :

(۱) خطرات تشعشع لیزر :

لیزرها، باریکه ای از تشعشع اپتیکی ساطع می کنند ماوراء بنفش ، مرئی، مادون قرمز) که تشعشع غیر یونیزان نامیده می شود. (البته تشعشع یونیزان مانند اشعه X و اشعه γ با اثرات زیستی متفاوت ، از اینها قابل تمیز می باشند.) خطرات تشعشع لیزر شامل خطرات به چشم و پوست می شوند:

خطرات مربوط به چشم :

در اثر پرتو دهی حاد سوختگی های قرنیه ای و شبکه ای (با هر دو) بسته به طول موج لیزر و کدورت های قرنیه و عدسی (آب مروارید) یا آسیب شبکیه که در اثر پرتو دهی مزمن به مقادیر زیاد ایجاد می گردد. خطرات چشمی در واقع در رابطه با آسیب به ساختمانهای متفاوت چشم مطرح می شوند و بستگی به این دارد که چه ساختمانی بیشترین انرژی تشعشعی را در واحد حجم جذب می کند.

همانطور که در این تصویر مشاهده می شود اثرات شبکیه ای هنگامی که طول موج تشعشع لیزر در ناحیه مرئی و مادون قرمز نزدیک (در طیفی از $0.4 \mu m$ تا $1.4 \mu m$ می باشد) ممکن است رخ دهد. نور سیستم لیزر یا نور حاصل از انعکاس آینه ای منظم لیزر در این طول موج ها بر روی ناحیه بسیار کوچکی از شبکیه متمرکز می شود. البته بر تابش فرودی بر قرنیه و پرتوگیری تشعشعی به دلیل اثرات کانونی کننده قرنیه و عدسی ممکن است در شبکیه تا 100000 برابر افزایش یابد. همینطور تشعشعهای لیزری در ناحیه مادون قرمز متوسط و دور و ناحیه ماوراء بنفش (خارج از طیف فوق) ، اثرات چشمی در درجه اول بر روی قرنیه اعمال می کنند. ضمن اینکه تشعشع لیزر در طول موجهای ویژه ای ممکن است به عدسی رسیده و ساختمان آن را آسیب برساند. در اصل ماوراء بنفش متوسط در طول موجهای بین 180 nm تا 315 nm تو سط قرنیه جذب می شود و تولید فوتوکراتیت (photokratitis) "بارقه جو شکاران" می کند، در حالیکه ماوراء

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

بنفش نزدیک (UV-A) (در طول موجهای بین ۳۱۵ nm تا ۴۰۰ nm) در عدسی جذب می شود و تولید آب مروارید می کند. تشعشع مرئی (در طول موجهای از ۴۰۰ nm تا ۷۸۰ nm) و همینطور مادون قرمز نزدیک (در طول موجهای بین ۷۸۰ تا ۱۴۰۰ nm)، از محیط های چشم با حداقل جذب عبور کرده و با قطر $10\ \mu\text{m}$ تا $20\ \mu\text{m}$ بر روی شبکیه متمرکز می شود. این کانونی شدن تشعشع روی شبکه دارای شدتی است که می تواند به شبکیه آسیب برساند. یعنی دامنه بین ۴۰۰ nm تا ۱۴۰۰ nm را ناحیه خطر شبکیه ای می نامند. برای پرتو دهی طولانی مدت یا برای مدت چند دقیقه یا چند ساعت طول موجهای بین ۴۰۰ nm تا ۵۵۰ nm خطرناک هستند و گاهی اوقات "خطر نور آبی" نامیده می شود. ناگفته نماند که تشعشع مادون قرمز دور (IR-C) با طول موجهای بین $3\ \mu\text{m}$ تا ۱ mm در سطح قدمی چشم جذب می شود و تشعشع مادون قرمز متوسط (IR-B) با طول موجهای بین $1/4\ \mu\text{m}$ تا $3\ \mu\text{m}$ در واقع بیشتر نفوذ کرده و می تواند منجر به آب مروارید شیشه گران (Glass-blower's cataract) می شود. پرتو دهی شدید با تشعشع مادون قرمز نزدیک (IR-A) نیز ممکن است منجر به چنین آب مرواریدی شود. تعیین محل آسیب معمولاً در اثر جذب شدید در یک بافت ویژه برای طول موج ویژه ای است.

خطرات مربوط به پوست :

در اثر پرتو دهی حاد با مقادیر زیاد تشعشع اپتیکی سوختگی های پوست محتمل هستند و در برخی از طول موجهای ویژه ماوراء بنفش، ممکن است کار سینوژنز پوست رخ دهد. (البته این امر در لیزرهای با توان بالاتر رخ می دهد و به دلیل استفاده گسترده از این لیزرها، اثرات پوستی اهمیت بیشتری پیدا می کنند.)
در تشعشع ماوراء بنفش (در طول موجهای بین ۲۳۰ nm تا ۳۸۰ nm)، تولید اریتم (آفتاب سوختگی)، سرطان پوست و تسریع در پیری پوست می کند. البته شدیدترین اثرات در (UV-B) در دامنه بین ۲۸۰ nm تا ۳۱۵ nm رخ می دهد که در اثر پرتو دهی مزمن (در دامنه طول موجهای بین ۲۸۰ nm تا ۴۰۰ nm) رنگدانه سازی می تواند افزایش یابد. در بر تابش های شدیدتر این طول موجها در پوست موجب اریتم موج بلند (Long wave) می شوند. تشعشع ماوراء بنفش نزدیک (در طول موجهای بین ۳۱۰ nm تا ۴۰۰ nm) و تشعشع مرئی (در ناحیه طول موجهای بین ۴۰۰ nm تا ۶۰۰ nm) منجر به حساسیت به نور می شوند. قابل ملاحظه ترین اثرات (در دامنه ۷۰۰ nm تا ۱۰۰۰ nm) مربوط به مادون قرمز است که منجر به سوختگی پوست و پوست بسیار خشک می شود.

(۲) خطرات ثانویه لیزر:

این خطرات بیشتر در لیزرهای توان بالا مشاهده می شوند که عبارتند از:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

- خطرات سردکننده های سرمازا که در سیستم لیزر توان بالا وجود دارند. تماس پوست می تواند منجر به سوختگی شود.

- نویز زیاد حاصل از لیزرهای انرژی بالا

- تابش اشعه X از منبع تغذیه معیوب ولتاژ بالا ($< 15 \text{ KV}$)

- آلودگی های حاصل از پمپهای و لامپ های معیوب

- خطر آتش سوزی (معمولاً در لیزرهای با موج پیوسته CW که توان خروجی بالاتر از 0.5 W وات را دارند، رخ می

دهد)

- خطر الکتریکی موجود در تمام لیزرها (بخصوص در لیزرهای توان بالا)

- خطر حاصل از شیمیایی که در برخی از مواد مورد استفاده در لیزرها (مانند لیزر رزین یا لیزر اکسیمر) ممکن

است دارای مواد سمی و واکنش های حاصل از آنها ممکن است ذرات گازی خطرناک آزاد کند.

نکته مورد توجه اینکه کشنده ترین خطرناک، در رابطه با الکتریسیته است چون در حین کار با لیزر، بخش

خطرناک ولتاژ بالای سیستم لیزر می تواند باعث برق گرفتگی و در نتیجه حادثه مرگباری شود لذا بایستی اصول ایمنی

رعایت شود.

