راهنمای کاربرد لیزرها و منابع نور

از مجموعه درمان‌های طب زیبایی

راهنمای کاربرد لیزرها و منابع نور

ویرایش چهارم

تألیف

جورج روزا

متیو آورام

مراد عالم

ترجمه

دکتر پدرام نورمحمدپور

متخصص بیماری‌های پوست

دانشیار دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

دکتر فاطمه غلامعلی

متخصص بیماری‌های پوست

با همکاری

دکتر امیرهوشنگ احسانی

متخصص بیماری‌های پوست

استاد دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

کتاب ارجمند

کتاب ارجمند

جورج روزا، متیو آورام، مراد عالم

راهنمای کاربرد لیزرها و منابع نور

ترجمه: دکتر پدرام نورمحمدپور، دکتر فاطمه غلامعلی
با همکاری: دکتر امیرهوشنگ احسانی
فروست: ۱۱۹۴
ناشر: کتاب ارجمند
ویراستار: دکتر الهام فخارزاده نائینی
صفحه‌آرایی: پرستو قدیم‌خانی
مدیر هنری: احسان ارجمند
سرپرست تولید: سحر هداوند
ناظر چاپ: سعید خانکشلو
چاپ و صحافی: نقش‌نیزار
چاپ اول، فروردین ۱۳۹۷، ۱۶۵۰ نسخه
شابک: ۴-۶۸۴-۲۰۰-۶۰۰-۹۷۸

این اثر، مشمول قانون حمایت مؤلفان و مصنفان و هنرمندان مصوب ۱۳۴۸ است، هر کس تمام یا قسمتی از این اثر را بدون اجازه مؤلف، ناشر، نشر یا پخش یا عرضه کند مورد پیگرد قانونی قرار خواهد گرفت.

www.arjmandpub.com

عنوان و نام پدیدآور: لیزرها و منابع نور/تألیف {صحیح: ویراستاران} جورج روزا، متیو آورام؛ ترجمه پدرام نورمحمدپور، فاطمه غلامعلی، امیرهوشنگ احسانی.
مشخصات نشر: تهران: کتاب ارجمند، ۱۳۹۶.
مشخصات ظاهری: ۲۳۲ ص.؛ وزیری.
شابک: ۴-۶۸۴-۲۰۰-۶۰۰-۹۷۸
وضعیت فهرست‌نویسی: فیپا
یادداشت: عنوان اصلی: Lasers and lights
موضوع: جراحی پلاستیک، Surgery, plastic
شناسه افزوده: روزا، جورج ج.، ویراستار Hruza, George J
آورام، متیو ام. Avram, Mathew M
نورمحمدپور، پدرام، ۱۳۵۵-، مترجم. غلامعلی، فاطمه، ۱۳۶۲-، مترجم، احسانی، امیرهوشنگ.
رده‌بندی کنگره: ۱۳۹۶ ۹ل۹ل/RL۱۲۰
رده‌بندی دیویی: ۶۱۷/۴۷۷۰۵۹۸
شماره کتابشناسی ملی: ۵۰۶۴۸۶۲

مرکز پخش: انتشارات ارجمند

دفتر مرکزی: تهران بلوار کشاورز، بین خ کارگر و ۱۶ آذر، پلاک ۲۹۲، تلفن ۸۸۹۷۷۰۰۲
شعبه مشهد: ابتدای احمدآباد، پاساژ امیر، انتشارات مجد دانش، تلفن ۸۴۴۱۰۱۶-۰۵۱۱
شعبه رشت: خ نامجو، روبروی ورزشگاه عضدی، تلفن ۳۲۳۲۸۷۶-۰۱۳۱
شعبه بابل: خ گنج افروز، پاساژ گنج افروز، تلفن ۲۲۲۷۷۶۴-۰۱۱۱
شعبه ساری: بیمارستان امام، روبروی ریاست تلفن ۰۹۱۱۸۰۲۰۰۹۰
شعبه کرمانشاه: خ مدرس، پشت پاساژ سعید، کتاب‌فروشی دانشمند تلفن ۳۷۲۸۲۰۴۴-۰۸۳۱

بهاء: ۳۳۰۰۰ تومان

با ارسال پیامک به شمارهٔ ۰۲۱۸۸۹۸۲۰۴۰ در جریان تازه‌های نشر ما قرار بگیرید:
ارسال عدد ۱ : دریافت تازه‌های نشر پزشکی به صورت پیامک
ارسال عدد ۲: دریافت تازه‌های نشر روان‌شناسی به صورت پیامک
ارسال ایمیل: دریافت خبرنامهٔ الکترونیکی انتشارات ارجمند به صورت ایمیل

