

کاربرد لیزر در درماتولوژی

جلد ۱

نویسنده: پروفیسور رضا قادری

متخصص پوست، فلوشیپ لیزر و جراحی پوست

از دانشگاه آمریکایی AUB

استاد دانشگاه

چاپ و صحافی: پویش (اصفهان)

طراحی روی جلد: شرکت پیشرو لیزر سبز

تصاویر رنگی: پویش (اصفهان)

ناشر: شرکت پیشرو لیزر سبز

“ به نام خداوند جان و خرد ، خالق زیبایی ها ”

پیش گفتار

از حدود بیش از ۵۰ سال قبل (در دهه ۱۹۶۰) که برای اولین بار لیزر توسط دکتر لئون گلدمن در پزشکی مورد استفاده قرار گرفت تا کنون لیزر نقش بسیار مهم و روز افزونی در درمان ضایعات پوستی داشته است. در دهه ۱۹۷۰ و ۱۹۸۰ مسائل مورد بحث در لیزر بخاطر عدم درک صحیح تداخل نور لیزر و بافت بود در حالی که در قرن ۲۱ مسائل بفرنج تر شده اند و مشکلات اصلی به دیدگاهها و نظرات متفاوت مردم، سازمان های دولتی و مراکز آکادمیک ودانشگاهی در مورد لیزر برمی گردد ومسائل بیش از آن که جنبه تکنولوژیک داشته باشند جنبه سیاسی، مدیریتی و مالی دارند وبنابراین همکاری صنایع، دولت و دانشگاهها می تواند نقش انکارناپذیری در پیشرفت لیزر در تمام زمینه ها داشته باشد.

در زمینه تکنولوژیک، درماتولوژی نقش بسیار مهمی در پیشرفت لیزر بازی کرده است. زیرا پوست یک ارگان هدف کاملا در دسترس و قابل مشاهده برای انواع روشهای تشخیصی ودرمانی با لیزر می باشد و به همین خاطر پژوهشگران درماتولوژیست پیشگامان امر پژوهش در لیزر بودند وهمانها بودند که برای اولین بار مفاهیم جدید و ایده های نو ومفید (مانند فتوترمولیز انتخابی) در لیزر را مطرح و با ایجاد این دانش نو راه را برای استفاده لیزر در درمان بیماریهای سیستم های دیگر بدن (غیر از پوست) هموار ساختند که به همین دلیل می توان گفت علم لیزر اکثرپیشرفتهای خود را در قرن گذشته و اخیر مدیون درماتولوژی میباشددر قرن ۲۱ پزشکان جراح پوست با استفاده از لیزرهای با بیم سرد براحتی می توانند انواع جراحی های زیبایی پوست، درمان خالکوبی ها، اسکارها وضایعات عروقی، پیوند مو و... را بدون خونریزی و بطور سرپایی انجام دهند. بنابراین بجاست اگر قرن ۲۱ را قرن لیزر در درماتولوژی بنامیم.

بر این اساس و با توجه به علاقه وافر و دیرینه من به علم دیرپای درماتولوژی (که بسیاری از علائق دیگرم را فدای آن کردم) و شاخه تخصصی نوپای آن یعنی لیزر، تصمیم به نگارش این کتاب گرفتم. کتابی که اینک با استفاده از جدیدترین و معتبرترین منابع موجود اعم از کتب و

ژورنالهای مهم در این زمینه و تکیه بر تجربیات شخصی به زیور طبع آراسته گشته است به اختصار مفاهیم پایه و استفاده از لیزر در درمان بیماریهای پوست و ضمامم را توضیح می دهد . امیدوارم با این کار توانسته باشم قدمی هر چند کوچک، در زمینه معرفی این علم تخصصی و مهم بردارم و در هر حال امید دارم که کم و کاستی های این اثر (که با توجه به تجربه اندک نویسنده، اجتناب ناپذیر میباشند) را بر من ببخشید. در ضمن از همکاری ارزنده شرکت پیشرو لیزر سبز در چاپ این مجموعه نهایت سپاس و تشکر را دارم. با آرزوی بهروزی روزافزون تمامی رهیویان وادی علم در سرتاسر گیتی.

پروفسور رضا قادری

متخصص پوست، فلوشیپ لیزر و جراحی پوست

فصل ۱ - مقدمه ، مفاهیم پایه در تداخل نور لیزر و بافت در پوست

فصل ۲- مروری بر تاریخچه لیزر در آغاز هزاره سوم و قرن بیست و یکم

فصل ۳- مسائل ایمنی در کاربرد لیزر در درماتولوژی

فصل ۱- تاریخچه لیزر و مفاهیم پایه در تداخل نورلیزر و بافت در پوست

لیزر مخفف عبارت *Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation*

است که به معنای "تقویت نور توسط گسیل القایی تابش" میباشد. انیشتن در سال ۱۹۱۷ با طرح "تئوریهای کوانتومی نور" و افزودن مفهوم "گسیل القایی" به "گسیل خودبخودی" و "جذب القایی" بنیانگذار تئوریک لیزر بشمار می رود گرچه مبانی تئوریک اولین لیزر گازی (هلیوم-نئون) که اولین لیزر با موج پیوسته نیز بود توسط پروفسور علی جوان، مخترع ایرانی، در سال ۱۹۵۸ پایه گذاری شد که در سال ۱۹۶۰ آنرا به مرحله عمل در آورد و اولین لیزر جامد یعنی لیزر یاقوت توسط تئودور میمن در سال ۱۹۶۰ ساخته شد. در اینجا جهت ادراک مفاهیم پایه در لیزر توضیحات ذیل ضروری بنظر میرسد:

همانطور که میدانید لیزر نوع خاصی از نور میباشد. نور جزئی از طیف الکترومغناطیس میباشد که از ذرات انرژی یا فوتون تشکیل شده است.

در اتمهای تشکیل دهنده یک ماده، الکترونها در مدارهایی به دور هسته می چرخند. اگر یک فوتون انرژی با یک اتم برخورد کند، در صورتی که انرژی فوتون مزبور مناسب باشد، یک الکترون در آن اتم با دریافت انرژی به تراز بالاتر منتقل می شود (شکل ۱). اتم در این وضعیت ناپایدار است (حالت برانگیخته) و بنابراین پس از مدت کوتاهی الکترون انرژی خود را از دست داده به یک مدار (تراز) پایین تر انرژی منتقل می شود (حالت پایه). انرژی از دست رفته به صورت یک فوتون از اتم تابش می شود. به این خروج فوتون، "گسیل خود به خودی" گفته می شود (شکل ۲).

اولین بار آلبرت انیشتن در ۱۹۱۷ پدیده گسیل القایی را مطرح کرد. او بیان کرد که اگر فوتونی به اتمی که در حالت برانگیخته است (الکترون آن در تراز بالاتر انرژی قرار دارد) قبل از آنکه گسیل خودبخودی اتفاق بیافتد برخورد کند، الکترون به تراز پایین تر منتقل شده فوتونی دقیقاً مشابه با فوتون تابیده شده گسیل خواهد کرد (شکل ۳). که این فوتون تابش شده، طول موجی شبیه فوتون اول دارد و دقیقاً با فوتون اول همسو و همفاز است بر خلاف فوتونهای تابش شده از منابع غیر لیزری که بطور تصادفی تابش می شوند در جهت یا فاز خاصی نمی باشند. بنابراین نور لیزر شامل ۳ خصوصیت ویژه میباشد:

۱- فوتونهای آن هم فازند.

۲- تک رنگ میباشد.

۳- فوتونهای آن هم جهت هستند. (شکل ۴)

اساس این ۳ ویژگی منحصر بفرد اشعه لیزر، باعث استفاده روزافزون آن در پزشکی شده است زیرا اشعه لیزر تا فاصله زیادی قدرت تشعشع خود را حفظ کرده و در نتیجه می تواند اثرات بیوفیزیکی متنوعی در بافتها ایجاد کند و بخاطر اینکه امواج لیزر موازی هم حرکت میکنند میتوان آنرا در روی یک منطقه بسیار کوچک تاباند. طول موج منوکروماتیک (تک رنگ) نور تابش شده از لیزر می تواند بر روی کروموفورهای انتخابی در داخل پوست مورد استفاده قرار گیرد (فتوترمولیز انتخابی) مثلاً بافت هدف برای نور ۵۸۵ نانومتری تابش شده از لیزر *PDL* اکسی هموگلوبین موجود در عروق خونی پوست می باشد. طول موجهای لیزر که در درماتولوژی استفاده می شوند از ماوراء بنفش (۱۰۰ نانومتر) تا نور مرئی ونهایتاً مادون

قرمز (۱۰۶۰۰ نانومتر) متفاوت میباشد. بجز لیزرهای ماوراء بنفش که بعنوان ابزار تحقیقاتی بکار میروند بقیه انواع لیزر در درماتولوژی غیر یونیزان میباشد و بنابراین کارسینوژن نیستند.

ساختمان لیزر:

ساختمان هر لیزر شامل سه قسمت اصلی است:

۱- منبع انرژی که اتمهای ماده فعال را در حالت برانگیخته قرار می دهد.

۲- محیط فعال که اتمهای آن برای تولید فوتونها به کار می روند.