استانداردهای ایمنی لیزر و طبقه بندی خطرات:

رهیافت اساسی تمام استانداردهای ایمنی لیزر، طبقه بندی لیزرها برحسب توانایی ایجاد خطر بوده است که بر

مبنای تشعشع نوری (تابش) آنها می باشد و مشخص کردن یک مجموعه استاندارد از مقدار کنترل آنها.

استفاده ایمن از لیزرها در سال ۱۹۹۳ توسط مؤسسه ملی استانداردهای آمریکا (ANSI) (American

National Standards Institute) مطرح شده و به عنوان استاندارد Z1۳۶ از طرف آژانس بهداشت و ایمنی حرفه ای

(Occupational Health and Safety Agency (OSHA) و ACGIH همایش بهداشتکاران صنعتی دولت آمریکا

برای ایجاد خط و مشی های ایمنی بکار برده شد. همینطور کارخانجات سازنده لیزرها ملزم هستند توسط مرکز ادوات و

بهداشت پرتو شناسی (CDRH)، تحت استاندارد ایمنی عمل کنند. شمای ANSI دارای چهار طبقه خطر است و طبقه

بندی بر اساس توان خروجی پرتو یا انرژی حاصل از تشعشع لیزر برای توضیح توانایی لیزر در آسیب رساندن به پرسنل است.

در مورد لیزرهای توان پائین cold laser، با رتبه هایی اولیه این طبقه بندی در این مقاله سر و کار داریم. لذا صرفاً به

بیان آنها بسنده می کنیم لذا ابتدا طبقه بندی رتبه های لیزر را معرفی می کنیم:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

- رتبه ۱. لیزرهایی که در شرایط کار معمولی، خطری ایجاد نمی کنند.
- رتبه ۲. الف) بیانگر لیزرهایی که با توان پائین مرئی است که برای نگاه کردن طولانی در نظر گرفته نشده اند و در شرایط کاری، در صورتی که باریکه برای مدتی کمتر از ۱۰۰۰ ثانیه مستقیماً مشاهده شود، خطر آفرین نیستند.
- رتبه ۲. ب) بیانگر لیزرهایی که با توان پائین مرئی است که به دلیل پاسخهای انعکاسی طبیعی انسان (مثل پلک زدن و حرکت چشم) بطور عادی خطری ایجاد نمی کنند. ولی ممکن است در صورت نگاه مستقیم برای مدت طولانی مقداری خطرناک باشند.
- رتبه ۳. الف) لیزرهایی که برچسب احتیاط دارند که در حالت عادی اگر به طور لحظه ای با چشم غیرمسلح به آنها نگاه شود (در حد مدت زمان پاسخ انعکاسی) به چشم آسیبی نمی رسانند. ولی ممکن است در صورت مشاهده با سیستمهای نوری متمرکز کننده مقداری خطر داشته باشد. برخی دیگر از لیزرهای این رتبه برچسب خطر دارند و قادر به پرتودهی در سطح بالاتر از پرتودهی مجاز برای چشم در ۰/۲۵ ثانیه هستند هنوز دارای احتمال کم برای آسیب رساندن هستند.
- رتبه ۳. ب) لیزرهایی که اگر مستقیماً مشاهده شوند خطرناک هستند که شامل نگاه کردن به پرتوهای حاصل از بازتاب منظم نیز هست. بطور عادی لیزرهای این رتبه در صورت بازتاب نامنظم خطرناک نیستند.
- رتبه ۴. لیزرهایی که نه تنها پرتوی مستقیم و بازتاب منظم آنها خطرناک است، بلکه در بازتابهای نامنظم نیز خطرناک هستند چنین لیزرهایی خطرات پوستی و خطر آتش سوزی به همراه دارند. (معمولاً لیزرهای CW که توان خروجی بالاتر از ۰/۵ W دارند) از آنجائیکه خطر نسبی لیزر می تواند بسته به نوع استفاده از آن و یا اثرات محیطی تغییر کند لازمست که اندازه گیری ها و یا محاسبات درجه خطر (رتبه لیزر) را در چنین مواردی تعیین کرد. اگر رتبه لیزری توسط کارخانه سازنده مشخص نشده باشد، رتبه لیزر را می توان با اندازه گیری یا محاسبه تعیین نمود در جدول زیر طبقه بندی لیزرهای مختلف بر اساس رتبه آنها نشان داده شده است.
- در سیستم طبقه بندی ANSI، به منظور تعیین طولانی ترین مدت زمان پرتودهی برای لیزرهای با موج پیوسته CW با موج پالسی pw که به آن مدت زمان طبقه بندی tmax می گویند، عمل می شود و نباید از روزانه ۸ ساعت (3×10^4 ثانیه) بیشتر شود. در توضیح طبقه بندی لیزر، می توان از اصطلاح "گشودگی محدود کننده" (Limiting Aperture) یعنی حداکثر سطح دایره ای که می توان از آن، پرتودهی تشعشی (تابش) میانگین گرفت. البته این کمیت تابعی از ناحیه طول موج است. حداکثر پرتودهی مجاز (MPE) که بستگی به حداکثر مدت زمان پرتودهی tmax و طول موج λ دارد.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در تصویر مقابل همینطور مقادیر متداول MPE برای حداکثر پرتودهی چشمی بطور ترسیمی نشان داده شده است

از آنجائیکه شبکه چشم دارای حساسیت بالاتری از پوست است، مقایسه ای بین حدود پرتودهی چشمی و حدود پرتودهی پوستی در جداول مقابل انجام شده است.

در اصل گفته می شود که مدت زمانهای پالس کوتاهتر از ۱ ns ، آستانه چگالی انرژی برای آسیب، تقریباً وابسته به ریشه دوم مدت زمان پالس است. برای مثال هنگام ارزیابی محدودیت مناسب پرتودهی برای پالسهای لیزر با مدت زمان ns

۱۰ ، چگالی های انرژی (فهرست شده برای پالسهای ns ۱) باید در فاکتور $\frac{1}{\sqrt{100}} = \frac{1}{10}$ ضرب شود. اگر لیزر به طور کامل

در محفظه ای قرار گرفته باشد که تشعشع خروجی آن از این محفظه به مقدار حداکثر پرتودهی مجاز MPE نرسد، این لیزر به عنوان لیزر رتبه ۱ طبقه بندی می شود البته در طول روند سرویس ، اندازه گیریهای کنترل مناسبتی بطور موقت مورد نیاز است تا رتبه درون محفظه تعیین گردد. بدین روش، محدودیت های ضروری در رابطه با استاندارد ایمنی (قابل تأیید توسط CDRH) برای بکار بردن بسیاری از لیزرها که برای تأمین ایمنی ، طراحی و مهندسی شده اند، مقرر می گردد.