فهرست

فصل اول مفاهیم مربوط به لیزر، منابع نور و تأثیر متقابل آنها بر بافت‌های زنده ۱۳
فصل دوم درمان ضایعات عروقی با لیزر ۲۹
فصل سوم درمان ضایعات رنگدانه‌ای و خالکوبی‌ها با لیزر ۴۷
فصل چهارم لیزر برداشت مو ۶۹
فصل پنجم جوانسازی غیرتخریبی پوست با لیزر و سایر منابع نور ۸۹
فصل ششم جوانسازی غیرتخریبی فرکشنال با لیزر ۱۰۹
فصل هفتم تجدید سطح پوست با لیزر ۱۲۹
فصل هشتم فرم‌دهی (پیکرتراشی) غیرجراحی بدن ۱۴۷
فصل نهم افزایش قوام پوست با روش‌های غیرتهاجمی ۱۶۵
فصل دهم کاربرد درمان‌های لیزر در پوست‌های تیره (سبزه) ۱۹۱
فصل یازدهم عوارض درمانی و ملاحظات قانونی در درمان‌های مبتنی بر لیزر و منابع نور ۲۱۹

مقدمه مولفین

پیشرفت‌های وسیع در فناوری‌های لیزر، منابع نور و کاربرد آنها و نیز انجام درمان‌های پوستی با کمک سیستم‌های پیشرفته، با سرعتی در جریان است که به روز ماندن در خصوص ابداعات مهم جدید را حتی برای متخصصان آگاه در این زمینه دشوار ساخته است. مجموعه "لیزرها و منابع نور" در پاسخ به نیاز جهت "به روز" ماندن اطلاعات متخصصین این رشته گردآوری گردید. چهارمین ویرایش این مجموعه، ابداعات متنوع و فراوانی را در محدوده کاری و تخصصی بیماری‌های پوست از زمان ویرایش قبلی، دربرگرفته است. فصول کتاب توسط صاحب‌نظران کلیدی در علم جراحی لیزری پوست، مورد بازنگری دقیق قرار گرفته‌اند تا آخرین مرزشکنی‌ها هم در خصوص فناوری و هم در خصوص تکنیک‌های درمان را در مورد هر موضوع پوشش دهند.

چندین فصل توسعه داده شده‌اند تا درمان‌های جدیدی را که در زمان نوشتن ویرایش قبلی کتاب وجود نداشته‌اند، در برگیرند. کاربرد امواج اولتراسوند با شدت بالا، کرایولیپولیز، و منابع انرژی در محدوده فرکانس‌های رادیویی، بطور وسیع پوشش داده شده‌اند. با این حال، همچون سنت ویرایش‌های قبلی، کتاب با یک مرور مناسب در خصوص اصول بنیادین و دانش پایه‌ای در خصوص کاربرد لیزر، سایر منابع نور و جراحی‌های وابسته به ادوات پیشرفته در بیماری‌های پوست، آغاز می‌گردد. فصول بعدی، دربرگیرنده لیزرهای عروقی، لیزر رفع موهای زائد، جوان‌سازی غیر تخریبی پوست با لیزر و سایر منابع نور، تجدید سطح فرکشنال غیرتخریبی، تجدید سطح تخریبی فرکشنال، تجدید سطح پوست با تخریب کامل، پیکرتراشی غیرجراحی و افزایش قوام غیرتخریبی پوست خواهند بود. فصول اختصاص یافته به درمان ضایعات پیگمانته، خالکوبی‌ها و کاربرد لیزر در درمان‌های پوست‌های سبزه و تیره، با استفاده از جدیدترین مطالعات و منابع علمی به‌ویژه در خصوص ابداع لیزرهای pico-second، به روز شده‌اند. مروری بر عوارض درمان‌ها و ملاحظات قانونی مربوط به لیزرهای پوستی و درمان‌های مبتنی بر سیستم‌های پیشرفته، کتاب را تکمیل می‌نمایند. در راستای اهداف کلی مجموعه، کتاب به نحوی نوشته شده است تا اطلاعات مشروح و در عین حال کاربردی در مورد محدوده وسیعی از موضوعات را در برگیرد. فصول کتاب مواردی چون انتخاب صحیح بیماران، ملاحظات مهم در مورد هر درمان بخصوص، نکات کلیدی درمانی و نیز اثرات جانبی و عوارض بالقوه را شامل می‌شوند. کتاب به گونه‌ای نوشته شده است که برای پزشکان کم تجربه تا متخصصین مجرب، به یک میزان قابل بهره‌برداری باشد. نویسندگان هر فصل، بحث در خصوص تکنیک‌های پایه و پیشرفته را به گونه‌ای دقیق و قابل فهم در کتاب گنجانیده‌اند. با افزودن تصاویر بالینی مناسب، الگوریتم‌های گرافیکی، نکته‌های کاربردی بالینی، نمودارها و سایر موارد کمک آموزشی، خواننده کتاب آگاهی ارزشمندی برای متون نوشته شده به دست خواهد آورد.

ما اطمینان داریم که چهارمین ویرایش کتاب راهنمای کاربرد لیزرها و منابع نور، یک مرور مناسب، زمان‌مند و با ارزش را در خصوص استفاده از لیزرها، منابع نور و نیز کاربرد سیستم‌های پیشرفته در بیماری‌های پوست، در حوزه پرتحول طب زیبایی برای خوانندگان فراهم خواهد نمود.

George J Hruza MD/MBA

Elizabeth L. Tanzi MD, FAAD

مقدمه ویراستاران

از زمان ارائه اولین ویرایش این مجموعه تحولات بسیاری رخ داده است. اقدامات زیبایی غیر تهاجمی و یا با حداقل صدمات جانبی، که توسط متخصصین پوست ابداع شده‌اند، بطور فزایندهای توسط سایر پزشکان مورد قبول قرار گرفته و بخوبی توسط بیماران پذیرفته شده‌اند.