۳- دو آئینه (شکل ۵)

در ابتدا منبع انرژی، که می تواند الکتریکی یا نوری (حتی گاهی یک لیزر دیگر) باشد، اتمهای ماده فعال را در حالت برانگیخته قرار می دهد. این منبع انرژی باید اتمها را سریع تر از آنکه بتوانند با یک گسیل خودبه خودی به حالت پایه در آیند در حالت برانگیخته درآورد. به گونه ای که در هر لحظه تعداد اتمهای برانگیخته بیش از اتمهای حالت پایه باشد (وارونگی جمعیت). هر اتم برانگیخته با برگشت به حالت عادی یک فوتون ارسال می کند که ممکن است در هر جهتی باشد. این فوتون ممکن است از محیط بیرون برود و یا با اتمهای دیگر برخورد کند و با پدیده گسیل القایی فوتونی شبیه به خود ایجاد نماید. دو آئینه در دو سوی محیط فعال به صورت موازی قرار داده شده است، فوتونهایی که در طول مسیر خود به این آئینه ها برخورد کنند، به داخل محیط فعال باز باقی فوتونها از دست می روند. با بازگشت این فوتونها به محیط فعال پدیده گسیل القایی مرتباً تشدید شده هر فوتون، دو فوتون شبیه خود تولید می کند. واضح است که پس از مدتی با از دست رفتن فوتونهای غیر هم جهت که به آئینه ها برخورد نمی کنند، تمامی فوتونها علاوه بر مشابه بودن (همفازی و هم رنگی) هم جهت نیز خواهند بود. یکی از آئینه ها بازتابگر نسبی است و بخشی از نوری را که به آن برخورد می کند از خود عبور می دهد و بقیه اش را به درون محیط فعال باز می گرداند. واضح است که نور خارج شده دارای فوتونهای مشابه (هم فاز و هم رنگ) و هم جهت

می باشد. این نور خارج شده همان لیزر است. لیزرها را براساس نوع ماده فعال نامگذاری می نمایند. این ماده فعال میتواند جامد (مثل روبي لیزر)، مایع (مثل رودامین دای) یا گاز (مثل دی اکسید کربن) باشد. اگر چه همه فوتونهای هر لیزر طول موج یکسان و مخصوص به خود دارند، طول موج فوتونهای ایجاد شده توسط مواد مختلف، به دلیل تفاوت میزان ترازهای انرژی الکترونی آنها متفاوت است. به عبارت دیگر رنگ پرتو لیزر (طول موج فوتونهای آن) بستگی به ماده فعالی دارد که برای ساخت آن لیزر مورد استفاده قرار گرفته است. به عنوان مثال لیزر هلیوم-نئون قرمز رنگ است (طول موج ۶۳۰ نانومتر)؛ در حالی که لیزر بخار مس به رنگ سبز می باشد. در نتیجه یک دستگاه لیزر با یک ماده فعال خاص، تنها یک طول موج خاص را تولید می نماید. البته در آینده نزدیک دستگاههای لیزری به بازار خواهند آمد که توانایی تابش فوتونهایی با طول موجهای مختلف را خواهند داشت.

توان لیزرهای گوناگون براساس ویژگیهای مختلفی از جمله نوع ماده فعال و ساختار دستگاه لیزر متفاوت است.

برای مثال لیزری که با توان ۲ میلی وات، هیچ گونه گرمایی ایجاد نمی کند؛ در حالی که لیزری با توان ۱ وات که در ترموتراپی (درمان تومورهای سرطانی از راه گرم کردن و منعقد کردن پروتئینهای سلولی

تومور) مورد استفاده قرار گرفته است گرمایی در حدود ۴۰ تا ۵۰ درجه در بافت ایجاد می نماید. لیزرهای با توان صدها وات می توانند به عنوان اسلحه در جنگها مورد استفاده قرار گیرند. لیزرها به صورت پیوسته (مانند لیزر دی اکسید کربن و آرگون)، پالسی (مانند لیزر FPPDL) و یا پیوسته کاذب (مانند لیزر بخار مس) کار می کنند.

واژه شناسی:

۳ خصوصیت مهم نور لیزر شامل: قدرت تشعشع، دانسیته انرژی یا فلوئنس و مدت زمان تماس با نور لیزر است.

قدرت تشعشع عبارتست از قدرت در واحد سطح پوست که در ضمن یک پالس مورد تابش قرار می گیرد که با مربع قطر بیم لیزر نسبت عکس دارد یعنی اگر قطر بیم نصف شود قدرت تشعشع چهار برابر خواهد شد.

فلوئنس عبارتست از قدرت تشعشع \times مدت زمان تماس. که بیانگر انرژی وارد شده در واحد سطح پوست در هر پالس میباشد.

تداخل نور لیزر و بافت:

نور لیزر موقعی که با بافت تداخل میکند می تواند انعکاس یافته، پراکنده شده، انتقال یافته و یا جذب شود. اثر مهم درمانی لیزر "جذب" می باشد. مولکول جذاب در بافت که مثلا در پوست میتواند هموگلوبین، ملانین، کلاژن یا آب باشد را "کروموفور" مینامند. بطور کلی با افزایش طول موج، نفوذ اشعه به داخل پوست نیز افزایش می یابد.

نتیجه تداخل نور لیزر و بافت را می توان به ۴ گروه تقسیم کرد: فتوترمال، فتوشیمیایی، فتوآبلیشن و فتو دیسراپشن. مهمترین تداخل در درماتولوژی، فتوترمال می باشد. تداخل فتوشیمیایی در فتودینامیک تراپی کاربرد پیدا میکند. لیزر اگزایمر اثراتش در درمان جراحی عیوب انکساری قرنیه از طریق فتوآبلیشن میباشد. مکانیزم فتو دیسراپشن در درمان سنگهای ادراری و کاتاراکت استفاده می شود.

فتوترمولیز انتخابی:

شاید مهمترین مفهومی که تا به حال در سیر تکاملی لیزر در درماتولوژی مطرح شده است همین مبحث فتوترمولیز انتخابی میباشد که برای اولین بار توسط راکس اندرسون و جان پاریش در سال ۱۹۸۳ مطرح شد که به صورت یک مقاله در مجله ساینس منتشر گردید و بعد از آن بود که راه برای لیزرهای اختصاصی در درمان ضایعات پیگمانته، عروقی و خالکوبی ها باز شد. این واژه به معنای تخریب گرمایی یک ناحیه مشخص از بافت (کروموفور یا بافت هدف) به دلیل جذب انتخابی نور لیزر در آن ناحیه می باشد که بسیار اختصاصی عمل می کند؛ بدین معنی که نور لیزر فقط در محلی انرژی گرمایی ایجاد می کند که جذب شود. یعنی با انتخاب مناسب ترین طول موج برای ساختمانهای کروموفوریک انتخابی (هدف) می توان انتظار داشت که نور لیزر نفوذ کرده و خود را به هدف انتخابی برساند و در آن تغییرات فتوترمال ایجاد نماید. بعنوان مثال اکسی هموگلوبین نور مرئی را جذب می کند که پیک جذب آن در طول موج های خاص یعنی ۴۱۸، ۵۴۲ و ۵۷۷ نانومتر می باشد منتهی برای اثرات درمانی که منجر به تخریب عروق در

ضایعه مورد نظر گردد نیاز به نفوذ بیشتر و در نتیجه طول موج بالاتر است که همانا طول موج ۵۸۵ نانومتر می باشد که می تواند در این بافت تولید گرما نماید. بعد از تولید گرما از طریق تابش ویا هدایت به اطراف پخش می شود. دمای نهایی بافت هدف، نتیجه برآیند میان گرم شدن فعال بافت و خنک شدن غیر فعال آن می باشد. هر چه انرژی با سرعت بیشتری از خنک شدن در بافت هدف تجمع یابد، تخریب بافت هدف انتخابی تر خواهد بود. وجود سه عامل اصلی برای دستیابی به فتوترمولیز انتخابی الزامی است:

۱- طول موج مناسب که بتواند به بافت هدف برسد و به طور انتخابی در آن جذب شود مثلاً ۵۸۵ نانومتر برای ضایعات عروقی و ۷۵۵ نانومتر برای ضایعات پیگمانته.

۲- زمان تابش نور لیزر مساوی یا کمتر از زمان مورد نیاز برای خنک شدن بافت باشد.

۳- فلوتنس دستگاه لیزر به مقدار مناسب باشد تا بتواند درجه حرارت بافت هدف را تا حد تخریب بالا برود. وقتی این معیارها فراهم باشد آسیب انتخابی در هزاران هدف میکروسکوپی اتفاق می افتد، بدون اینکه نیاز باشد تک تک آنها مورد هدف لیزر قرار گیرند. این اثر لیزر مشابه افسانه گلوله های جادویی یا Magic Bullet است که فقط هدف مورد نظر را تعقیب می کنند درست مثل فیلم های کارتون که تا گلوله به هدف نخورد دست بردار نیست.

Thermal Relaxation Time (TRT): زمان مورد نیاز برای خنک شدن بافت

عبارتست از مدت زمانی که در طی آن بافتی که به دلیل جذب نور لیزر گرم شده است، ۵۰٪ از انرژی گرمایی خود را بدون آنکه باعث آسیب گرمایی بافتهای اطراف شود از دست بدهد. به زبان ساده TRT نشان دهنده مدت زمان لازم برای خنک شدن بافتی می باشد که مورد هدف لیزر قرار گرفته است. این رابطه بین مدت زمان تابش لیزر و TRT است که تجمع گرما در کانون بافت هدف و در نتیجه میزان آسیب گرمایی بافتهای غیر هدف اطراف را تعیین می کند. هر گاه زمان تابش لیزر مساوی ویا کمتر از TRT باشد حداکثر تجمع گرمایی دریافت هدف اتفاق می افتد. بافت هدف به روشهای مختلفی از جمله تابش و هدایت خنک می گردد که در این بین روش هدایتی روش غالب خنک شدن بافتهای هدف در پوست میباشد. بدیهی است که سرد شدن اشیاء به اندازه آنها بستگی دارد یعنی اشیاء کوچکتر سریعتر از اشیاء بزرگتر خنک می شوند، بنابراین TRT با مجذور اندازه بافت هدف مرتبط است. مثلاً برای دو بافت هدف از یک جنس و شکل، هدفی که اندازه اش یک سوم دیگری است در یک نهم زمان لازم برای خنک شدن دیگری، خنک میشود. از این خصوصیت برای رسانیدن مدت زمان تابش (پالس) به حد ایده آل لازم برای فتوترمولیز عروقی خونی استفاده می شود. زمان TRT در مویرگها حدود ۱۰ میکروثانیه است، این زمان در مورد وریدها و شریانهای کوچک در حدود چند صد میکروثانیه می باشد و در مورد وریدهای بزرگتر در بالغین TRT به حدود هزارم ثانیه بالغ می گردد. با توجه به اینکه اگر زمان پالس از زمان TRT بافت هدف طولانی تر گردد، بافت هدف به صورت غیر موثر گرم می شود. برای تخریب عروق خونی بزرگتر، مانند وریدهای بزرگ موجود در خال لکه شرابی بالغین می توان زمان پالس را طوری انتخاب نمود که از TRT وریدهای بزرگ کمتر و از TRT مویرگها و شریانها و وریدهای کوچک بیشتر باشد. از طرف دیگر TRT به شکل، میزان انعکاس ناشی از سطح و حجم بافت هدف بستگی دارد. برای بافت هدف با ضخامت و جنس یکسان، بافت کروی سریعتر از بافت استوانه ای و بافت استوانه ای سریعتر از بافت صفحه ای خنک