نکات ایمنی و حفاظتی چشم :

از نقطه نظر ایمنی می توان لیزر را به عنوان یک چشمه شدیداً محدود شده الکترومغناطیس تک رنگ بسیار شدید در نظر گرفت. از این رو، بدلیل خواص منحصر به فرد باریکه پرتوی لیزر، می توان آن را بعنوان یک چشمه نقطه ای با روشنایی زیاد دانست. چشمه های نور معمولی و یا بازتاب نامنظم باریکه لیزر رتبه ۲ یا رتبه ۳ چشمه هایی وسیع با روشنایی بسیار پایین هستند چرا که نور در تمام جهات تشعشع می کند. در مورد بررسی خطرات، عواقب ناشی از آن قابل توجه است چرا که چشم اشعه حاصل از یک چشمه نقطه ای (بین ۴۰۰ nm تا ۱۴۰۰ nm) را به صورت یک لکه بسیار کوچک بر روی شبکه متمرکز می کند.

البته اگر این اشعه حاصل از یک چشمه وسیع باشد ، در کل بر روی یک ناحیه بزرگی تصویر را ایجاد می کند. فقط هنگامی که به طور نسبی از بازتاب نامنظم دور با شیم (بقدری دور که چشم قادر به تفکیک تصویر نباشد) آنرا می توان بطور تقریب چشمه نقطه ای تلقی کرد یعنی بازتاب نامنظم تنها در مورد لیزرهای با توان بسیار بالا رتبه ۴ که تابش مرئی و IR-A را بین طول موجها nm فوق الذکر ساطع می کنند، اهمیت دارد که در حوزه بحث این مقاله قرار نمی گیرند.

هندسه های مختلف پرتودهی چشم در تصاویر روبرو نشان داده شده است.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

در تصویر، نگاه کردن از روبرو به پرتو مستقیم (اولیه) لیزر خطرناک ترین حالت است. نگاه کردن از روبرو به پرتوی بازتاب منظم (ثانویه) باریکه که هر چه سطح بازتاب دهنده سطح یا مقعر باشد، انعکاسهای منظم خطرناک تر می شوند. مشاهده روبروی باریکه بازتابیده منظم از یک سطح محدب، خطر کمتر دارد چرا که تباعد باریکه بعد از بازتاب بیشتر می شود. و بالاخره نگاه کردن به چشمه وسیع بازتاب نامنظم خطرناک نیست (مگر برای لیزرهای توان بالای رتبه ۴) در خصوص حفاظت از چشم، کنترلرهای مهندسی برای محفوظ داشتن باریکه لیزر، به استفاده از حفاظت چشم است ارجحیت دارد چرا که ایمنی مؤثرتری را فراهم می آورد. اگر حفاظت در فضاهای باز صورت گیرد، لازم است عدسی های با سطح خمیده داشته باشیم تا خطر اضافی تولید بازتابهای منظم محدود شده را از بین ببرد. در جداول زیر رهیافتی ساده برای تعیین چگالی نوری مورد نیاز در شرایط پرتوهای لیزرهای Q-switching و لیزرهای CW ارائه شده است.

فیلترهای حفاظتی :

برای اطمینان حاصل شدن از حفاظ چشم در خصوص حفاظت در برابر طول موجهای لیزری می توان بطور مناسب فیلترهای حفاظتی چشم را تعیین کرد. چگالی نور در OD (λ) عینک حفاظتی لیزر در یک طول موج λ بوسیله معادله زیر بدست می آید .

$$OD(\lambda) = \frac{H_0}{MPE} \log_{10}$$

که در آن H_0 بدترین حالت پرتوهای مقروض که برای چشم های موج CW برحسب w/cm^2 یا برای چشمه های موج پالسی pw/cm^2 است و MPE حداکثر پرتوهای مجاز که برحسب واحدهایی مشابه H_0 بیان می شود. به عنوان یک مثال ساده یک پالس از لیزر نئودیمیوم Nd:YAG را که در طول موج ۱۰۶۴ و با باریکه به قطر ۲mm و واگرایی ۱/۰ mrad را در نظر بگیرید. خروجی یک پالس TEM₀₀ یعنی مد اصلی (Fundamental mode) که در آن حداکثر تابش در مرکز صفحه است، ۸۰ mJ است که در یک مدت زمان پالسی به اندازه ۱۵ ns آزاد شده است. MPE برابر $5 \times 10^{-6} J/cm^2$ می باشد، بدترین حالت پرتوهای H_0 در واقع برای این بر تابش پالس ۸۰ mJ، پرتویی خواهد بود که می توان گفت، $H_{raw} 2/55 J/cm^2$ است.

از آنجا که مقادیر ANSE برای حداکثر پرتوهای های مجاز (MPEها) در طول موج مرئی، و مادون قرمز IR نزدیک، با استفاده از دریچه محدود کننده Ymm (حداکثر اندازه مردمک) تعیین شده است، مقادیر بدترین حالت پرتوهای H_0

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

برای باریکه کوچکتری از ۷mm باید به طوری محاسبه شود که گویا باریکه در روی دریچه محدود کننده توزیع شده است، لذا:

$$H_0 = \frac{80mJ}{\pi(0/35mm)} = 0/21J/cm^2$$

پس چگالی نوری مورد نیاز بصورت زیر و در طول موج $\lambda = 1064 \text{ nm}$ محاسبه میشود

$$OD = \log_{10} \frac{0/21}{5 \times 10^{-6}} = 4/6$$

پس نتیجه می گیریم پرتودهی مستقیم به چشم نیاز به فیلتری با چگالی تقریباً ۵ دارد که تششع فرودی را با سطح ایمن Mps کاهش می دهد.

محاسبات و اندازه گیریهای لیزر:

قطر باریکه خروجی می تواند یک پارامتر مهم در طبقه بندی لیزر ارزیابی خطرات مربوط به چشم و پوست باشد. بیشتر سازندگان لیزر، توان و انرژی باریکه خروجی را تعیین می کنند و معمولاً قطر باریکه خروجی هم ارائه می شود. محاسبه بر تابش خروجی (شدت) بر حسب w/cm^2 و پرتودهی خروجی اشعه (فلو) بر حسب J/cm^2 به کاربر محول می شود تا با استانداردهای حفاظت ANSI حداکثر پرتودهی مجاز (MPE) یا توسط ACGIH مقادیر محدوده آستانه (threshold limit) (TLV's) نامیده می شود، مقایسه گردد.

قطر باریکه خروجی در اصل قطر دریچه ای است که دقیقاً ۹۰٪ انرژی خروجی یک لیزر پالسی pw و یا ۸۷٪ توان خروجی یک لیزر موج پیوسته CW که دارای باریکه گاوسی است دریافت کند (معمولاً به عنوان نقاط $e^2 / 1$ شناخته می شود).

متأسفانه برای مقاصد ایمنی لازم است که پرتودهی اشعه حداکثر یا برتابش برای باریکه هایی با قطرهای بزرگ محاسبه یا اندازه گیری شود. یا کسری از توان یا انرژی عبورکننده از طریق "دریچه محدود کننده" تعیین شده، محاسبه یا اندازه گیری شود.