جراحی‌های زیبایی در طب بیماری‌های پوست، اصلاح شده و بهبود یافته‌اند. مداخلات درمانی در این حوزه، مؤثرتر، امین نتر و قابل تحمل‌تر شده و نسبت ریسک/فایده آنها بهبود یافته است.

اکنون مشخص شده است که رویکردهای ترکیبی درمانی زیبایی که انواع متعددی از روشها را شامل می‌شود نتایجی قابل مقایسه با اقدامات تهاجمی‌تر دارد. و بالاخره معرفی دستگاهها و فناوری‌های جدید همچنان ادامه دارد.

بدین ترتیب، بهترین روش همراهی با این پیشرفت‌های جدید و حصول اطمینان از اینکه خدمات درمانی شما همچنان در مرز فناوری و با ماهیتی هنری ارائه می‌شوند، کدامست؟

جدیدترین ویرایش "مجموعه اقدامات درمانی زیبایی در طب پوست"، شما را در این مرز نگاه می‌دارد و برای کسانی که کار دراین حوزه را اغاز می‌کنند، این مجموعه به سرعت آنان را وارد این دنیا نموده و هنرمندی در این حوزه را برایشان به ارمغان می‌آورد. هریک از کتب این مجموعه بدین منظور طراحی شده است تا مهارت‌های اساسی پایه و نیز مفاهیم پیشرفته را به شیوهای با درک آسان منتقل نمایند. ما نه فقط برروی مفاهیم نظری بلکه روی روش‌های انجام اقدامات مختلف تمرکز داشت‌هایم. ویراستاران برجسته کتاب‌ها و نیز نویسندگان خبره فصول شما را در خلال فرایند یادگیری مؤثر راهنمایی خواهند نمود به گونه‌ای که می‌توانید بزودی به درمان بیماران بپردازید.

نوسیندگان هر فصل در حوزه کاری خود متخصصینی سرآمد به شمار می‌روند. نقش متخصصین پوست در طب زیبایی همچنان در حال گسترش است. تحقیقات نشان داده است که پزشکان ارائه دهنده مراقبت‌های اولیه و عموم مردم، متخصصین پوست را بعنوان افرادی خبره در زمینه ارائه اقدامات زیبایی کمتر تهاجمی می‌شناسند. هم اکنون (در ایالات متحده) یک برنامه ملی فلوشیپ پیشرفته در خصوص جراحی‌های زیبایی طب پوست، تربیت نسل آینده متخصصین پوست با بالاترین استانداردهای روز را آغاز نموده است.

در این میان، آنچه که دستخوش تغییر نشده است، نیاز پزشکان به دستورالعمل‌های روشن، مختصر و به روز در خصوص روش‌های انجام اقدامات طبی است. لازمست تا پزشکان در زمینه جدیدترین روش‌های بهبود سیما و پنهان نمودن نشانه‌های نمایان افزایش سن، حرف‌های باشند.

در پایان، امیدواریم که شما، خواننده کتاب، این کتاب‌ها را لذت‌بخش و آموزنده بیابید. با تشکر از همکاران بسیاری که ما را یاری کردند و با آرزوی موفقیت برای شما در سفر اکتشافی‌تان.