می شود و برای هر سه این اشکال بافت مشابهی در پوست وجود دارد. برای مثال ملانوزومها بیضوی شکلند، عروق استوانه ای و لایه های بافتی صفحه ای شکل هستند. برای اکثر بافت های هدف یک روش ساده برای محاسبه TRT وجود دارد: TRT بر حسب ثانیه مساوی است با مجذور قطر هدف بر حسب میلی متر. بنابراین یک ملانوزوم به قطر ۰/۵ میکرومتر در مدت زمان معادل ۲۵۰ نانوثانیه خنک می شود، در حالیکه یک رگ به قطر ۰/۱ میلی متر در مدت زمان ۱۰ میلی ثانیه خنک می گر

فصل ۲- مروری بر تاریخچه لیزر در آغاز هزاره سوم و قرن بیست و یکم

مقدمه

در ۱۹۶۶، Theodore Maiman، اولین مخترع سیستم لیزر کریستالی یاقوتی، کاربردهای احتمالی این تکنولوژی جدید و هیجان‌انگیز را بیان کرد. مطبوعات معروف از اختراع او به گرمی استقبال کردند و لیزر را به عنوان درمان کامل کانسر و جایگزین خوبی برای چاقوهای قدیمی جراحی شناختند. Maiman رویای آینده‌ای با جراحی بدون خونریزی و حذف انتخابی تومورها بدون اثر روی بافت‌های اطراف را می‌دید و حتی تصور می‌کرد که روزی می‌توان از لیزر برای تخریب ژن‌های خاص استفاده کرد. هر چند که تمام تفکرات Maiman به حقیقت نپیوست، اما اختراع او باعث اعجاب همگان و الهام‌بخش بسیاری از دانشمندان گردید. درمان با لیزر یکی از زمینه‌های در حال رشد سریع در تکنولوژی پزشکی است. این خلاصه کوتاه از تاریخچه لیزر، مبدا و تکامل لیزرهای مورد استفاده در درماتولوژی را با تأکید بیشتر بر دهه اخیر و آغاز هزاره سوم و قرن بیست و یکم مورد بررسی قرار می‌دهد.

لیزرها در قبل از سال ۲۰۰۰ (قرن بیستم)

نظریه جدید و جالب “نیلز بور” در مورد ساختار اتم، یک زیر ساخت مهم برای فیزیک کوانتوم ایجاد کرد. طبق نظریه بور اتم‌ها در حالت‌های پایداری هستند و در این زمان تابش انرژی ندارند. وقتی اتم از حالت برانگیخته به حالت پایدار باز می‌گردد، انرژی را در اندازه‌های گسسته یا کوانتا *quanta* پخش می‌کند. براساس این تئوری‌ها، آلبرت اینشتین نظریه تقویت انرژی تابشی تحریک‌شده را به عنوان قسمتی از تئوری کوانتوم خود در سال ۱۹۱۷ منتشر کرد. تئوری اینشتین در سال ۱۹۵۵ توسط Townes و Gordon به حقیقت پیوست زمانی که آنها وسیله‌ای اختراع کردند که با استفاده از گاز آمونیاک به عنوان واسط نوری، امواج کوتاه همگرا تولید می‌کرد. این دستگاه پیشرو ابزارهایی بود که امروزه به نام لیزر می‌شناسیم.

اولین لیزر حقیقی در سال ۱۹۵۹ توسط Maiman ساخته شد. انرژی ماکروویو توسط کریستال یاقوت تقویت می‌شد تا پرتوی نور قرمزی با طول موج ۶۹۴ nm تولید شود.

مدت کوتاهی پس از لیزر یاقوت، لیزرهای جامد دیگری مثل (Nd : YAG) تولید شد.

لیزرهای گازی مثل آرگون، هیلوم، نئون و CO_2 جایگزین‌هایی برای میله‌های شیشه‌ای جامد بودند و خوشبختانه در اینجا به نام پرافتخار یکی از دانشمندان ایرانی یعنی پروفسور علی جوان بر می‌خوریم که اولین کسی بود که لیزرهای گازی را ابداع کرد و باعث اعتلای نام ایران و ایرانی در زمینه علم لیزر شد.

اولین استفاده پزشکی لیزر در چشم‌پزشکی بود (برای ترمیم شبکیه در درمان دکولمان رتین) شهرت لیزر در درمان بیماری‌های پوستی مدیون فعالیت‌های دکتر Leon Goldman (رئیس بخش پوست دانشگاه Cincinnati) می‌باشد. دکتر Goldman اولین پزشکی بود که از خصوصیات لیزر یاقوت در درمان خالکوبی استفاده کرد. نتیجه‌ای که وی در سال ۱۹۶۵ منتشر کرد تنها اولین مقاله از سری مقالات او در مورد استفاده از لیزر در درمان بیماری‌های پوست بود. از دکتر Goldman در بسیاری از کمیته‌های درماتولوژی به عنوان «پدر لیزر در پزشکی و جراحی» یاد می‌شود.

همان‌طور که در همه تکنولوژی‌ها دیده می‌شود، پزشکی که از اولین لیزرها استفاده می‌کردند با مشکلات زیادی مواجه شدند. لیزرهای اولیه مثل آرگون و CO_2 یک پرتوی نور پیوسته تابش می‌کردند که اگر چه در تخریب هدف موثر بود اما بافت سالم اطراف را نیز برای مدت طولانی در معرض قرار می‌داد. نتیجه این تخریب همراه درجات بالا و غیر قابل قبول اسکار هیپرتروفیک و پیگمانتاسیون بود.

در جهت کاهش میزان تخریب ناخواسته گرمایی، امواج پیوسته لیزر بعداً با استفاده از یک دیافراگم مکانیکال جهت قطع پرتو نور، بصورت پالس شدند. لیزرهای به ظاهر پیوسته شامل پتاسیم، تیتانیل فسفات (۵۳۲ nm)، بخار مس (۵۱۰ nm)، برومید مس (۵۷۸ nm)، کریپتون (۵۶۸ nm) و لیزرهای رنگی تنظیم‌پذیر (۵۷۷ nm و ۵۸۵ nm) بودند. از این لیزرهای به ظاهر پیوسته می‌توان در کنار وسایل اسکینینگ روباتیک که پالس‌های نور را به طور موقت از هم جدا می‌کنند جهت به حداقل رساندن آسیب‌های بافتی ناخواسته استفاده شود.

لیزری با رنگ متفاوت : لیزرهای زرد رنگ

بسیاری از استفاده‌های اولیه لیزر در درماتولوژی بر درمان ضایعات عروقی مثل خال عروقی Port wine stain متمرکز بود. لیزرهای آرگون پیوسته اولیه (۵۱۴ یا ۴۸۸) یک نور سبز-آبی تابش می‌کرد که جهت درمان ضایعات عروقی مورد استفاده قرار می‌گرفت ولی به طور مطلوب اکسی‌هموگلوبین را هدف قرار نمی‌داد و همچنین به میزان زیادی توسط ملانین جذب می‌شد. این عدم اختصاصی بودن هدف سبب اثر ضعیف و یک اثر جانبی مضر شامل هیپوپیگمانتاسیون و اسکار می‌شد.

شناخت محدودیت‌های لیزر آرگون سبب تولید لیزرهای نور زرد شد که به پیک جذبی اکسی‌هموگلوبین نزدیک‌تر بودند. اولین لیزرهای نور زرد، لیزرهای تنظیم‌پذیر پر شده با آرگون بودند که در سال ۱۹۸۱ از رنگ‌های ارگانیکی استفاده می‌کردند که برای تولید طول‌موج‌های مختلف نور به ویژه ۵۸۵ یا ۵۷۷ nm قابل تنظیم بود. از لیزرهای رنگی تنظیم‌پذیر می‌شد هم به عنوان امواج پیوسته و هم دیافراگم‌دار جهت تولید پالس‌های نور زرد استفاده کرد.

لیزر رنگی PDL و تئوری فتوترمولیز انتخابی

با استفاده همزمان از لیزر PDL در اوایل دهه ۱۹۸۰ بود که Parrish , Anderson توانستند تئوری فتوترمولیز انتخابی را که جراحی پوستی لیزر را متحول کرد پیشرفت دهند.

Parrish , Anderson دریافتند که تخریب گرمایی بافت‌های سالم اطراف نتیجه تماس طولانی‌مدت با انرژی لیزر است. با انتخاب طول‌موج‌های اختصاصی برای کروموفور هدف و انتقال این انرژی با سرعتی که از زمان استراحت کروموفور تجاوز نکند از آسیب گرمایی به ساختمان‌های مجاور جلوگیری می‌شود. اگر شدت انرژی جهت تخریب کروموفور در این زمان کوتاه کافی باشد، تخریب درمانی به حداکثر رسیده در حالیکه آسیب گرمایی بافت‌های اطراف به حداقل می‌رسد.

PDL در آزمایشگاه Harvard's Wellman توسط دکتر Anderson و دکتر Parrish در اوایل دهه ۱۹۸۰ تولید شد. تفاوت اصلی در این لیزر، انتقال نور زرد در پالس‌های بسیار کوتاه در حد میکروثانیه بود. توانایی PDL در تخریب اهداف عروقی بسیار اختصاصی بود در حالیکه آسیب ساختمان‌های مجاور به حداقل رسیده بود که PDL را درمان مناسبی برای آسیب‌های عروقی در بچه‌ها و اطفال کرده‌بود. PDL در ابتدا برای تولید نور زرد با طول موج ۵۷۷ nm ایجاد شد، ولی بعد برای تخریب هدف‌های عمقی‌تر با افزایش طول موج به ۵۸۵ nm و افزایش مدت پالس از ۳۶۰ به ۴۵۰ میکروثانیه اصلاح شد. در کنار PDL، لیزر بخار مس (۵۷۸ nm) برای درمان انتخابی ضایعات عروقی استفاده می‌شد. این لیزر نیز گروهی از امواج سبز با طول موج ۵۱۰ nm را که توسط ملانین جذب می‌شود تابش می‌کرد و در درمان ضایعات پیگمانته از آن استفاده شد. این امر موجب شد که ضایعات بیشتری توسط این وسیله درمان شود.

مدت پالس‌های بسیار کوتاه : لیزرهای Q-switched (QS)

در زمان کوتاهی پس از تولید لیزرهای درمانی، آزمایشاتی جهت کاهش مدت تماس با لیزر از میلی‌ثانیه به نانو ثانیه انجام شد. این تکنیک که Q-switched (QS) نامیده می‌شد پالس را کوتاه و پیک انرژی را از طریق استفاده از دیافراگم الکتریکی نوری افزایش داد. این امر امکان ذخیره و متعاقباً آزادسازی انرژی در حد گیگاوات را امکان‌پذیر می‌کرد.