برای حدود پرتودهی چشمی در ناحیه مرئی یا مادون قرمز IR (۱۴۰۰ تا ۴۰۰ nm) دریچه محدود کننده بر مبنای یک مردمک گشاد شده (به اندازه ۷mm) است. برای ناحیه ماوراء بنفش UV و بیشتر نواحی مادون قرمز طیف IR، این منفذ (به اندازه ۳/۵mm یا ۱mm) است. و برای ناحیه مادون قرمز بسیار دور IR (به اندازه ۰/۱mm تا ۱) می باشد. برای

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

محاسبه مقادیر شدت (برتابش خروجی) و فلو (پرتودهی خروجی اشعه) مربوط به باریکه مرکزی مهم است چرا که آنها بیشترین مقادیر را دارا هستند، لذا خطرات زیادی را اغلب باعث می شوند. و معمولاً این مقادیر در بروشور لیزر (service manual) ارائه نمی شود. روابط برای شدت I_0 و فلو E_0 باریکه مرکزی بصورت زیر تعریف می شوند:

$$I_0 = \frac{P}{\pi W_{1/e}^2} \quad E_0 = \frac{Q}{\pi W_{1/e}^2}$$

که در آنها P ، توان تشعشع بر حسب وات و Q انرژی تشعشع بر حسب ل ژول می باشد. البته اگر سطح

مقطع طولی باریکه، گاوسی شکل باشد و در مُد اصلی TEM₀₀ تشعشع کند، مقادیر باریکه مرکزی مربوطه را از شعاع $W_{1/e}$

باریکه که در نقطه $\frac{1}{e}$ تعیین شده است می توان بدست آورد. این شعاع باریکه بصورت شعاع یک منفذ فقط ۶۳٪ توان

فرودی را قبول خواهد کرد، تعریف می شود. (یعنی $\frac{1}{e}$ از توان تابشی متوقف می شود). شعاع باریکه در نقاط $1/e^2$ بیشتر

از $\frac{1}{e}$ تعیین می شود. لذا روابط مربوط به شدت و فلو، مقادیر کمتری از مقادیر باریکه مرکزی ایجاد خواهند کرد در این

مورد، شعاع تعیین شده در نقاط $1/e^2$ باید به $\sqrt{2}$ تقسیم شود تا مقادیر $\frac{1}{e}$ مربوط بدست آید. لذا:

$$W_{1/e} = \frac{W_{1/e^2}}{\sqrt{2}} = 0.707 W_{1/e^2}$$

در آخر با بکار بردن توان سنج لیزر در دو فاصله Z_1 و Z_2 درجه ثابت، می توان تغییرات در شعاع باریکه W را جهت

محاسبه واگرایی باریکه Φ بطریق زیر تعیین کرد:

$$\Phi = \frac{2W(z_2) - 2W(z_1)}{z_2 - z_1} = \frac{2\Delta W}{\Delta Z}$$

(که در آن W و Z برحسب سانتی متر و Φ برحسب رادیان می باشد).

نتیجه گیری:

لیزرهای کم توان (Low Level Laser Therapy) LLLT یا لیزرهای غیرتهاجمی با ویژگی های منحصر به فرد و طول پالس های بلند با ایجاد تغییرات شیمیایی در محدوده سلول باعث افزایش میزان مولکول های پر انرژی ATP می گردند که این به نوبه خود با ایجاد تغییرات در فعل و انفعالات حیاتی سلول سبب بهبود فعالیت سلول می شود. لیزرهای کم توان باعث افزایش PH و افزایش اکسیژن گیری بافت شده و لذا ترمیم آسیب های بافتی را سرعت می بخشند.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت **ویکی پاور** مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

اندیکاسیونهای درمان:

- ۱- بیماری های آرتروروماتیک مانند آرتروز
- ۲- درمانهای توانبخشی مانند بازتوانی پس از عملهای ارتوپدی
- ۳- آسیب های ورزشی مانند دررفتگی ها و پیچ خوردگی ها (درمان ضد درد)
- ۴- درماتولوژی مانند زخمهای واریسی
- ۵- درمانهای تخصصی مانند سینوزیت و ژنژیویت



برای دریافت فایل Word پروژه به سایت **ویکی پاور** مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

مراجع:

(۱) مجموعه مقالات کنفرانس ملی کاربردهای لیزر در پزشکی و مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر دانشکده مهندسی پزشکی.

Proceedings of National conference on Applications of Lasers in Medicine and Biomedical Engineering Amir Kabir University of Technology Faculty of Biomedical Engineering

(۲) فتودینامیک درمانی بر هم کنش بافت ماده شیمیایی ، زاما، ۱۳۷۸، سال اول، شماره دوم، ۳۷-۳۲.

(۳) مبانی و کاربردهای تأثیرات متقابل لیزر- بافت - تألیف مارکوف اچ. نیمز سال ۱۹۶۴.

Laser – Tissue interactions Fundamentals and applications

Markof H. Niemz / springer- verlag, 1996

(۴) لیزر در پزشکی و فیزیوتراپی - تألیف عطاء الله هادی (انجمن فیزیوتراپی ایران)، با همکاری ویرایش علمی دکتر اکبر حریری (سازمان انرژی اتمی ایران)

Laser in Medicine and physiotherapy

(۵) کتاب راهنمای ایمنی لیزر (چاپ نهم ۱۹۹۳) - این کتاب توسط مؤسسه لیزر آمریکا، اورلاندو ، فلوریدا، ایالت متحده تألیف و چاپ گردید.

D.H.sliney

(۶) اصول لیزر - تألیف اوراسیو سوولتو - ترجمه دکتر اکبر حریری - حسین گل بنی.

Principles of lasers

orazio svelto/plenum press 1982

References:

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 1- Abergel, R.p. , Meeker , C.A , Dwyer , R. M. , Lesavoy , M.A.(1984): Nonthermal effects of Nd:YAG laser on biological functions of human skin fibro blast in culture laser. Surg. med. 3, 279-284.
- 2- Barr, H, Bown , S.G. , N., Boulo,PB . (1989) : photodynamic therapy for colorectal disease. Int. J. colorectal Dis. 4, 15-19.
- 3- Barr , H , krasner , N, Boulos , P.B. , chatlani , P., Bown , S.G.(1990): photodynamic therapy for colorectal cancer : a qunantitative pilot study. Br. J. surg. 77,93-96.
- 4- Benson , R.C(1985) : Treatment of diffuse carcinoma in situ by whole bladder hematoporphyrin derivative photodynamic therapy . J. urol.134,675-678.
- 5- Berns, M.W. , Dahlman , A , Johnson F., Burns , R.,sperling , D.,Guiltinan, M., siemans, A.,walter, R., wright. R., Hammer – Wilson , M.,wile , A.(1982) : Invitro cellular effects of hematoporphyrin derivative . cancer Res . 42,2325-2329.
- 6- Bille , J.F., Dreher , A.w.,zinser, G. (1990) : scanning laser tomography of the living human eye. In:Noninvasive diagnostic techniques in ophthalmology (Ed. : Masters, D.) . springer – verlag, Berlin, Heidelberg, New york .
- 7- Boulton , M., Marshall, I. (1986): He-Ne laser stimulation of human fibroblast proliferation and attachment in vitro. Lasers life sci.2,125-134.
- 8- Camps, J.L., powers , S.k., Beckman , W.c. , Brown, y.T. , wesismann, R.M.(1985) : photodynamic therapy of prostate cancer : an in vitro study . J.urol . 134.1222-1226.
- 9- Carrillo, J.s., Calatayud , J.Manso, F.J., Barberia , E ., Martinez , J.M., Donado, M.(1990) : A randomized double – blind clinical trial on effectiveness of helium- neon laser in the prevention of Pain , swelling and trismus after removal of impacted third molars. Int . Dent.J.40,31-36.
- 10- Castro, D.J. , Abergel , R.P. , Meeker, C.,Dwyer , R.M. , Lesavoy , M.A. , uitto, J.(1983) : Effects of the Nd:YAG laser on DNA synthesis and collagen production in human skin fibroblast cultures. Ann. Plast. Surg. 11,214-222.
- 11- Cheong, W.-F., prahl , S.A. , Welch , A.J.(1990) : A review of the optical propertie of biological tessues. IEEE J.Qu. Electron. QE-26, 2166-2185.
- 12- Docchio, F., Regondi , p. , capon , M.R.C. , Melleri, J.(1988a) : study of the temporal and spatial dynamics of plasmas induced in liquids by nanosecond Nd:YAG laser pulses 1 :

Analysis of the plasma starting times. Appl. Opt. 27, 3661-3668 ; 2:plasma luminescence and shieling. Appl. Opt. 27,3669-3674.