Jeffrey S. Dover MD, FRCPC,FRCP and
Murad Alam MD, MSCI

مقدمه مترجمین

سیستم‌های تولیدکننده انرژی از جمله انرژی نورانی چه به‌صورت لیزر و چه به‌صورت نور معمول، در کنار فرکانس‌های رادیویی و امواج فراصوت جزء پیشرفته‌ترین سیستم‌های درمانی امروزه به شمار می‌روند که کاربردهای متنوعی در حوزه‌های مختلف طب و به‌ویژه بیماری‌های پوست یعنی درماتولوژی دارند. بدون اغراق، ورود این سیستم‌ها به مجموعه انتخاب‌های درمانی متخصصین پوست، سبب دگرگونی قابل‌توجه چهره این حوزه تخصصی شده و نیاز روزافزونی برای آشنایی هرچه بیشتر و به‌روزتر با درمان‌های مرتبط و فناوری‌های مربوط پدید آورده است، به‌ویژه اینکه پیشرفت‌ها در این خصوص سیری توقف‌ناپذیر دارند. بدیهی است که اغلب درمانگران این حوزه تسلط مناسب به زبان‌های خارجی داشته و غالباً در مطالعه متون زبان اصلی با مشکلی مواجه نیستند؛ اما این نکته نیز انکارناپذیر است که مطالعه منابع به زبان پارسی، صرفه‌جویی قابل‌توجهی در زمان محسوب می‌گردد. به همین دلیل بر آن شدیم تا از میان منابع متعدد موجود، آن را که به‌روز، آموزنده و حرفه‌ای به نظر می‌رسید برای ترجمه انتخاب کنیم. کتاب حاضر، بدون شک یکی از بهترین منابع حال حاضر در مورد فناوری لیزر و کاربرد آن در طب بیماری‌های پوست محسوب می‌گردد. ویرایش ۲۰۱۷ کتاب، به‌گونه‌ای زیبا و دقیق نظم‌دهی شده تا خواننده را قدم‌به‌قدم از آشنایی با فناوری لیزر و موارد پایه آن، تا کاربردهای پیشرفتهٔ این سیستم‌ها در درمان‌های مختلف با خود همراه سازد و برای متخصصین باتجربه و کسانی که به‌تازگی فعالیت در این حوزه را شروع نموده‌اند همزمان مفید باشد. به‌ویژه فصل دهم کتاب برای نخستین بار و در امتداد رویه‌ای جدید در کتاب‌های مربوط به طب پوست و زیبایی، استثنائات درمانی و تغییرات لازم در روش‌های درمان را جهت کاهش عوارض در پوست‌های سبزه مانند آنچه در اکثر مردم خاورمیانه دیده می‌شود، گردآوری نموده است. نویسندگان و ویرایشگران کتاب از سرآمدترین افراد در زمینه تخصصی خود هستند و غالباً در بهترین دانشگاه‌های ایالات‌متحده و اروپا مشغول به کار هستند. در ترجمه کتاب سعی شده تا نهایت امانت‌داری به عمل آید. بااین‌حال هیچ ترجمه‌ای خالی از نقص نیست و ما آماده دریافت هرگونه پیشنهاد و انتقاد سازنده شما هستیم. در پایان ذکر این نکته حیاتی است که گرچه نهایت دقت در انتخاب منبع جهت ترجمه و خود فرایند ترجمه به عمل آمده است بااین‌حال مسئولیت مستقیم استفاده از هرگونه توصیه درمانی ذکرشده در متن کتاب و نیز پارامترهای ذکرشده به‌عنوان نمونه، با شخص پزشک درمانگر و به‌کارگیرنده سیستم‌های درمانی است و مترجمین کتاب و انتشارات ارجمند، هرگونه مسئولیت در این خصوص از جمله تأیید صحت روش‌های درمانی و الگوریتم‌های ذکرشده را از خود سلب می‌نمایند.

دکتر پدرام نورمحمدپور
دکتر فاطمه غلامعلی
دکتر امیرهوشنگ احسانی
بهمن‌ماه ۱۳۹۶

۱

مفاهیم مربوط به لیزر، منابع نور و تأثیر متقابل آن‌ها بر بافت‌های زنده

Catherine M. DiGiorgio, R. Rox Anderson, Fernanda H. Sakamoto

جمع‌بندی و نکات کلیدی فصل

- لیزرها و لامپ‌های فلاش می‌توانند با استفاده از مفهوم "تخریب انتخابی گرمایی ناشی از نور[1]" (SP) اهداف بافتی را نابود کنند.
- لیزرهای تخریبی (Ablative) بافت را تبخیر می‌کنند و لیزرهای غیر تخریبی (Non Ablative) بافت‌ها را بدون تبخیر گرم می‌کنند.
- ایجاد صدمه بافتی به‌صورت انتخابی، نیاز به متمرکز و منحصر کردن گرما در ساختار هدف موردنظر دارد. اصل "تخریب انتخابی گرمایی ناشی از نور"، طول موج مناسب (رنگ نور)، انرژی مناسب (مقدار یا دوز نور)، پهنای پالس انرژی نورانی و خنک‌سازی برای محافظت از پوست را برای درمان طیف وسیعی از اختلالات و بیماری‌های پوستی درهم می‌آمیزد.
- درک ویژگی‌های اپتیکی و گرمایی پوست و اهداف بافت شناختی آن، درمان ایمن و مؤثر با استفاده از منابع نور را امکان‌پذیر می‌نماید.
- سایر فناوری‌های مبتنی بر انرژی را نیز می‌توان برای درمان اهداف خاص پوستی به‌وسیله گرم کردن (اولتراسوند، فرکانس رادیویی)، صدمه مکانیکی (اولتراسوند، ایجاد امواج شوک مکانیکی)، سرد کردن (کرایولیپولیز) و یا تحریک عملکرد میتوکندریال (photobiostimulation) مورداستفاده قرار داد.

نور

نور یکی از اشکال اصلی انرژی با کاربردهای متعدد طبی به شمار می‌رود. در سطح کوانتومی (فیزیک ذرات) نور متشکل از بسته‌های انرژی است که اصطلاحاً فوتون نامیده می‌شوند. هر فوتون مقدار خاص و معینی از انرژی را حمل می‌کند. نور به‌عنوان یک موج الکترومغناطیسی نیز شناخته می‌شود. طیف امواج الکترومغناطیس از امواج رادیویی با فرکانس پایین تا اشعه گاما با انرژی و فرکانس بسیار بالا امتداد دارد. انرژی حمل شده به‌وسیله هر فوتون با طول موج آن (برای نور مرئی بین ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر) که تعیین‌کننده رنگ نور به شمار می‌رود تعیین می‌شود (رابطه پلانک: $E=h.\acute{\upsilon} = h/\lambda$). واژه لیزر مرکب از سرواژه‌های زیر است: نور تقویت‌شده به‌واسطه تابش تشعشع تهییج شده (برانگیخته)[2].