اولین لیزر QS یک لیزر یاقوتی اصلاح شده بود که توسط دکتر Goldman در سال ۱۹۶۷ برای برداشتن خالکوبی‌ها استفاده شد. لیزر یاقوتی QS یک پرتو نور قرمز رنگ با طول موج ۶۹۴ nm که بخوبی توسط ملانین جذب می‌شد تابش می‌کرد، لذا جهت درمان ضایعات پیگمانته از آن استفاده شد. اگر چه لیزر یاقوتی QS در درمان خالکوبی ایمن و کارآمد بود اما FDA این روش درمانی را تا ۲۲ سال بعد یعنی

۱۹۸۹ تایید نکرد. در دهه ۱۹۸۰ پیشگامانی مثل Reid و همکارانش سبب ایجاد علاقه مجدد به روش QS شدند.

لیزر QS Nd: YAG مجوز FDA را به عنوان درمان خالکوبی در سال ۱۹۹۱ دریافت کرد. علاوه بر طول موج ۱۰۶۴ nm که به وسیله عبور نور از کریستال نوری ایجاد شده بود امکان نصف کردن طول موج از ۱۰۶۴ nm به ۵۳۲ nm و دو برابر کردن فرکانس جهت تولید پرتو نور سبز که برای درمان ضایعات پیگمانته سطحی استفاده می‌شد، وجود داشت. متعاقباً، لیزر Q-Switch alexandrite برای درمان خالکوبی و ضایعات پیگمانته عمقی‌تر استفاده شد زیرا نور قرمز تولید شده نفوذ بیشتری به درون درم داشت. طول موج‌های بلندتر کلاً سبب آسیب کمتری در ملانین اپیدرم می‌شدند و لذا ریسک تغییر پیگمانی ثانویه را کاهش می‌دادند.

لیزرهای ablative:

لیزر CO_2 (۱۰۶۰۰ nm) در سال ۱۹۶۴ توسط Patel و همکاران تولید شد که از انرژی مادون قرمز که بخوبی توسط آب اپیدرم جذب می‌شد استفاده می‌کرد. وقتی CO_2 به عنوان یک پرتو متمرکز استفاده می‌شد به عنوان یک چاقوی جراحی بدون خونریزی جهت برداشتن انواع ضایعات درمال و اپیدرمال کاربرد داشت. اولین گزارش از استفاده CO_2 روی غشاهای مخاطی برای درمان شیلیت اکتینیک در سال ۱۹۸۵ منتشر شد.

۴ سال بعد لیزر CO_2 جهت برداشتن آسیب‌های اکتینیک صورت استفاده شد. لیزرهای CO_2 با پالس انرژی بالا در اوایل دهه ۱۹۹۰ به عنوان یک وسیله موثر در تبخیر اپیدرم بدون آسیب گرمایی درم زیرین معرفی شدند.

لیزرهای CO_2 اولتراپالس در سال ۱۹۹۱ مجوز FDA را جهت بازسازی پوست دریافت کردند و به طور گسترده‌تری برای درمان آسیب‌های اکتینیک و چین و چروک در سال‌های بعدی مورد استفاده قرار

گرفتند. تبخیر سطحی اپتلیوم آسیب‌دیده را حذف کرده و گرم شدن درم زیرین سبب کوتاه شدن دسته‌های کلاژن و سفت شدن پوست می‌شود. لیزر Er:YAG (Erbium(Er) : YAG) (۲۹۴۰ nm) با فاصله کوتاهی در سال ۱۹۹۶ تولید شد. طول‌موج کمتر سبب تبخیر سطحی بیشتر و آسیب گرمایی زیرین کمتر می‌شد که نتیجه آن بهبود سریع‌تر ولی نتایج چشمگیر کمتر در مقایسه با لیزر CO₂ اولترا پالس بود. با استفاده از لیزر CO₂ و لیزر Er:YAG تکنیک‌های ترکیبی ایجاد شد که آسیب‌های گرمایی غیر اختصاصی را کاهش می‌داد. لیزرهای ترکیبی Er:YAG و CO₂ به دنبال فواید هر دو روش بودند. Goldman و همکاران از سیستم Derma-K برای بازسازی گردن و صورت استفاده کردند که بهبودی چشمگیری در پوست‌های photoaged ایجاد کرد. لیزرهای ablative در دهه ۸۰ و ۹۰ شهرت زیادی به دست آورد اما زمان بهبودی طولانی و ریسک بالای اسکار و پیگمانتاسیون مانع بزرگی در پذیرش این روش به وسیله بیمار بود.

برداشتن مو با لیزر

برداشتن مو با لیزر اولین بار در اواخر دهه ۸۰ و اوایل دهه ۹۰ در زمینه‌های افتالمولوژی، اتولارنگولوژی و ارولوژی برای درمان trichiasis و اپیلاسیون بافت‌های پیوندی حاوی مو استفاده شد. هدف لیزرهای از بین برنده مو ملانین موجود در شفت مو، اپیتلیوم فولیکولار و ماتریکس بود. مدت پالسی که طولانی‌تر از زمان استراحت گرمایی تنه مو بود سبب می‌شد که گرما از هدف پیگمانته منتشر شده و به تمام واحد فولیکولار صدمه گرمایی بزند. لیزرهایی با طول‌موج‌های ۶۹۴ nm و بالاتر در منحنی جذب نوری ملانین، با مدت پالس بیشتر و وسایل سردکننده دینامیک اصلاح شدند تا امکان جذب انرژی به ملانین‌های عمقی‌تر را بدهد در حالیکه ملانین اپیدرمال جذبی نداشته باشد.

اولین تلاش‌ها برای از بین بردن موها ناموفق بود، زیرا انرژی لیزر به سرعت شفت پیگمانته مو را تخریب می‌کرد بدون اینکه زمان کافی برای آسیب گرمایی منتشر سلول‌های بنیادی مو وجود داشته باشد. لیزر

YAG : QS Nd اولین لیزری بود که به صورت اختصاصی برای از بین بردن موها در ۱۹۹۸ در ایالات متحده به فروش رسید. برای استفاده از لیزر QS Nd : YAG برای فتواپیلاسیون، لازم بود که یک کروموفور اگزوزن به صورت یک محلول کربن دار موضعی که امکان نفوذ به فولیکول مو را داشته قبل از تماس با لیزر مورد استفاده قرار گیرد. در سال ۱۹۹۷، Goldberg و همکاران از این تکنیک به همراه لیزر QS Nd: YAG با پالس‌های بسیار کوتاه برای کاهش چشمگیر رشد مو استفاده کردند. به خاطر ماهیت بسیار کوتاه پالس‌ها، لیزر QS Nd: YAG قادر به تخریب تمام واحد فولیکولار نبود، و مناطق درمان شده بعد از ۶ ماه رشد مجدد چشمگیری داشتند. اولین مطالعه کنترلی با استفاده از لیزر یاقوتی انجام شد. اگرچه کاهش مو بلافاصله بعد از انجام لیزر بدست آمد، رشد مجدد مو در یک پیگیری سه ماهه دیده شد. با استفاده از لیزرهای یاقوتی متفاوت، مدت پالس‌های طولانی‌تر توسط محققان متعدد بررسی شد ولی هیچکدام اثرات طولانی‌مدت نداشتند. بخاطر ریسک هیپوپپیگمانتاسیون استفاده از لیزر یاقوت محدود به پوست‌های روشن شد.

نسل بعدی لیزرهای برداشت مو، لیزر alexandrite با طول موج ۷۵۵nm بود. در سال ۱۹۹۷، Finkel و همکاران نتایج آزمایشات خود را روی این لیزر منتشر کردند که شامل کاهش مو تا ۹۰٪ بعد از ۳ ماه در طول ۵ جلسه درمانی بود. دو سال بعد، McDanial و همکاران یک کاهش رشد موی چشمگیر که تا ۶ ماه دوام داشت بعد از فقط یک جلسه درمانی با لیزر alexandrite با پالس طولانی به دست آوردند. به خاطر طول موج‌های طولانی‌تر و نفوذ عمقی‌تر این لیزر به درم، نسبت به لیزر یاقوت برای استفاده در پوست‌های تیره ایمن‌تر بود.

در سال ۱۹۹۸، Dierickx و همکاران تأثیر لیزر دیود با طول موج ۸۰۰ nm را در فتواپیلاسیون اعلام کردند. با استفاده از پالس‌هایی با پهنای متفاوت، محققان توانستند به یک تأخیر ۹ ماهه چشمگیر در رشد مجدد مو بعد از ۱ یا ۲ جلسه درمانی دست یابند. در یک مطالعه آینده‌نگر که در سال ۲۰۰۰ منتشر شد، Lou و همکاران به یک کاهش چشمگیر در تعداد موها که ۶ ماه بعد از فقط ۲ جلسه درمانی دوام داشت دست یافتند. سیستم‌های دیود جدید به استفاده‌کننده اجازه تعیین مدت پالس و رنگ پوست و مو را می

داد.

لیزرهای Nd : YAG با پالس طولانی، برخلاف انواع QS قدیمیشان، زمان پالس نزدیک‌تری به زمان استراحت گرمایی فولیکول مو داشتند در حالیکه عمق نفوذ بیشتری نیز داشتند. در سال ۱۹۹۹، Bencini و همکاران با استفاده از لیزر Nd: YAG با پالس طولانی به موفقیت چشمگیری در زمینه اپیلاسیون قسمت‌های مختلف بدن در افرادی با رنگ پوست و موی متفاوت دست یافتند. Goldberg و Samady یک کاهش ۵۹٪ رشد مو را سه ماه بعد از تنها یک جلسه درمانی با استفاده از لیزر QS Nd : YAG با طول پالس ۳۰ میلی ثانیه نشان دادند.

منابع غیر لیزری نور، با طیف طول‌موج‌هایی که به وسیله یک فیلتر قطع کننده تنظیم می‌شوند، نیز در فتواپیلاسیون مورد بررسی قرار گرفتند. اولین مورد استفاده از تکنولوژی IPL (نور با پالس شدید) در سال ۱۹۹۷ منتشر شد، زمانی که Gold و همکاران از IPL استفاده کردند و به یک کاهش موی ۶۰٪ طی ۱۲ هفته بعد از فقط یک جلسه درمانی رسیدند.