13- Dolphin, D.(1979) : the porphyrins I-VII A cademic press, New york.

14- Dörschel, k., Berlien, H.p., Brodzinski , T.,Helfmann, J., müller, G.J., scholz,c. (1988) : primary results in the laser lithotripsy using a frequency doubled Q-switched Nd:YAG laser . in : laser lithotripsy- clinical use and technical aspects (Ed : Steiner.R.). springer – verlag . Belin, Heidelberg. New york .

15- Dyson, M. , Young, s.(1986) : Effect of laser therapy on wound contraction and cellularity in mice. Lasers med. Sci. 1,125-130.

16- Firey , p.A.Rodgers, M.A.J. (1987) : photoproperties of a silicon naphthalocyanine : a potential photosensitizer for PDT. Photochem. Photobiol. 45,535-538.

17- Feyh, J.,Gottz , A.,Müller, w. , königsberger , R.,kastenbauer , E. (1990) : photodynamic therapy in head and neck surgery . J.photochem. photobiol. 7, 355-358.

18- Fleischer, D., sivak , M.V.(1985) : Endoscopic Nd:YAG laser therapy as palliation for esophagastric cancer. Gastroentorology 89. 827-831.

19- Foote, C.s (1968) : Mechanisms of photosensitized oxidation. Science 162, 963-970.

20- Garden, J.M. , polla, L.L. , Tan, o.T.(1988) : the treatment of port- wine stains by pulsed dye laser. Arch.Dermatol. 124, 889-896.

21- Ginsburg, R., Wexler, L. , Mitchell, R.S. , profit, D. (1985) : percutaneuos transluminal laser angioplasty for treatment of peripheral vascular disease. Radiology 156, 619-624.

22- Garrison. B.J. srinivasan, R.(1985) : Laser ablation of organic polymers : microscopic models for photochemical and thermal processes, J.Appl. phys. 57, 2902-2914.

23- Goldman, L., Hornby,p. Mayer , R., Golman , B. (1964) : Impact of the laser on dental caries. Nature 203,417.

24- Gossner, L., Borrman, J., Ernst, H., sroka, R., Hahn , E.G. , Ell. C. (1994) : photodynamiche therapie . Laser medizin 10,183-189.