تشعشع تهییج شده یکی از مفاهیم فیزیک ذرات به شمار می‌رود که طی آن یک فوتون نور به‌واسطه واکنش با یک اتم یا مولکول برانگیخته‌شده، ایجاد فوتون دیگری را تحریک می‌کند. فرایند تولید لیزر با پمپ کردن تعداد زیادی از اتم‌ها یا مولکول‌های محیط میزبان که متعاقب آن میزان وسیعی از تشعشع تهییج شده می‌تواند ایجاد شود، به انجام می‌رسد.

1. Selective photo thermolysis

2. Light Amplification by The Stimulated Emission of Radiation

نور لیزر به‌طور مشخص تک‌رنگ می‌باشد یعنی از یک طول‌موج منفرد نور تشکیل شده است. ویژگی دوم پرتو لیزر، همدوس بودن (Coherency) است. بدین معنی که تمام امواج تشکیل‌دهنده پرتو نور، به لحاظ زمانی و فضایی، در یک فاز یکسان تابش می‌شوند. پرتو لیزر شدیداً متمرکز شده است و بدین واسطه تا مسافات بسیار طولانی بدون واگرایی چندانی انتشار می‌یابد و به‌طور نظری، می‌توان تمام پرتوهای تشکیل‌دهنده یک چشمه نور لیزر را در نقطه‌ای به بزرگی طول موج آن متمرکز نمود (برای مثال در مورد لیزر Nd:Yag با طول‌موج ۱۰۶۴ نانومتر می‌توان با ترکیب خاصی از متمرکزکننده‌های انکساری و مغناطیسی تمام انرژی پرتو را در نقطه‌ای به قطر تقریبی ۱ میکرومتر –۱۰۰۰ نانومتر متمرکز نمود). مجموع این ویژگی‌ها، پرتوهای لیزر را برای کاربردهای خاص و منحصربه‌فرد تصویربرداری از بافت زنده مانند Confocal Microscopy و یا توموگرافی با تمرکز نور، مناسب می‌نماید.

پرتوهای لیزر همچنین قادر به ایجاد تکانه (پالس)های اشعه با شدت بسیار زیاد و مدت زمان بسیار کوتاه می‌باشند. در طب بیماری‌های پوست و چشم، لیزرهای پالسی به سنگ‌بنای جراحی‌های فوق دقیق و نیز درمان‌های هدفمند برای یک جزء خاص بافتی تبدیل شده‌اند. تا پیش از سال ۱۹۸۳ کاربرد لیزر در بیماری‌های پوست منحصر به تخریب غیراختصاصی بافت‌ها بود. با پردازش نظریه تخریب اختصاصی با گرمای ناشی از نور (Selective PhotoThermolysis) توسط Parrish و Anderson در این سال، کاربرد لیزر در بیماری‌های پوست، برای ایجاد تخریب گرمایی اختصاصی و هدفمند بافت‌ها و درنتیجه درمان‌های بسیار دقیق‌تر و با حداقل صدمه غیراختصاصی به بافت زنده اطراف، تحول اساسی پیدا نمود. به‌تدریج منابع نوری طیفی (پالسی) با ماهیت غیر لیزر موسوم به IPL (Intense Pulsed light) نیز برای برخی تخریب‌های هدفمند بافتی با پهنای پالس نور در حد میلی‌ثانیه ابداع شدند. فهم دقیق نظریه (تخریب اختصاصی با گرمای ناشی از نور) برای معنی بخشیدن به تعدد ادوات لیزر و IPL و کاربردهای متنوع آن‌ها امری حیاتی به‌شمار می‌رود. فهم دقیق ویژگی‌های اپتیک بافت پوست نیز موردنیاز بود چرا که تمام نوآوری کاربرد لیزر در بیماری‌های پوست با جذب انرژی نور در پوست آغاز می‌شود.

در سال‌های بعد منابع پرتو لیزر که قادر بودند یک لایه سطحی بسیار نازک یا ستون‌های بسیار کم قطری از بافت پوست را تبخیر کنند ایجاد شدند. مفهوم تخریب بخشی از بافت پوست به‌واسطه گرمای ناشی از نور (Fractional PhotoThermolysis) که برای نخستین بار توسط Manestein و همکارانش ارائه شد، عصر جدیدی از درمان‌های مبتنی بر لیزر را در طب پوست آغاز کرد. در این روش‌ها الگوهایی از نقاط بسیار کوچک تخریب گرمایی پوست برای تحریک فرم‌دهی مجدد بافت بدون ایجاد اسکار (Remodeling Without Scarring) بکار گرفته می‌شوند. فرم‌دهی بافت پوست با کمک لیزر فرایند پیچیده‌ای است که از برخی جهات، روند بهبودی زخم‌های بزرگ پوستی مانند ساخته شدن اپیدرم جدید، القای متالوپروتئینازها و ایجاد Dermal Matrix جدید متشکل از رشته‌های الاستین و کلاژن تیپ ۱ و ۳ را تقلید می‌کند. اما در مقام مقایسه التهاب حاصل بسیار اندک بوده و اسکاری برجای نمی‌ماند.