تکنولوژی های مرتبط با لیزر

فتودینامیک تراپی

اولین استفاده ثبت شده از عوامل حساس کننده به نور در درمان بیماری‌های پوستی در مصر باستان، هند و یونان بود که از گیاهان حاوی ترکیبات psoralen-like به همراه نورآفتاب برای درمان پسوریازیس و ویتیلیگو استفاده شد. تأثیر استفاده بالینی از فتودینامیک تراپی (PDT) در اوایل قرن بیستم با تلاش‌های یک دانشجوی پزشکی آلمانی به نام Oscar Roab مشخص شد. وی در حالیکه روی تأثیر نور Paramecium Caudatum مطالعه می‌کرد دریافت که اضافه کردن رنگ نارنجی acridine قبل از تماس با نور سبب مرگ سریع میکروارگانیسم می‌شود. استاد وی Herman Von Tappeiner، بیان

کرد که سومین عنصر ضروری برای این پدیده اکسیژن است و واژه فتودینامیک را برای توصیف واکنش‌های اکسیژن گیرنده از جمله حساس‌سازی با نور پیشنهاد کرد. Von Tappeiner فعالیت‌های اولیه خود را با درمان سرطان پوست، کوندیلومالاتا و لوپوس ولگاریس با استفاده از نور مرئی و ائوزین موضعی ادامه داد. ماده حساس کننده به نور هماتوپورفیرین اولین بار در سال ۱۹۱۳ به وسیله Meyer-Betz استفاده شد. او پس از تزریق این ماده به خود یک فتوتوکسیسته شدید به مدت ۲ ماه را تجربه کرد. مطالعات بعدی در زمینه PDT در اواسط قرن بیستم با استفاده از طیف نوری وسیع مثل لامپ‌های گزنون و پروژکتورهای دارای فیلتر رنگ قرمز انجام شد. لیزرها امکان انطباق اختصاصی‌تر طول‌موج با طیف جذبی مواد حساس کننده به نور و همچنین انتقال دقیق‌تر نور را فراهم می‌کردند. سیستم‌های فیبروپتیک امکان انتقال نور را به توده‌های تومورال غیرقابل دستیابی فراهم می‌کردند. از لیزرهای رنگی تنظیم‌پذیر (۶۳۰ nm)، لیزر بخار طلا (۶۲۸ nm) و لیزر آرگون (۴۸۸nm و ۵۱۴ nm) برای PDT استفاده می‌شد زیرا طیف آنها باریک بود (قرمز و سبز-آبی) که بخوبی با هماتوپورفیرین و فعالیت Profimer سدیم منطبق می‌شد.

سرد کردن سطح

در تلاش جهت به حداقل رساندن اسکارها و تغییرات پیگمانی ناشی از آسیب گرمایی، دکتر Barbara Gilchrist در سال ۱۹۸۲ روشی را پیشنهاد کرد که در آن ۲ تا ۳ دقیقه قبل از درمان با لیزر آرگون Port wine stain را با تکه‌های یخ سرد می‌کردند. Gilchrist بیان کرد که کراتینوسیت‌ها و فیبروبلاست‌ها از اثرات گرمایی غیراختصاصی لیزر در امان می‌مانند. این تلاش‌های اولیه جهت سرد کردن بافت قبل از عمل سپس با وسایل سرد کننده تماسی در نوک لیزر یا سرد کننده‌های دینامیک که از اسپری‌های کرایوژن استفاده می‌کردند جایگزین شدند. تکامل سرد کننده‌های دینامیک امکان استفاده ایمن‌تر از شدت‌های بیشتر انرژی خصوصاً در پوست‌های پیگمانته را فراهم کرد. سیستم‌های سرد کننده کرایوژن مقدار کمی از تترافلوئورواتان یا مواد مشابه را چند میلی‌ثانیه قبل از پالس لیزر روی پوست می‌پاشیدند. کرایوژن تبخیر می‌شد و سطح پوست را تا ۶ درجه سانتیگراد و لایه بازال را تا ۲۲-۱۸ درجه سانتیگراد سرد می‌کرد.

سرد کردن تماسی پوست به وسیله یک پنجره یاقوتی سرد که به دستگاه لیزر متصل است ایجاد می‌شود. پنجره یاقوتی سرد عموماً در لیزرهای برداشت مو استفاده می‌شود. چون این پنجره سرد در تماس با پوست است، می‌تواند ضایعاتی را که در طول درمان ایجاد شده بخود جمع کند و لذا میزان نور لیزری که به بیمار می‌رسد کاهش می‌یابد. میزان این ضایعات ممکن است زیاد بوده و نیاز به وقفه‌های متعدد در طول درمان برای تمیز کردن پنجره باشد. استفاده از ژل‌های سرد کننده همراه با سرد کننده‌های تماسی می‌تواند ضایعات جمع شده را به حداقل رسانده و حرکت وسیله را روی محل درمان آسان‌تر کند.

به روز کردن لیزرها (لیزرها در قرن ۲۱ و هزاره جدید)

در هزاره جدید، تکنولوژی لیزر در جهت انتقال اختصاصی به هدف خاص و به حداقل رساندن عوارض ناخواسته پیشرفت کرده‌است. تحقیقات اخیر در درمان با لیزر نشان دادند که طول‌موج‌های بلندتر همراه با مدت پالس‌های طولانی‌تر می‌توانند به هدف‌های عمقی‌تر دست یافته و عوارض کمتری ایجاد کنند. این روش به ویژه در مورد لیزرهای عروقی که برای هدف‌های عروقی بزرگ‌تر و ایجاد پورپورای کمتر طراحی شده‌اند صدق می‌کند. در قرن اخیر همچنین شاهد تلاش در جهت جوان سازی پوست با نور بدون از کار افتادگی و بستری کردن بیمار بوده‌است که سبب ظهور لیزرهای non-ablative متمرکز روی بازسازی پوست شد. استفاده از مواد حساس کننده به نور برای افزایش تأثیر و اختصاصی کردن لیزرها، نتایج حاصل از درمان بیماری‌های اکتینیک، آکنه و جوان سازی با نور را به طور چشمگیری بهبود بخشید. افزایش جایگزین‌های لیزر و منابع نوری غیرلیزری اخیراً وارد صحنه پزشکی شدند.

لیزرهای عروقی و مدت پالس‌های طولانی‌تر

پورپورا در نتیجه خونریزی از عروق خونی تروماتیزه شده‌ای که محتویاتشان در اثر انرژی گرمایی کاملاً منعقد نشده‌است ایجاد می‌شود. مدت پالس‌های کوتاه ممکن است سبب ایجاد یک منطقه با دمای بالا در

دیواره رگی که تحت تابش قرار گرفته است شود که امکان نشت خون از این شکاف وجود دارد. مدت پالس‌های طولانی‌تر محتویات رگ خونی را آهسته‌تر گرم می‌کنند لذا به انرژی گرمایی امکان می‌دهد که دیواره رگ را به طور یکنواخت در طول آن تخریب کند و سبب ایجاد کوآگولاسیون و ترومبوز رگ‌ها شده از خونریزی جلوگیری شود.

PDLهای اولیه با مدت پالس‌های ۴۵۰ نانوثانیه عمدتاً سبب ایجاد پورپورا طی درمان می‌شدند. لیزرهای رنگی پالس‌دار بعدی با مدت ۱/۵ میلی‌ثانیه یا بیشتر امکان درمان تلانژکتازی‌های بزرگ‌تر در صورت و پاها را با پورپورای کمتر می‌دادند. در شروع هزاره سوم، ایجاد لیزرهای رنگی با پالس طولانی مثل V beam با مدت پالس حداکثر ۴۰ میلی‌ثانیه امکان درمان تلانژکتازی‌های کوچک در صورت بدون ایجاد پورپورا را فراهم کردند. لیزرهای رنگی با پالس طولانی به دلیل عدم ایجاد پورپورای ثانویه از لحاظ زیبایی نسبت به انواع قبلی بیشتر مورد پذیرش قرار گرفتند و تقاضای بیماران برای درمان با این روش افزایش پیدا کرد. یک وسیله سردکننده دینامیک که بعداً به این لیزر اضافه شد آسیب اپیدرمال و هیپرپیگمانتاسیون ثانویه را به حداقل رساند. این وسیله همچنین امکان استفاده از شدت انرژی بالاتر بدون عوارض جانبی را فراهم می‌کرد.

عروق رتیکولار پا در جراحی با لیزر به دلیل مشکلات زیبایی شایعی که در درمان آنها وجود دارد «جام مقدس» نامیده می‌شوند. تلاش‌های اولیه دکتر Goldman در استفاده از لیزرهای CO_2 ، آرگون، آرگون رنگی، Nd : YAG، بخار جیوه و پتاسیم-تیتانیل-فسفات (KTP) به دلیل ناکارآمدی و شیوع بالای اسکار بی‌نتیجه بود. طول‌موج‌های طولانی‌تر با قدرت نفوذ بیشتر و مدت پالس‌های طولانی‌تر برای دستیابی به اهداف عروقی بزرگ‌تر موفق‌تر بودند.

در سال ۱۹۹۹، Mc Daniel و همکاران کاهش چشمگیر در وریدهای پا با استفاده از لیزر alexandrite با پالس طولانی (۷۵۵ nm) با مدت پالس ۵ ثانیه spot size ۱۰ mm را نشان دادند. Lou و Kauvar توانستند به نتایج بهتری با افزایش fluence در لیزر alexandrite با پالس طولانی و استفاده

از افشانه کرایوژن دست یابند که امکان به کارگیری مقادیر زیاد fluences بدون تغییر پیگمانی چشمگیر را فراهم کرد.

اگر چه وسایل سردکننده امکان حفاظت از اپیدرم را فراهم می‌کردند ولی تغییرات پیگمانی و التهاب بزرگترین موانع جهت استفاده از لیزر alexandrite با پالس طولانی در درمان وریدهای پا بودند.

در سال ۱۹۹۹، Weiss اولین مقاله را در مورد لیزر Nd: YAG با پالس طولانی در درمان وریدهای پا منتشر کرد که شامل پیشرفت ۷۵ درصدی طی ۳ ماه پیگیری بعد از یک جلسه درمان بود. بعداً Sadick این تکنیک را با افزایش تعداد جلسات درمانی با این لیزر تا سقف ۳ جلسه با فواصل ۶ هفته‌ای بهبود بخشید که نتیجه آن کاهش دائمی تلانژکتازی پا ۶ و ۱۲ هفته بعد از درمان بود. Omura و همکاران نشان دادند که نتایج عالی از همراهی یک جلسه درمان با لیزر Nd: YAG با پالس طولانی و یک وسیله سردکننده تماسی حاصل می‌شود. در سال ۲۰۰۳، Sadick نشان داد که با تغییر پارامترهایی مثل spot size، fluence و مدت پالس لیزر Nd: YAG با طول موج طولانی می‌تواند تلانژکتازی‌های قرمز کوچک و ونولکتازی‌های آبی بزرگتر و وریدهای رتیکولار را درمان کند. یکی از عوارض شایع لیزر Nd: YAG با پالس طولانی درد است که استفاده از بی‌حس‌کننده‌های موضعی این درمان را برای بیمار قابل تحمل‌تر می‌کند. یکی از این کرم‌ها، مخلوط لیدوکائین و پریلوکائین است که مجوز FDA را در سال ۱۹۹۲ دریافت کرد.