25- Graaff , R., Dassel, A.C.M. , koelink, N.H. , demul, F.F.M. Aarnoudse , J.G., zijlstar, W.G.(1993 b) : optical properties of human dermis in vitro and in vivo. Appl. Opt. 32, 435-447.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 26- Groenhuis, R.A.J. , Fewerda, H.A. , Ten Bosh , J.J.(1983) : scattering and absorption of turbid materials determined from reflection measurements. Appl. Opt. 22, 2456-2462.
- 27- Hale, G.M. , Query, M.R. (1973) : optical constants of water in the 200-nm to 200m wavelength regione. Appl. Opt. 12, 555-563.
- 28- Harty, J.I. , Amin, M. , wieman, T.J.tseng, M.T. , Ackerman , D., Broghamer , w. (1989) : complications of whole bladder dihematoporphyrin ether photodynamic therapy . J.urol. 141, 1341-1346.
- 29- Hayata, Y. , kato, H. , konaka, C. , ono, J., takizawa , N.(1982) : Hematoporphyrin derivative and laser photoradiation in the treatment of lung cancer. Chest 81, 269-277.
- 30- Hetzel, M.R. , Nixon, c. , Edmondstone, W.M. , Mitchell, D.M. , Millard, F.J. Nanson E.M. , woodcock, A.A. , Bridges , C.E. , Humberstone , A.M, (1985) : laser therapy in 100 tracheobronchial tumours. Thorax 40, 341-345.
- 31- Hohenberger, w., Altendorf, A., Hermanek, p, Gall, F.P. (1986) : the laser in gastroenterology : malignant tumors in the lower gastro intedtinal tract-theapeutic alternatives. Endoscopy 18, 47-52.
- 32- Horvath, K.A. , smith, w,J. , laurence, R.G. , schoen, F.J. Appleyard, R.F. , cohn, L.H. (1995) : Recovery and viability of an acute myocardial infract after transmymocardial laser revascularization . J.Am. Coll. Cardiol 25, 258-283.
- 33- Hunter, J., Leonard, L., Wilson, R., snider , G., Dixon, J. (1984) : effects of low energy laser on wound healing in a porcine model. Laser surg. Med3, 285-290.
- 34- Jain, K.K. (1980): sutureless microvascular anastomosis using a neodymium- Yag laser .J. Microsurg. 1,436-439.
- 35- Karanov, S., shopova , M.,Getov , H.(1991): photodynamic therapy in gastrointestinal tumors. Lasersurg. Med. 11, 395-398.
- 36- Karu, T.I. (1987): photobiological fundamentals of low-power laser therapy IEEE J.Qu. Electron. QE- 23, 1703-1717.
- 37- Kelly, J.F., Snell, M.E. (1976): Hematoporphyrn derivative : a possible aid in the diagnosis and therapy of carcinema of the bladder. J.urol. 115, 150-151.
- 38- Kessel, D. (1987): Tumor localization and photosentization by derivatives of hematoporphyrin : a review. IEEE J.Qc. Electron. QE-23, 1718-1720.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 39- Kinoshita , S. (1988) Fluorescence of hematoporphyrin in living cells and in solution. J.photochem . photobiol- B2, 195-208.
- 40- Kavacs, I.B., Master, E., görög, P.(1974): stimulation of wound healing with laser beam in the rat. Experientia 30, 1275-1276.
- 41- Kubasova, T., kavacs, L., somosy . Z.,Unk, P., kokai, A.(1984): Biological effect of He-Ne laser : investigations on functional and micromorphological alterations of cell membranes, in vitro. Laser surg. Med, 381-388.
- 42- Lipson, R., Baldes, E(1961): Hematoporphyrin derivative : a new aid for endoscopic detection of malignant disease. J.Thorac. cardiovasc. Surg. 42, 623-629.
- 43- Loh, c.s., Mac Robert, A.J., Bed well, J.Regula, j , krasner, N., Bown, S.G.(1993): oral versus intravenous administration of 5-amino laevulinic acid for photodynamic therapy. Brit.J.cancer 68, 41-45.
- 44- Lundeberg, T., Hode, L., zhou, J. (1987): A comparative study of the pain-relieving effect of laser treatment and acupuncture . Acta phsiol. Scand. 131, 161-162.
- 45- Lyons, R.F., Abergel, R.P., white, R.A., Dwyer, R.M, Castel, J.C., uitto, J.(1987): Biostimulation of wound healing in vivo by a helium-neon laser. Ann. Plast. Surg. 18, 47-50.
- 46- Macha, H.-N., koch., stadler, M., Schumacher, w.krumhaar, D.(1987) New technique for treating occlusive and stenosing tumours of the trachea and main bronchi: endobronchial irradiation by high dose iridium 192 combined with laser canalisation. Thorax 42, 511-515.
- 47- Malik, z., Hanania, J., Nitzan , Y. (1990): Bacterial effects of photoactivated porphyrins- an alternative approche to antimicrobial drugs.J. photochem. Photobiol. 5, 281-293.
- 48- Marynissen, J.P.A., Jansen, H., star, W.M. (1989): Treatment system for whole bladder wall photodynamic therapy with in vivo monitoring and control of light dose rate and dose. J. urol. 142, 1351-1355.
- 49- Mathews – Roth, M.M. (1982): Beta- caroteno therapy for erythropoietic protoporphyria and other photosensitivity diseases. In: Science of photo medicine (Ed,,: Regan, J.D., prrish, J.A) , plenumpress, NewYork.
- 50- Mester, E.spiry, T. ,spiry, T., szende, B., Tota , J.G. (1971): Effect of laser rays on wound healing. Am.J. surg. 122, 532-532.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 51- Moan, J., Christensen, T. (1981): photodynamic effects on human cells exposed to light in the presence of hematoporphyrin. Localisation of the active dye. *Cancer let.* 11, 209-214.
- 52- Nseyo, U.O. , Dougherty, T.J., Boyle, D.G., potter, W.R., wolf , R.,Huben, R., pontes, J.E. (1985): whole bladder photodynamic therapy for transitional cell carcinoma of bladder. *Urology* 26, 274-280.
- 53- overholt, B., panjehpour, M., Tefftellar , E, Rose, M. (1993): photodynamic therapy for treatment of early adenocarcinoma in Barrett's esophagus. *Gastrointest. Endosc.* 39, 73-76.
- 54- Parrish, J., Anderson, R. (1983): considerations of selectivity in laser therapy. In: *cutaneous laser therapy* (Eds: Arndt, k-, Noc, J , Rosen, S.) , wiley & sons , New York .
- 55- Parsa, P., Jacques, S.L., Nishioka , N.S. (1989): optical properties of rat liver between 350 and 2200 nm. *Appl. Opt.* 28, 2325-2330.
- 56- Pickering, J.W., prahl, S.A., Van wieringen , N., Beek, J.F., sterenborg , H.J.C.M., vanGemert, M.J.C. (1993): Double- integrating – sphere system for measuring the optical properties of tissue. *Appl.opt.* 32, 399-410.
- 57- Prahl, S.A. , vanGemert, M.J.C. , Welch, A.J. (1993): Determining the optical properties of turbid media by using the adding- doubling method. *Appl. Opt.* 32, 559-568.
- 58- Quickenden , T.I., Daniels, L, L. (1993): Attempted biostimulation of division in *saccharomyces cerevisiae* using red coherent light. *Photochem . photobiol*, 57, 272-278.
- 59- Röder, B., Nather, D., Lewald , T, . Braune , M.,Freyer, W.,Nowak, c.(1990): photophysical properties and photodynamic activity in vivo of some tetrapyrroles. *Biophys. Chem.* 35, 303-312.
- 60- Rasmussen, R.E., Hammer- Wilson , M., Berns,M.W. (1989): Mutation and sister chromatid exchange induction in Chinese hamster ovary (CHO) cells pulsed excimer laser radiation at 193 nm and 308 nm and continuous UV radiation at 254 nm. *Photochem. Photobiol.* 49,413-418.
- 61- Schnecken burger, H., könig, K., kunzi –Rapp, K., westphal-Frösch,C., Rück, A.(1993): Time-resolved in – vivo fluorescence of photosensitizing porphyrins .*J.photochem photobiol.* B21, 143-147.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 62- Shumaker, B.P., Hetzel, F.W. (1987): clinical laser photodynamic therapy in the treatment of bladder carcinoma . photochem. Photobiol. 46, 899-901.
- 63- Spikes, J.D. (1986): phthalocyanines as photosensitizers in biological systems and for the PDT of tumors. Photochem . photobiol. 43, 691-699.
- 64- Taube, S., Piironen, J., Ylipavalniemi, P. (1980): Helium- neon laser therapy in the prevention of post- operative swelling and pain after wisdom tooth extraction proc. Finn. Dent. Scoc. 86, 23- 27.
- 65- Taybr, C.R, Gange, R.W., Dover, J.S ., flotte. T.J., Gonzalez, E., Michaud, N., Anderson, R.R. (1990): Treatment of tattoos by Q-switched ruby laser. A does-respoce study. Arch. Dermatol. 126, 893-899.
- 66- Trauner, K., Nishioka, N., patel, D. (1990): pulsed holmium: yttrium- aluminum garnet (Ho:YAG) laser ablation of fibrocartilage and articular cartilage. Am.J. sports Med. 18, 316-320.
- 67- Weishaupt, K.R. Gomer, C.J., Dougherty, T.J. (1986): Identification of singlet oxygen as the toxic agent in photoactivation of a murine tumor. Cancer Res. 36, 2326-2331.
- 68- Wilson, M., Dobson, J., Harvey, W. (1993): sensitization of streptococcus sanguis to killing by light from a helium/ neon laser. Laser Med. Sci 8, 69-73.
- 69- Clinical results of wound- healing stimulation with laser and Experimental studies of the action mechanism. (1985).
- 70- Dr. Emil Iliev (Medical Academy, Sofia, Bulgaria Scientific institute of Dermatology and Venerology). <contemporary> conceptions about the mechanisms of Action of low-intensity Helium-Neon lasers. 1987.
- 71- J.A. parrish (Department of Dermatology , Harvard medical school). <potentials for Laser>. (1982).
- 72- G.GALDERHEAD, Toshio OHSHIRO, yoshio KATO. (Department of plastic and Reconstructive surgery keio university, jepen.) <the ND:YAG and GaALAS Lasers: A comparative Analysis in pain therapy>. (1982).
- 73- <Clinical Results of uni-LASER and their consideration>. (1984). The scientific committee of TOKYO judo Bonestter Association.
- 74- Golman, L. <Dermatologic uses of laser. 1981, vol. 117, 556-558.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