یک نکته مهم در خصوص به‌کارگیری این ادوات برای کاربردهای مختلف اجتناب از رویکرد – کتاب آشپزی– است. هنگامی که قرار است یک بیمار خاص، با یک دستگاه ویژه مورد درمان قرار گیرد ترکیب دقیقی از دانش بنیادی، پایش دقیق برای یافتن تغییرات بالینی به‌منظور توقف درمان، مهارت و بالاخره تجربه بالینی بسیار بهتر از مجموعه دستورالعمل‌های درمان به شمار می‌رود.

واکنش‌های بافت پوست و نور

فوتون‌های تشکیل‌دهنده یک پرتو لیزر می‌توانند – جذب – شوند (انرژی خود را به بافت هدف منتقل نمایند) یا –

کادر ۱-۱
چگونه یک منبع تولید نور را برگزینیم؟

۱. کاربرد بالینی موردنیاز را تعیین کنید.
۲. طول‌موج صحیح (nm) را بر اساس رنگ‌دانه اصلی بافت هدف انتخاب نمایید.
۳. بررسی نمایید آیا منابع نور پیوسته یا پالسی موردنیاز هستند.
۴. در صورت لزوم از پهنای پالس مناسب استفاده نمایید.
۵. تواتر (فرکانس) تکرار پالس‌ها را در صورت ضرورت تعیین نمایید (تعداد پالس لیزر در ثانیه).
۶. متغیرهای خنک‌سازی پوست را تنظیم کنید.
۷. دوز (مقدار) مناسب نور را انتخاب کنید.
۸. سیستم لیزر را چک کنید تا از عملکرد صحیح آن اطمینان یابید.
۹. یک تک پالس روی پوست ناحیه هدف استفاده کنید و نتیجه پایانی بالینی آن را ارزیابی کنید.
۱۰. در صورت ضرورت میزان اشعه لیزر را تغییر داده و مجدد تنظیم کنید.
۱۱. اگر هیچ‌گونه عارضه ناخواسته‌ای دیده نشد، درمان را ادامه دهید.

همیشه:

الف) ناحیه موردنظر را در صورت لزوم بی‌حس کنید (مثل لیزر خالکوبی، لیزرهای تخریبی لایه‌بردار).
ب) از محافظ شخصی مناسب (عینک مخصوص طول موج لیزر مورداستفاده، ماسک ضد دود، دستکش) استفاده کنید.
ج) چنانچه درمان‌های تخریبی یا لیزر موهای زائد انجام می‌دهید، دستگاه مکنده دود را روشن کنید و در ۱ الی ۲ سانتی‌متری هدف نگه دارید.
د) ناحیه موردنظر را بعد از اتمام درمان با پماد وازلین پانسمان نموده و تا بهبودی از بودن در معرض نور آفتاب محافظت نمایید.

تفرق- یابند (مسیر حرکت خود را در بافت تغییر دهند). همچنین انرژی نورانی برگشت داده شده از سطح بافت با عنوان نور منعکس‌شده شناخته می‌شود. در مورد یک بافت خاص انرژی نورانی عبور کرده از بافت با عنوان نور منتقله مشخص می‌گردد. میزان تفرق نور در بافت نسبت عکس با طول موج نور دارد. به‌بیان‌دیگر نور با طول‌موج کوتاه‌تر تفرق بیشتری در بافت می‌یابد و نور با طول‌موج بلندتر (مانند امواج مادون قرمز) کمتر متفرق می‌شود. به‌طور مشابه نور در بافت پوست نیز جذب شده و یا متفرق می‌شود. به همین دلیل هم لایه‌های مختلف پوست کدر بوده و بر اساس میزان تفرق و جذب طول موج‌های مختلف نور، رنگ‌های متفاوت دارند. نفوذ نور به بافت پوست و عبور از آن بسته به میزان هردو پارامتر جذب و تفرق برای آن طول موج خاص محدود می‌گردد. تمام اثرات نور روی بافت پوست با جذب فوتون‌های آن توسط مولکول‌های مختلف بافتی که در اصطلاح رنگ‌دانه – کروموفور- نامیده می‌شوند شروع می‌گردد. لیزرهای تخریب‌کننده[1] آن‌هایی هستند که بافت پوست را به‌واسطه رساندن سریع دمای آب داخل بافت به نقطه جوش تبخیر می‌کنند. بنابراین تعجب‌برانگیز نخواهد بود اگر عمده لیزرهای تخریب‌کننده پوست دارای طول موج‌هایی باشند که قویاً توسط آب جذب می‌شوند. لیزرهای غیر مخرب[2]، بافت پوست را تبخیر نمی‌کنند. انواع زیادی از این لیزرها با طول موج‌های مختلفی که به‌وسیله آب یا سایر کروموفورهای پوستی مانند ملانین و یا هموگلوبین و نیز جوهر خالکوبی، چربی‌ها و یا سایر رنگ‌دانه‌ها جذب می‌شوند، در بیماری‌های پوستی کاربرد دارند.