بازسازی nonablative پوست

استفاده از لیزرهای ablative مثل CO_2 و Er: YAG اگر چه در درمان چین و چروک‌ها و آسیب‌های نور مؤثر بود، شهرت خود را بخاطر زمان بهبودی طولانی از دست داد. جراحان لیزر همواره به دنبال راهی برای بازسازی پوست بدون آسیب اپیدرمال یا داپیتیلیالیزاسیون بوده‌اند. در طول ۵ سال گذشته موجی از علاقه نسبت به بازسازی nonablative با استفاده از لیزر در درمان پوست‌های photoaged ایجاد

شده است. اولین استفاده از تکنولوژی لیزر **nonablative** در بازسازی پوست توسط Mc Meekin , Alster در سال ۱۹۹۶ منتشر شد.

محققان با استفاده از لیزر PDL اسکار اکنه را به طرز چشمگیری در ۲۲ بیمار بهبود بخشیدند. مطالعات اولیه با PDL یک منطقه Grenz از کلاژن جدید را در درم پاپیلا بعد از یک جلسه درمان نشان دادند. این تغییرات مختص PDL نیستند و پس از درمان با انواع مختلف لیزر با طول موجهای مختلف مثل پتاسیم- تیتانیل- فسفات و Nd: YAG نیز مشاهده می شوند.

نسل جدید لیزرهایی که ablative نامیده می شوند درم را هدف قرار داده و با عبور از اپیدرم یک زخم درمال ایجاد می کنند که سبب رسوب کلاژن جدید می شود. نئوژنز کلاژن به نظر می آید نتیجه گرم شدن درم به میزان ۵۵ تا ۶۵ درجه سانتیگراد باشد که سبب تحریک فیروبلاستها برای تولید کلاژن جدید که در دسته های افقی در درم پاپیلا قرار می گیرد می شود. متناوباً، آسیب گرمایی سلول های اندوتلیال عروق سبب آزادسازی مدیاتورهایی می شود که فیروبلاستها را جهت تولید کلاژن تحریک می کنند. اگر چه اپیدرم آسیب نمی بیند، از نظر بافت شناسی استفاده از لیزرهای non-ablative سبب افزایش ضخامت لایه اسپینوزا می شود.

اولین لیزری که منحصراً برای بازسازی non-ablative پوست تولید شد لیزر Nd: YAG ۱۳۲۰nm در سال ۱۹۹۹ بود. کاهش چشمگیری در میزان چین و چروکها همراه با اسکار و تغییرات پیگمانی اندک توسط Kelly و همکاران در سال ۱۹۹۹ گزارش شد که در سال ۲۰۰۰ توسط Goldberg تأیید شد. این نتایج در مطالعات بعدی به دست نیامد. Menaker و همکاران متوجه بهبودی اندک و عوارض شدید شامل اسکارهای فرورفته و هیپرپیگمانتاسیون در ۱۰ بیمار با چین و چروکهای چشمی شدند. هنوز زمان زیادی برای تعیین پارامترهای مطلوب برای بازسازی non-ablative پوست به عنوان یک روش امیدبخش لازم است. همچنین پیگیری های طولانی مدت برای تعیین نتایج احتمالی افزایش رسوب کلاژن نیاز است.

۲ لیزر مادون قرمز دیگر نیز برای استفاده در بازسازی non-ablative پوست ایجاد شدند که شامل لیزر Er: glass ۱۵۴۰ nm در سال ۲۰۰۰ و لیزر دیود با طول موج ۱۴۵۰ nm دو سال بعد بودند. طول موج‌های بلندتر این دو لیزر نشان می‌دادند که آنها در بیماران با پوست تیره‌تر ایمن‌تر هستند. این طول موج‌ها قابلیت نفوذ به عمق غدد سباسه را داشتند لذا امکان استفاده موفقیت‌آمیز از آنها در درمان آکنه‌ولگاریس و هیپرپلازی سباسه وجود داشت. لیزر Er: glass ۱۵۴۰ nm همچنین در بازسازی non-ablative مفید بود.

فتوترمولیزانکساری که مجوز FDA را برای بازسازی پوست در سال ۲۰۰۴ کسب کرد، یک روش جدید برای جوان‌سازی پوست است. لیزر مادون قرمز میانی سبب ایجاد ستون‌هایی میکروسکوپی متعدد از آسیب گرمایی که به درم انتشار می‌یافت به نام مناطق میکروترمال می‌شد. دیامتر و عمق مناطق میکروترمال به میزان انرژی انتقالی بستگی دارد. دانسیته این مناطق میکروترمال متنوع است و هر منطقه به وسیله بخشی از اپیدرم سالم پوشیده شده که سبب بهبودی سریع می‌شود. در نتیجه، منطقه تحت درمان توسط مناطق میکروترمال پر می‌شود که فاز ترمیم زخم با رژئراسیون اپیدرم و بازسازی کلاژن درم شروع می‌شود مشابه آنچه در روش‌های ablative قدیمی دیده می‌شد ولی بدون زخم‌های اپیدرمال. در جولای ۲۰۰۵ Fraxel در درمان ملاسما مورد تأیید قرار گرفت.

لیزر و PDT

زیگما آمینو لولینیک اسید موضعی (ALA) در اوایل دهه ۸۰ معرفی شد و همراه با منابع نور همگرا و غیرهمگرا در طیف‌های آبی و قرمز استفاده می‌شد. در سال ۱۹۹۰، ALA موضعی همراه با نور قرمز غیرهمگرا که از یک پروژکتور مجهز به فیلتر قرمز ۶۰۰nm تابش می‌شد برای درمان کراتوز اکتینیک و کانسر پوست استفاده شد. منابع متعدد دیگری از نور قرمز نیز به همراه ALA موضعی مورد استفاده قرار می‌گرفتند که شامل تنگستن، گزنون و هالوژن بودند. ولی همراه با نور آبی بود که ALA موضعی بیشترین

اثر را در درمان آسیب‌های نوری داشت. ALA موضعی همراه با نور آبی غیرهمگرا در سال ۱۹۹۹ مجوز FDA را برای درمان کراتوز اکتینیک به دست آورد. لیزرهای نور قرمز مثل بخار مس، Nd: YAG و یون آرگون، با ALA موضعی با درجه کلیرانس متفاوت ترکیب شدند.

در سال‌های ۲۰۰۳ و ۲۰۰۴، ALA موضعی همراه با PDL جهت درمان انواع بیماری‌های اکتینیک شامل کراتوز اکتینیک، شلیت اکتینیک و photoging مورد استفاده قرار گرفت. فرم متیله ALA قدرت نفوذ بیشتری دارد و همراه با نور قرمز در درمان BCC و کراتوز اکتینیک مورد استفاده قرار می‌گیرد. Metvix در اروپا استفاده می‌شود اما هنوز مجوز FDA را برای استفاده در ایالات متحده دریافت نکرده است.

ALA فعال شده به وسیله PDL و IPL همچنین در درمان آکنه التهابی نیز مفید است. اولین آزمایش در مورد ALA همراه با تماس با طیف وسیعی از نور در درمان آکنه‌ولگاریس در سال ۲۰۰۰ به وسیله Hongcharu و همکاران منتشر شد. پاکسازی وسیعی در ضایعات آکنه پس از یک جلسه درمان مشاهده شد که می‌توانست اثرات طولانی با تکرار درمان داشته باشد. چنین در نظر گرفته می‌شد که اثر PDT روی ضایعات آکنه می‌تواند ناشی از ترکیبی از تأثیر گرمایی مستقیم روی غدد سباسه، فعال شدن پورفیرین‌های تولید شده با پروپونیوئوباکتریوم‌آکسس و افزایش turnover کراتینوسیت‌ها باشد. IPL/ALT PDT همچنین در درمان آکنه متوسط تا شدید نیز استفاده می‌شود. Gold و همکاران پاکسازی ۷۱/۸ درصدی ضایعات التهابی آکنه را ۱۲ هفته بعد از یک دوره درمانی ۴ هفته‌ای نشان دادند. Toub بهبودی پایدار در ضایعات آکنه را ۳۰-۱۵ دقیقه بعد از تجویز ALA موضعی و نور آبی پس از آن یا ترکیبی از انرژی نوری و امواج رادیویی نشان داد. آینده PDT با واسطه IPL بسیار امیدبخش است ولی نیاز به مطالعات بیشتری دارد.

منابع غیرلیزری نور

منابع غیرلیزری IPL طول‌موج‌های غیرهمگرایی تابش می‌کنند که در گستره نور آبی تا مادون‌قرمز است. IPL در اواسط دهه ۹۰ برای درمان ساختمان‌های عروقی به بازار آمریکا معرفی شد. برای انتخاب قسمت‌هایی از طیف که به بهترین شکل با هدف مطابقت دارد از فیلترهایی استفاده شد. (طول‌موج‌های

کوتاه‌تر برای تلانژکتازی سطحی و طول‌موج‌های طولانی‌تر برای عروق عمقی‌تر پا، خال‌های عروقی PWS و همانژیوم‌ها). پالس‌های پشت‌سره‌م با مکث‌های طولانی بین آنها امکان گرمای افزایشی برای عروق عمقی‌تر را فراهم می‌کند. علاوه بر درمان اهداف عروقی، IPL در درمان اهداف پیگمانته مثل کک‌ومک و مو استفاده می‌شود. از IPL همچنین به عنوان یک درمان non ablativ برای photoaging با نام photofacial استفاده می‌شود. از IPL در ترکیب با ALA در درمان تحریکی کراتوز آکتینیک و بهبود اریتم، دیس‌پیگمانتاسیون، چین و چروک‌های کوچک و قوام کلی پوست استفاده می‌شود. به این پروسه photodynamic photorejuvenation می‌گویند. اگر چه سیستم‌های اولیه نیاز به مجموعه‌ای از متغیرهای متفاوت داشتند، طرح‌های بعدی محدوده‌ای از تنظیمات ثابت را همراه داشتند که امکان تولید مجدد و استفاده آسان را فراهم می‌کند.