- 75- Ohshiro, T. <the diode laser for sports- related and other types of- pain: a Review. Of 838 cases>. (1986).
- 76- Abergel, P.R., et al. < Modulaion of collagen metabolism OY laser> UCLA school of medicine.(1984).
- 78- Abergel, P.R., et al. <Biostimulation of procollagen production by LOW Energy lasers in human skin fibroblast cultures>. Journal of investigative Dermatology , vol.82.No.4, (1984).
- 79- ESSMAN, W.B. <studies of Helum-Neon laser EFFECT upon mouse skin and mouse skin Injury>. Queens colleye. New York (1984).
- 80- American Journal of Acupuncture vol. 12 No. 1, January –March <Laser Acupuncture; its use in physical therapy>. (1987)
- 81- Acupuncture & Electro- therapeuties., INT. Y., vol.5. pp. 297
- 82- JohnA.Goldman . M.D. (department of medicine, Division of Rheumatology – immunology. EMORY university). <Laser Therapy of Rheumatoid Arthritis>. (1980)
- 83- Diether HAINA, Reinhold BRUNNER, michael LANDTHALER. Dermatology Clinic and Policlinik of munchen university west Germany <The Experiments on light induced woundhealing>.(1981).
- 84- Bader, M., Dittler, H.J., ultsch, B.Ries, G., siewert, I.R. (1986): palliative treatment of malignant stenoses of the upper gastro intestinal tract using a combination of Laser and after loading therapy. Endoscopy 18, 27-31.
- 85- Bailes, J.E., cozzens, J.W., Hudson, A.R., kline, D.G., ciric, I, Gianaris, p., Bernstein, L.P., Hunter, D. (1989): Laser- assisted nerve repair in primates. J.Neorosurg 71, 266-272.
- 86- Boulnois, J-L. (1986): photophysical processes in recent medical laser developments: a review. Lasers Med. Sci.1, 47-66.
- 87- Felix , M.P., Ellis, A.T. (1971): Laser-induced liquid break down- a step – by- step account. Appl. Phys. Lett. 19, 484-486.
- 88- Fradin, D.W., Bloembergen, N., Letellier, J.P. (1973 a): Dependence of laser- induced break down field strength on pulse duration. Appl . phys. Let.22, 635-637.
- 89- Hussein, H.(1986): Anovel fiberoptic laser probe for treatment of occlusive vessel disease. Proc. SPIE 605, 59-66.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

- 90- Jacques, S.L., Alter, C.A., prahl, S.A (1987 b): Angular dependence of He - Ne laser light scattering by human dermis. Lasers life sci.1 , 309-333.
- 91- Jain, K.K.(1980): stureless microvascular anastomosis using a Neody mium- yag laser. J. microsurg. 1, 436-439.
- 92- Macheimer, R., Lacqua, H.(1978): Alogical approach to the treatment of massive periretinal proliferation . Ophthalmology 85, 584-593.
- 93- Membust, w.k. (1993): Benign prostatic hypertrophy: standards and guidelines. In: Alternate methods in the treatment of benign prostatic hyperplasia (Eds: Romans. N.A. Vaughan. E.D.) . springer- verlag, Belin Heidelberg, New York.
- 94- Marchesini, R., Bertoni, A., Andreola, S., Melloni, E., sichirollo, A.E. (1989): Extinction and absorption coefficients and scattrng phase functions of human tissues in vitro. Appl. Opt. 28, 2318-2324.
- 95- Mc caughten, J.S., Bethel, B.H., Johnston, T., Janssen, w.(1985): Effect of low-dose argon laser irradiation on rate of wound closure. Lasers surg. Med.5, 607-617.
- 96- Patel, D.D. (1988): Nd:YAG laser in oral cavity cancer report of 200 cases minimum follow up of one year. In: Laser- opto electronics in medicine (Ed: waidelich,w.). springer- verlag, Belin, Heidel berg, New York .
- 97- Roynesdal, A.K., Bjorland, T., Barkvoll, p., Haanaes, H.R. (1993): the effect of soft- laser application on postoperative pain and swelling A double-blind crossver study. Int. J. oral Maxillofac. Surg. 22, 242-245.
- 98- Stern, R.H.(1974): Dentistry and the laser. In:Laser applications in medicine and biology (Ed. Wolbarsht, M.L.) . plenum press New York.
99. Coutoid Pc steropoulous NK. Paporasiloiu V.Biostimulation of Wound healing in vivo by a Helium-Neonlaser, Ann Plastic surg 1996; 27: 45-52.
100. Mester E, Spiry T. Effect of laser rays on wound healing. Amj surg 1971; 122: 532-535.
101. Mester E, Jaszasagi-Nagy E. The effect laser radiation on wound healding and collagen synthesis. Studia Biophysica 1973; 227-230.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

102. Mester E, Mester AF. The biomedical effects of laser application. *Laser Surg Med.* 1985; 5: 31-39.
103. Sapia D, Glassberg E, Lyons RF, Abergel RP. Demonstration of elevated type I and type III procollagen mRNA levels in cutaneous wounds treated with He-Nelaser. *Biochem. Biophys Res Commu.* 1986; 138: 1123-1128.
104. Enweneka Cs. Ultrastructural morphometry of membrane bound intracytoplasmic collagen fibrils in tendon exposed to He-Nelaser beam. *Tissue cell.* 1992; 24: 511-523.
105. Abergel RP, Meeker CA, Lam Ts. Control of connective tissue metabolism by lasers. Recent developments and Future Propects. *J AM Acad Dermatol.* 1984; 11: 1142-1150.
106. Abergel Rplyon RF, Castel JC. Biostimulation of wound healing by lasers, Experimental approaches in animal models and in fibroblasts cultures, *J. Dermatol oncol.* 1987; 13: 127-133.
107. Cowen D, Tardiea C, Chubert M, Resbeut M, Franquin JC. low energy helium-Neon laser in the prevention of oral mucositis in patients undergoing bone marrow transplant. *Int J Radiat oncol Biol Phys.* 1997; 38(4): 697-703.
108. Ameil D, Kleimer JB. The phenomenon of ligamentization. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous Patellar tendons. *J orthop Res.* 1986; 4: 162-172.
109. Basford JR. Low intensity laser therapy. Still not an established. Clinical tool. *Laser surg. Med.* 1995; 16: 331-342.
110. Babapour R, Classberg E. Low-energy systems. *Clinic Permatol.* 1995; 13: 87-90.
111. Smith RJ, Moore DND, Birndorf M, cluck C, Hammond D. The effect of low energy laser on skin flap survival in the rat porcine animal model. *Plast Reconstr surg* 1992; 89(2): 306-314.
112. Basford JR, Hallman Ho, sheffield CG, Mackey Cl. Comparison of cold-quartz ultraviolet, low energy laser and occlusion in wound healing in a swine model. *Archphys Med Rehabil* 1986; 16: 151-152.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

113. Passarella S, Gasamassima E. Increase of Proton electrochemical Potential and ATP synthesis in rat liver mitochondria irradiated in vitro by He-Ne laser. FEBS lett. 1984; 175: 95-99.
114. Bisht D, Gupta SC, Mital VP, Sharma P. Effect of low power radiation on healing of open skin wounds in rats. Indian J Med Res 1994; 100: 43-46.
115. Kana JS, Hut Schenreiter C, Haina D, Waidelish W. Effect of low power density laser radiation on healing of open skin wounds in rats. Ann surg 1981; 116: 293-297.
116. Pass HI. Photodynamic Therapy in oncology: mechanisms and clinical use J Natl cancer Inst 1993; 85: 443-56.
117. Henderson BW, Dougherty TJ. How dose photodynamic Therapy work? Photochem photobiol. 1992; 55: 145-57.
118. Fisher et al. Clinical and Preclinical Photodynamic Therapy. Wiley-liss In.c. 1996; PP. 340-68.
119. Girotti, A.W. Photodynamic lipid peroxidation in biological system. Photochem. Photobiol. 1990; 51, 497-509.
120. Kennedy JC, Pottier RH. Photodynamic therapy with endogenous protoporphyrin IX: basic principles and present clinical experience. J Photochem Photobiol B. 1990; 143-148.
121. Daniell MD, Hill JS. A history of Photodynamic therapy. Aust NZ J surg 1991; 61:340-48.
122. Stables GI, Ash DV. Photodynamic therapy: Concer Treatment Reviews 1995; 21:311-23.
123. Dougherty TJ, Gomer CY, Henderson BW. Photodynamic therapy. J Natl cancer Inst 1998; 90: 889-905.
124. Dilkes MG, Alusi G, Djaezeri By. The treatment of head and neck cancer with Photodynamic therapy: clinical experience. Rev contemp pharmacother 1999; 10: 47-57.
125. Morton C.A. Treating basal cell carcinoma has Photodynamic therapy come of age? British J Dermato 2001; 145:1-2