اندازه‌گیری میزان انرژی پرتو لیزر (دوزیمتری) در ایمنی درمان و دستیابی به نتایج مناسب اهمیت اساسی دارد. برای از بین بردن بافت پرتوهای لیزر باید توانایی رساندن آب داخل بافتی به نقطه جوش یعنی ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد را داشته و بعلاوه انرژی اضافه موردنیاز برای تبدیل آب جوش به بخار (گرمای نهان تبخیر) را نیز فراهم کنند. واحد بنیادی اندازه‌گیری انرژی ژول (J) نام دارد. برای گرم کردن ۱ سانتی‌مترمکعب آب به میزان ۱ درجه سانتی‌گراد، ۴/۲ ژول انرژی موردنیاز خواهد بود. برای تبخیر همان ۱ سانتی‌مترمکعب آب ۲۰۰۰ ژول

1. Ablative
2. Nonablative

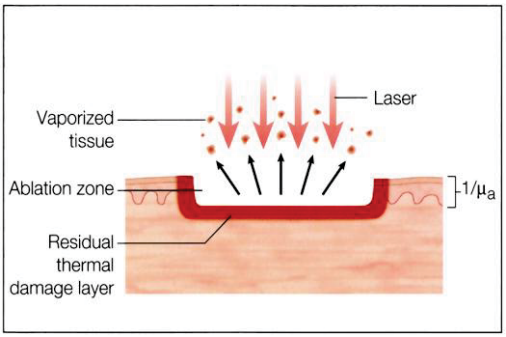
نکته کاربردی ۱

لیزرهای تخریبی بافت پوست را به‌طور غیراختصاصی تبخیر می‌کنند درحالی‌که لیزرهای غیر مخرب و لیزرهای انتخابی تنها با در نظر گرفتن اصول پدیده فتوترمولیز انتخابی، به‌کار برده می‌شوند.

انرژی موردنیاز می‌باشد. بر این اساس یک لیزر تخریب‌کننده باید حداقل به میزان ۲۵۰۰ ژول بر سانتی‌مترمکعب بافت تبخیر شده انرژی فراهم نماید. نه فقط برای تخریب بافت پوست انرژی زیادی موردنیاز است بلکه این انرژی باید بسیار سریع و قبل از اینکه به‌واسطه هدایت، به عمق منتقل شده و بافت‌های عمقی‌تر را گرم نماید و سبب سوختگی شود، به پوست وارد شود. لیزرهای تخریبی استاندارد برای کاربردهای پوستی لیزر اربیوم[1] (۲۹۴۰ نانومتر) و دی‌اکسید کربن (۱۰۶۰۰ نانومتر) هستند. اثر بافتی مطلوب حاصل از این لیزرها عبارت است از: برداشتن دقیق یک لایه بسیار نازک از سطح پوست و یا یک ستون باریک از بافت پوست جهت درمان منطقه‌ای[2] همراه با بجا گذاشتن حداقل صدمه گرمایی به لایه‌های مجاور بافت. یک صدمه گرمایی باقیمانده بسیار اندک در حدود ۰/۱ میلی‌متر اطراف ناحیه برداشته شده با لیزر، در عمل می‌تواند برای ایجاد هموستاز مفید باشد. رسیدن به حداقل صدمه گرمایی به‌جامانده از لیزر، با ترکیب طول‌موج، پهنای پالس و تراکم انرژی مناسب در سطح پوست امکان‌پذیر خواهد بود. یک اشتباه شایع در مورد کسانی که به‌تازگی کار با سیستم‌های لیزر را شروع می‌کنند کم کردن توان لیزر CO_2 جراحی در یک اقدام اشتباه، برای رعایت حداکثر احتیاط می‌باشد. متأسفانه کاهش توان می‌تواند منجر به ایجاد سوختگی گردد چرا که پروسه درمانی از یک تخریب سریع، دقیق و بدون صدمه گرمایی قابل‌توجه به بافت‌های مجاور، به گرم کردن غیراختصاصی توده بافتی پوست در اثر گرمای زیاد به‌جامانده و ناخواسته، تبدیل می‌شود. خوشبختانه بسیاری از لیزرهای تخریبی ساخته شده برای کاربردهای اختصاصی پوستی، به‌گونه‌ای طراحی می‌شوند تا همواره در محدوده دوزیمتری موردنیاز برای تخریب سریع بافتی باقی بمانند و لذا احتمال بروز این مشکل کاهش می‌یابد. ایمن‌ترین لیزرهای اربیوم و CO_2 آن‌هایی هستند که توان بالا، انرژی بالا و پهنای پالس بسیار پایین (در حد کمتر از چند میلی‌ثانیه) دارند و اختصاصاً برای کاربردهای پوستی (و نه جراحی) با حداقل صدمه گرمایی به‌جامانده در بافت‌های مجاور، طراحی شده‌اند. به‌رغم تمام تدابیر ایمنی ممکن بکار گرفته شده در سیستم‌های لیزر تخریبی، مهم‌ترین سد حفاظتی در برابر عوارض ناشی از این لیزرها، توانایی تشخیص دقیق و فوری واکنش نهایی بافتی مطلوب و غیرمطلوب توسط درمانگر خواهد بود. برای مثال جمع‌شدگی[3] فوری پوست به دنبال درمان همواره نشانه صدمه گرمایی قابل توجه به بافت درم خواهد بود (شکل ۱-۱).