فتومدولاسیون دیود تابش‌کننده نور یک درمان جدید غیرلیزری است که آسیب گرمایی در پوست ایجاد نمی‌کند. نور توسط ملکول‌های سیتوکروم در سلول هدف جذب شده و سبب تحریک برای افزایش تولید کلاژن به وسیله فیبروبلاست‌ها می‌شود. این افزایش سنتز کلاژن با کاهش فعالیت متالوپروتئیناز ماتریکس همراه می‌شود که سبب بهبود قوام پوست می‌شود. از دیود تابش‌کننده نور همراه با وسایل غیرکاهنده می‌توان برای کاهش اریتم پس از درمان استفاده کرد. از این اثر ضدالتهابی می‌توان در درمان درماتیت آتوپیک و زخم‌های مزمن استفاده کرد. دیود تابش‌کننده نور در طیف زرد را می‌توان به عنوان منبع جدید نوری PDT در نظر گرفت. دیود تابش‌کننده نور Gentle Waves مجوز FDA را در سال ۲۰۰۴ دریافت کرد.

تکنولوژی امواج رادیویی از انرژی الکتریکی به جای انرژی نور برای ایجاد آسیب گرمایی در درم عمقی و بافت زیرجلدی استفاده می‌کند. تکنولوژی امواج رادیویی در درمان آکنه و جوان‌سازی با نور استفاده می‌شود و در سال ۲۰۰۲ مجوز FDA را دریافت کرد.

استفاده از ترکیب تکنولوژی‌های امواج رادیویی (RP) و انرژی نوری در جوان‌سازی با نور، از بین بردن موها و در درمان وریدهای پا، آکنه و هیپرپلازی سباسه در سال ۲۰۰۲ مورد تأیید FDA قرار گرفت. وقتی

امواج رادیویی و نوری با هم استفاده می‌شوند اثر سینرژیسم دارند. جزء نوری جهت گرم کردن بافت هدف استفاده می‌شود که مقاومت الکتریکی آنرا کاهش می‌دهد. این مقاومت کاهش یافته توسط جزء رادیویی برای گرم کردن انتخابی هدف استفاده می‌شود. این همراهی امکان استفاده از سطوح کمتر هر دو نوع انرژی را فراهم می‌کند. لذا عوارض جانبی از جمله تاول‌ها، سوختگی‌ها و ندول‌های التهابی را به حداقل می‌رساند. لیزر دیود و 1320 nm Nd: YAG هم برای استفاده همراه با امواج رادیویی (RP) مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

بحث و بررسی

پیشرفت‌های زیادی در زمینه لیزر و تکنولوژی نوری در دهه اخیر رخ داده‌است. در فوریه ۲۰۰۲ دکتر R Rox Anderson در نشت سالانه آکادمی آمریکایی درماتولوژی در نیواورلئان سخنرانی داشت. وی در خطابه خود به پیشرفت‌هایی در زمینه جراحی لیزر که در ۲ دهه بعد از مطالعات او روی تئوری فتوترمولیز اختصاصی به دست آمده بود اشاره کرد. R Rox Anderson و Theodor Maiman آینده تکنولوژی لیزر را پیش‌بینی کردند که شامل هدف قرار دادن سلول‌های چربی، از بین بردن خالکوبی، بازسازی پوست بدون نیاز به زمان بهبودی و PDT برای درمان آکنه و بدخیمی‌های پوست بود. هر چند این پیش‌بینی‌ها به حقیقت پیوست، سایر پیش‌بینی‌ها مثل "توموگرافی هم‌گرایی نوری برای شناسایی اثرانگشت" برای درک و فهم کامل نیاز به بررسی‌های بیشتری دارد. هر چند بدیهی است که تکنولوژی‌های جدید لیزری نوید بزرگی برای آینده درمانی بیمارهای پوستی می‌دهد(همچنان که در اواخر قرن گذشته این درماتولوژیست‌ها بودند که با هوش سرشار و ذهن خلاق خود و با ابداع جدیدترین تکنیک‌ها در لیزر کمک شایانی به پیشرفت این علم کردند) ولی برای تکامل این رشته هنوز راه درازی در پیش داریم.

فصل ۳ - مسائل ایمنی در کاربرد لیزر

مقدمه:

بسیاری از انواع لیزر که در درماتولوژی استفاده میشوند میتوانند خطراتی برای بیمار و پزشک ایجاد کنند در این فصل انواع این خطرات و مکانیزم هایی که میتوانند این عوارض را به حداقل برسانند بحث خواهند شد.

طبقه بندی لیزرها:

انواع لیزر به ۴ کلاس طبقه بندی میشوند. این طبقه بندی بر اساس میزان انرژی و برون ده هر لیزر می باشد و نمایانگر میزان خطرات هر گروه می باشد بدین معنی که هرچه کلاس لیزر بالاتر باشد خطرات آن بیشتر خواهد بود. در جدول ۱-۲ انواع لیزر که در درماتولوژی مورد استفاده قرار میگیرند آمده است ص ۷

در اینجا به اختصار خصوصیات هر کلاس را توضیح می دهیم:

کلاس ۱ - سیستم های لیزر با قدرت بسیار کم . هیچ خطری برای بینایی ندارد و ذاتاً ایمن میباشد. کلاس ۲ - لیزرهای نور مرئی با قدرت کم که برون ده آنها کمتر از ۱ میلی وات می باشد. رفلکس پلک زدن معمولاً از چشمها محافظت می کند. وقتی فرد بیش از ۱۰۰۰ ثانیه بطور مستقیم در مقابل بیم این نوع لیزر قرار گیرد آسیب رسان خواهد بود.

کلاس ۳A - لیزرهای با قدرت متوسط. برون ده آنها کمتر از ۵ میلی وات میباشد. رفلکس پلک زدن معمولاً از چشمها محافظت می کند و در طول موج نور مرئی نیازی به محافظ چشم نیست.

کلاس ۳B - لیزرهای با قدرت متوسط که برون ده آنها کمتر از ۵۰۰ میلی وات میباشد. هم از طریق دید مستقیم و هم از طریق انعکاس نور آن، هم برای چشم و هم پوست خطرزا می باشند.

کلاس ۴ - لیزر های با قدرت بالا که برون ده آنها بیشتر از ۵۰۰ میلی وات میباشد. هم از طریق دید مستقیم و هم از طریق انعکاس نور بصورت متمرکز و یا منتشر، هم برای چشم و هم پوست خطرزا می باشند که در واقع خطرناکترین نوع لیزر می باشند.

MPE (یا حداکثر مجاز تماس با اشعه لیزر) عبارتست از میزانی از تشعشع لیزر به چشم و پوست بدون اینکه باعث عارضه در آنها گردد. MPE بستگی به طول موج، قدرت دستگاه و زمان تابش اشعه دارد.

خطرات وابسته به پرتو در لیزر درمانی:

(۱) خطرات لیزر برای چشم

آسیبهای چشمی در صورت استفاده از پوشش های محافظ چشمی مناسب، استفاده از یک سیستم و روش محافظتی مشخص و آموزش مناسب تمامی پرسنل اتاق عمل لیزر، کاملاً قابل پیشگیری هستند. لیزرهای کلاس ۳، با تابش مستقیم و یا انعکاس از سطوح صیقلی می توانند به چشم در مدت زمان کوتاهی آسیب برسانند از آنها هرگز نباید بدون پوشش محافظتی چشم استفاده کرد. عینکهای طبی شیشه ای معمولی چشمها را از طول موج های کمتر از ۳۰۰ نانومتر و بالاتر از ۲۷۰۰ نانومتر محافظت می نماید. همه

عینکهای محافظ چشم میبایستی مارک طول موج و دانسیته اپتیکال برای آن طول موج مشخص را داشته باشند. علاوه بر این، عینکهای محافظ چشم باید دارای محافظهای طرفی از جنس پلی کربنات برای لیزر CO₂ و مواد جاذب مناسب برای طول موج های ۲۷۰۰-۳۰۰ نانومتر باشند. لیزر CO₂ با طول موج ۱۰۶۰۰ نانومتر توسط آب جذب می شود و بنابراین می تواند جذب لایه نازکی از اشک روی قرنیه شده ایجاد آسیب گرمایی فوری ولی گذرای قرینه نماید. لیزرهای فیبراپتیک که طول موج های پایین تری را ساطع می کنند (مانند آرگون، دیود، KTP, Nd:YAG, Ruby, Pulsed dye) میتوانند از لایه های سطحی، قرنیه و لنز عبور کنند و در حین عبور از لنز متمرکز شده به قسمتهای خلفی چشم هدایت شوند و در نتیجه آسیب دائمی برای شبکیه، خصوصاً ماکولای بینایی ایجاد نمایند. از آنجایی که بسیاری از لیزرها برای ناحیه پری اربیتال مورد استفاده قرار گیرد، استفاده از محافظ اربیت بسیار حائز اهمیت است. انواع تجارتي پلاستیکی و با رنگهای تیره این نوع محافظ ها گرم می شود و یا درصدی از نور لیزرها خصوصاً آرگون و FLPDL را از خود عبور می میدهند و میتوانند باعث آسیب به چشم گردند. محافظهای فلزی محافظت لازم از چشم را هم از نظر برخورد با نور مستقیم و هم گرما به عمل می آورند. این محافظ ها سطحی غیر صیقلی و ناصاف دارند تا نور را منعکس نمایند. با این حال نازک بودن آنها باعث می شود که مقداری از گرما به چشم منتقل شود. انواع ضخیم تر هر چند گرما را کمتر عبور می دهند ولی به دلیل سطح صیقلی، ریسک بالای انعکاس نور لیزر بطرف چشم جراح را به همراه دارند. انعکاس نور لیزر معمولاً از سطوح صاف و آینه ای صورت میگیرد. خشن نمودن سطوح بیشتر از تیره کردن آن در پراکنده نمودن نور لیزر مؤثر است. بنابراین سطح خشن و تیره، ایمنی بیشتری را از این نظر تامین می کند.

عینک محافظ باید دارای خصوصیات زیر باشد: (۱) دارای نشانه طول موج و دانسیته اپتیکال باشد. (۲) دارای side shield باشد. (۳) مطابق با شکل صورت باشد و به راحتی روی آن قرار گیرد. هیچگونه ترک، خراش یا آسیب دیگری به اجزای آن وارد نیامده باشد. همیشه قبل از به چشم گذاشتن، عینک محافظ را از جهت خصوصیات فوق بررسی نمایید. تمیز کردن عینک با سطوح خراشنده و یا محلولهای الکلی و یا صابون و پاک کننده ها ممکن است پوشش محافظ اپتیکال را مخدوش کند و موجب آسیب چشم گردد.