126. Kalka K, Merk H, Mokhtar H. Photodynamic Therapy in dermatology J Am Acad Dermatol 2000; 42:389-413.
127. Morton CA, Whitehurst C, McColl JH et al. Photodynamic therapy for basal cell carcinoma: effect of tumor thickness and duration of photosensitizer application on response. Arch Dermatol 1998; 134: 248-9.
128. Morton, Colin A. McColl JH. Moore JV. Mackie RM. Photodynamic Therapy for large or Multiple Patches of Bowen Disease and Basal Cell Carcinoma. Arch Dermatol, 2001; 137(3), 319-324.
129. Svanberg K, Anderson T, Killander D, et al. Photodynamic therapy of nonmelanoma malignant tumours of skin using topical 5- aminolaevulinic acid sensitisation and laser irradiation. Br J Dermatol. 1994; 130: 743-751.
130. Stables GI, Stringer MR, Robinson DV, Ash DV. Large Pathches of Bowen's disease treated by topical aminolaevulinic acid Photodynamic Therapy. Br J Dermatol. 1997; 136: 957-960.
131. Telfer NR, Colver GB, Bowers PW. Guidelines for the management of basal cell carcinoma. Br J Dermatol. 1999; 141: 415-423.
132. Albright SD. Treatment of skin cancer using multiple modalities. J Am Acad Dermatol. 1982; 7: 143-171.
133. Cox NH, Dyson P. Wound healing on the lower leg after radiotherapy or cryotherapy of Bowen's disease and other malignant skin lesions. Br J Dermatol. 1995; 133: 60-65.
134. Morton CA, whitehurst C, Moseley H et al. Comparison of Photodynamic therapy with cryotherapy in the treatment of Bowen's disease Br J Dermatol 1996; 135: 766-71.
135. Wang I, Bendose N, Klinteberg CAF et al. Photodynamic therapy VS. cryosurgery of basal cell carcinomas: results of a phase III clinical trial. Br J Dermatol 2001; 144: 832-40.
136. Mc Caughan JS Jr. Gug JT. Hicts W, Laufman L. Nims TA, Walker J. Photodynamic Therapy for Cutaneous and Subcutaneous Malignant neoplasm. Arch surg 1989; 124: 211-216.

137. Carruh JAS. Photodynamic Therapy of tumors involving the skin and head and neck. In Morstyn G, Kay AH, eds: Photodynamic therapy of cancer, chur, switzerland 1990, PP 173-184.
138. Wilson BD, Mang T, stoll H, Jones C, Cooper M, Dougherty TJ. Photodynamic therapy for the treatment of basal cell carcinoma Arch Dermatol 1992; 128:1597-1601.
139. Khan SA, Dougherty TJ, Mang Ts. An evulation of photodynamic therapy in the management of cutaneous metastases of breast canser. Eur J cancer 1993; 29 A: 1686-1690.
140. Foraman D.S., Regeneration of motor axons in the sciatic nerve studied by labeling with axonal transported radioactive proteins, Brain Res. 1978; 156:123-225.
141. Rochkind S. Quaknine GE, . Low-power laser effect on pelipheral and central nervous system. Neurol Res. 1992; 14(1):2-11.
142. Walter GF, Ascher PW., & ingolitsch E. The effects of CO₂laser and Nd-YAG on the certral and Peripheral nervous systems, and cerebral blood vessels J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1984; 47(7): 745-749.
143. Babarpur R., Glassbeey F, . Low energy laser system. Clinic Dermatol. 1995; 13: 87-90.
144. Rochkind S., Nissan M., Razon N., Schwartz, M., & Barta, A. Response of peripheral nerves to He-Ne laser. Lasersurg Med. 1987; 441-443.
145. Schwarts M., Doron A., Erlish, M. Lavie V., Benbasat, S., Belkin, M., & Rochkind, S. Effects of low energy He-Ne Laser irrirdation on posttrumatic degeneration of adult rabit optic nerve. Laser Surg 1987; 7(1): 51-55.
146. Rochkind S., Lubert R., New methods of treatment of severly injuerd sciatic nerve and spinal cord. Acta Neurochir suppl. 1988:91-93.
147. Osedo M., An experimental study on nerve repair using carbone dioxide laser. Nippon seikegcka Zasshi. 1988; 6(2): 653-663.
148. Seifert V., solke D., Laser assisted reconstruction of the oculomotor nerve. Neuro surg. 1989; 25(4):579-582.

برای دریافت فایل Word پروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازم

149. Yogeve D., Todorov AT. Qi P., Fendler JH., & Rodziewicz GS. Laser induced reconnection of severed axons Biochem Biophys Res commun 1991; 180(2): 874-880.
150. Terzis J., Smith K. Repair of several Peripheral nerves. Exp. Neurol. 1987; 96: 672-680.
151. Ochi M., Osedo M., Ikuta Y., Nerve anastomosis using a low output CO2 Laser on fibrin membrane. Laser surg Med. 1995; 17(1): 64-73.
152. Menovsky T., Van Den Bergh Weerman, M., & Beek, JF. Effects of CO2 milliwatt laser on peripheral nervs. Part I: A Dose-Reponse study Micro surg. 1996; 17 (10): 562-567.
153. Lauto A., Trickett, R., Malik, R. , Dawes, Jm., & Owen, ER. Laser
154. Tuner J. Hode L: Low level laser therapy- clinical practice and scientific Background. Prima Book AB. Spjutvagen 11.77232 Gangesberg. Sweden. 1999. ISBN 91-630-7616-0.
155. Chio chung-chin: cytogenic effects of low level laser irradiation of human leukocytes. Laser therapy. 1990.2:111. Schindl L etal: Infuence of low power laser irradiation on arthus phenomenon induced in rabbit cornea. Laser therapy 1994:1: 23.
156. Calderhead R.G: A study of the possible haemorrhagic effects of extended infrared diode laser irradiation on encapsulated and exposed synovial membrane articular tissue in the rat laser therapy. 1992:2:65.
157. Yoshida K et al: The effect of low power semiconductor laser to the stellate ganglion. IX conger Internat soc laser surg. Med Anaheim cal. 1991.
158. Saldo I et al: Effects of GaAs - Laser combined with radiotherapy on murine sarcoma depends on tumor size. Laser surg Med. 1989: suppl 1-40.
159. Henderson A R: laser radiation hazards optics and laser Technology. 1984:2:75.
160. Laser world - an LLLT Guide: <http://www.laser.nu> or <http://www.laserworld.org>.