۲) خطرات لیزر برای دندان ها

هنگامی که در اطراف دهان عمل لیزر انجام می شود، دندان ها نباید در تماس با نور لیزر قرار گیرند. بسیاری از بیماران روکش و یا دندانهای مصنوعی استفاده می کنند که در صورت تماس با نور لیزر با توان بالا ممکن است ترک خورده و یا تغییر رنگ دهند. دندانها را می توان با یک گاز خیس شده با سالیسین یا محافظهای خاص طراحی شده برای این منظور محافظت نمود.

خطرات غیر وابسته به پرتو در لیزر درمانی:

(۱) خطرات الکتریکی و آتش سوزی: به علت اینکه در اغلب لیزرها از منابع با ولتاژ بالا برای تولید اشعه استفاده می کنند، خطر آتش سوزی ناشی از اتصال برق، ملاحظات ایمنی الکتریکی در مورد دستگاههای لیزر، مثل هر دستگاه الکتریکی مورد استفاده در خدمات بهداشتی و درمانی باید مدنظر قرار گیرد. پرسنل اتاق عمل لیزر باید سوئیچ پایی، سیستم های اتصال، فیوزها و سایر ضوابط

الکتريکی را از نظر سالم بودن و درست بودن اتصالات قبل از شروع به کار چک کنند واز عایق های مناسب استفاده شود.

از طرف دیگر به علت اینکه لیزر تولید گرما میکند، به علت خطر آتش سوزی هرگز نباید از مواد مشتعل شونده مثل الکل یا محلول های حاوی آن در لیزر استفاده کرد و همچنین در لیزر مو نباید بیمار از ژل و اسپری مو حاوی الکل استفاده کرده باشد. در لیزر ناحیه پری آنال خطر خروج گاز متان از مقعد و در نتیجه خطر انفجار و سوختگی ناحیه مقعد بیمار و صورت و دستهای جراح وجود دارد و بنا براین بهتر است در این ناحیه از تامپون مرطوب استفاده شود و باید قبل از انجام لیزر بیمار را به دستشویی فرستاد.

۲) خطرات ناشی از بخارهای لیزر: لیزرهای دی اکسید کربن در اثر گرم کردن بافت تولید بخار می کنند که نه تنها حاوی آب بلکه حاوی ذراتی با قطر کمتر از ۱۰ میلیمتر میباشد که می توانند بداخل آلوئلهای ریه نفوذ کنند. خطرات دود ناشی از جراحی لیزر و نحوه مقابله با آن کانون بحث و بررسی مؤسسات تخصصی علاقه مند به کنترل کیفیت هوا گردیده است. تحقیقات نشان داده است که دود ناشی از جراحی، صرف نظر از منبع تولید کننده (لیزر، الکتروکوتر و...) حاوی کربن (موتاژنیک)، خون و پاتوژنهای خونی، ذرات ویروسی، باکتریها و انواع متنوعی از گازهای توکسیک شامل بنزین، فرمالدئید، اکروئین می باشد. در یک مطالعه که توسط ماتيو وهمکارانش انجام شد کراتینوسیتها و گلبولهای قرمز سالم در بخارهای ناشی از لیزر دی اکسید کربن که در درمان خالکوبی و اپی تلیوما بکار رفته بود مشاهده گردید. علاوه بر این پرتاب شدن شدید ذرات بافتی به اطراف بدنبال انفجارهای کوچک ناشی از لیزرهای Q-switched (مانند ruby, Nd: YAG, و لیزرهای رنگی) توجه زیادی را بخود جلب کرده است. اجزاء بافتی که در حین عمل جراحی لیزر به اطراف پاشیده می شوند، نیز حاوی ذرات خطرناک می باشد. در پرسنال اتاق عمل هایی که به دلیل فقدان سیستم تهویه مناسب، در محیط آلوده به دود کار می کردند، بیماری های سیستم تنفسی و گوارشی متعددی گزارش شده است. دود چه در نتیجه عمل لیزر و چه در نتیجه عمل با سایر وسایل جراحی باشد (الکتروکوتر، اسکالپل اولتراسونیک و...) می تواند خطراتی ایجاد نماید. این خطرات از سال ۱۹۸۶ شناخته شده اند. مطالعات نشان داده اند که دود ناشی از لیزر دی اکسید کربن حاوی ذرات خطرناکی مثل ویریون دست نخورده و یا DNA و ویروسی می باشد. حتی DNA و ویروس HIV در دود ناشی از لیزر یافت شده است، هر چند فاقد توانایی رپلیکاسیون بوده است و این ممکن است به دلیل مخدوش شدن تمامیت ساختمان ویروس HIV با لیزر باشد. پاپیلوماتوز لارنژیال ناشی از HPV در جراحی که زگیل های آنژیئیتال را با لیزر دی اکسید کربن درمان کرده است گزارش شده است. در یک بررسی در اعضاء انجمن لیزر پزشکی و جراحی آمریکا و متخصصین پوست آمریکا که با لیزر دی اکسید کربن کار میکردند، ۴/۵٪ از این افراد به علت تماس با دود لیزر مبتلا به زگیل شده بودند. در ۷/۵٪ جراحان پوست زگیل نازوفارنژیال ایجاد شده بود که شیوع آن از جمعیت نرمال بالاتر میباشد.

علاوه بر آلوده بودن دود لیزر به عوامل عفونی و سمی، ذرات دود ناشی از لیزر که قطر آنها بین ۰/۵ تا ۵ میلیمتر باشد میتوانند به بافت ریه آسیب برسانند. کربن و ترکیبات مضر مانند فرمالدئید و بنزن ممکن است در دود لیزر یافت شوند هر چند که رسیدن میزان این مواد به سطح سمی در دود لیزر به اثبات

نرسیده است. دود غلیظ و بدبو و سمی لیزر می تواند سردرد و تهوع ایجاد کند و بعلاوه ایجاد آمفیژم، برونشولیت و پنومونی بینابینی نماید.

سیستم های تهویه دود برای اعمال جراحی که روی سطح بدن انجام می شود و تولید دود می نماید، نیز توصیه شده اند. خطر استنشاق دود در صورتی که تکنیکهای جمع آوری مناسب دود درست در محل تولید فراهم باشد، کاهش می یابد. وقتی که لوله جمع آوری دود در فاصله ۱ سانتیمتری از محل تولید قرار گیرد، تا ۹۸/۶٪ مؤثر واقع میشود، اما وقتی که به فاصله ۲ سانتیمتری منتقل گردد، مؤثر بودن آن تا ۵۰٪ کاهش می یابد. بنابراین پرستار اتاق عمل یا کمک جراح می بایستی لوله جمع آوری دود را در فاصله مناسب نگه دارد. میزان قدرت تصفیه بر اساس کارخانه مولد دستگاه تهویه متفاوت است. اما اکثراً ادعا می کنند که قدرت تصفیه ذرات کوچکی به قطر ۱ تا ۵ میلیمتر را دارند.

استفاده از سیستم واکيوم دیواری نیز محدودیتهایی دارد. این سیستم برای تخلیه مایعات طراحی شده است

(نه گازها و دود) و هنگام استفاده از این سیستم بهتر است از یک فیلتر با قدرت تصفیه بالا در مسیر انتقال دود بین محفظه ساکشن و مدخل ورودی به دیوار استفاده شود تا بتواند ذرات بزرگ را قبل از ورود به واکيوم دیواری و مسدود کردن آن تصفیه کند.

ماسک های لیزر در صورتی که به نحو صحیحی استفاده شوند می توانند مؤثرتر واقع شوند. ماسک ها باید در طی اعمال جراحی که تولید دود میکنند مورد استفاده قرار گیرند. اگر ماسک در حین عمل مرطوب شود باید تعویض شود. در بعضی انواع لیزر می توان نور لیزر را مستقیماً از وراء یک پوشش هیدروژل قرار گرفته در سطح پوست به سمت بافت هدف هدایت نمود. حسن این روش این است که ذرات ناشی از متلاشی شدن بافت در این لایه هیدروژل جذب شده در نتیجه به اطراف پاشیده نمی شوند. بعد از انجام عمل این لایه هیدروژن آلوده کننده می باشد و بایستی مثل تمام مواد آلوده به خون دفع شود.

غیر از مسائل مذکور، مهمترین نکته در زمینه ایمنی لیزر، الزام اشخاص به رعایت اصول ایمنی، احتیاط فردی در انجام هر عمل جراحی و همکاری متقابل با پرسنل اتاق عمل می باشد.

References:

- 1- Houk LD, Humphreys T. Masers to magic bullets: an updated history of lasers in dermatology. Clin Dermatol. 2007 Sep-Oct;25(5):434-42
- 2- Gross AJ, Herrmann TR. History of lasers. World J Urol. 2007 Jun;25(3):217-20.
- 1- 3- Alexiades-Armenakas MR, Dover JS, Arndt KA. The spectrum of laser skin resurfacing: nonablative, fractional, and ablative laser resurfacing. J Am Acad Dermatol. 2008 May;58(5):719-37
- 4- David J. Goldberg Laser Dermatology, 1st edition , Springer-Verlag NY Inc, New York, NY, 2005.
- 5- Alster TS. Prevention and treatment of side effects and complications of cutaneous laser resurfacing. Plast Reconstr Surg 2002; 109(1):308-316.
- 6- Alster TS. Update on laser, 1st ed, Saunders 2002.
- 7- Goldman MP, Fitzpatrick RE. Cutaneous laser surgery, 2nd Edition, Mosby 1999.
- 8- Lanigan SW. Lasers in Dermatology, 1st Edition, Springer- Verlag 2000.
-
- 9- Thiers BH, Lang PG. Year book of Dermatology and Dermatosurgery, Mosby 2002.
-
-
- 10 -Waynant RW. Laser in Medicine, 1st Edition, CRC PRESS 2002.
-
- 11- Alster TS. Laser in Dermatology, Dermatologic therapy, Vol 13, No 1, 2000.
-
- 12- Ulmer BC. The hazards of surgical smoke. AORN J. 2008 Apr;87(4):721-34
- 13- Pal'tsev IuP, Kravchenko OK, Levina AV. [Safety problems of modern laser medical equipment] Med Tr Prom Ekol. 2007;(12):12-6.
- 14- Alster TS. Manual of Cutaneous Laser techniques, 2nd edition, Lippincott Williams & Wilkins 2000
- 15- Khoury JG, Saluja R, Goldman MP. Comparative evaluation of long-pulse alexandrite and long-pulse Nd:YAG laser systems used individually and in combination for axillary hair removal. Dermatol Surg. 2008 May;34(5):665-70.
- 16- Boord M. Laser in dermatology. Clin Tech Small Anim Pract. 2006 Aug;21(3):145-9.