فلوئنس[4] به‌صورت انرژی تحویل شده به واحد سطح پوست تعریف می‌شود و واحد اندازه‌گیری آن به‌طور خاص، ژول بر سانتی‌مترمربع J/Cm^2 می‌باشد. می‌توان فلوئنس را به‌صورت - دوز ناحیه‌ای- انرژی لیزر تابیده‌شده به پوست در نظر گرفت. طول پالس (یا همان پهنای پالس یا مدت مواجهه با پرتو) به زبان ساده، مدت زمان تابش انرژی لیزر به پوست می‌باشد که با واحد ثانیه اندازه‌گیری می‌شود. توان به‌عنوان میزان تحویل انرژی به بافت تعریف می‌شود که با واحد آشنای وات مانند لامپ‌های منزل سنجیده می‌شود. یک وات معادل یک ژول در ثانیه در نظر گرفته می‌شود. یک لامپ رشته‌ای معمولی منزل توانی در حدود ۱۰۰ وات انرژی الکتریکی دارد اما فقط کمتر از ۱۰ وات توان نورانی منتشر می‌کند. در مقایسه لیزرهای مورداستفاده در بیماری‌های پوست، توانی بین ۱۰ تا ۱۰۰۰،۰۰۰،۰۰۰

1. Er:YAG
2. Fractional
3. Contraction
4. Fluence



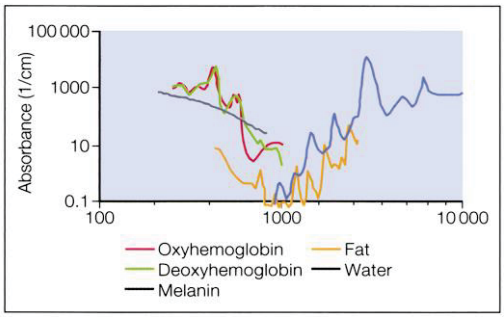
شکل ۱-۱ نمایی از لیزر تخریبی در هنگام تبخیر پوست که یک لایه صدمه‌دیده در اثر حرارت بر جای می‌گذارد.

(یک میلیارد) وات انرژی نورانی تابش می‌کنند. لیزرهای Q-Switched که به‌طورمعمول برای برداشتن خالکوبی‌ها و برخی ضایعات پیگمانته پوستی استفاده می‌شوند، توانی بیش از یک نیروگاه هسته‌ای معمولی تولید می‌کنند! اما باید توجه داشت این توان خارق‌العاده تنها برای زمان ۱۰ الی ۱۰۰ نانوثانیه تولید می‌گردد. برای روشن‌شدن موضوع، چگالی انرژی (Fluence) مورداستفاده برای درمان خال Ota[1] در یک کودک با لیزر Q-Switched با پهنای پالس ۱۰ نانوثانیه و چگالی انرژی مورداستفاده برای درمان یک خال شرابی Portwine[2] با یک لیزر Pulsed Dye با پهنای پالس ۱ میلی‌ثانیه می‌توانند برابر باشند (تقریباً بین ۵ تا ۱۰ ژول بر سانتی‌مترمربع) اما توان لیزر Pulsed Dye در حدود ۱۰۰ هزار برابر کمتر از لیزر Q-Switched می‌باشد.

اپتیک پوست

مهم‌ترین رنگ‌دانه (کروموفور) های پوستی، هموگلوبین، ملانین، پیگمان‌های با منشأ خارجی (مانند جوهر خالکوبی یا رسوب برخی داروها)، آب و چربی هستند. رنگ‌دانه هدف موردنظر، عمق قرارگیری ساختار هدف و جذب انرژی به‌وسیله بافت‌های مجاور بر انتخاب طول موج مناسب لیزر تأثیرگذارند. طیف جذبی برخی از کروموفورهای مهم پوستی در شکل ۲-۱ قابل‌مشاهده است.

1. Nevus of Ota
2. Port-wine stain



شکل ۲-۱ طیف جذبی کروموفورهای پوستی که به‌طورمعمول برای جراحی لیزر مبتنی بر فوتوترمولیز انتخابی استفاده می‌شوند.

تخریب انتخابی با حرارت حاصل از نور

این پدیده که ازاین‌پس به‌اختصار با عنوان SP (Selective PhotoThermolysis) مورداشاره قرار می‌گیرد، تماماً بر مبنای انتخاب‌های بنیادی صحیح در خصوص طول موج لیزر مورداستفاده، پهنای پالس، قطر پرتو اشعه در هنگام تابش به پوست (Spot Size) و خنک‌کنندگی مناسب پوست استوار است. در وهله نخست، باید طول موجی را انتخاب نمود (در مورد IPL فیلتر مربوط به دسته‌ای از طول موج‌ها) که به‌صورت ترجیحی به‌وسیله ساختار هدف موردنظر (مانند مو یا عروق خونی، جوهر تاتو و یا پیگمان ملانوسیت‌ها) جذب شود. تا به امروز، تمام لیزرهای مبتنی بر فرایند فتوترمولیز انتخابی در محدوده طیف مرئی نورانی و ابتدای طیف مادون قرمز عمل می‌کنند. در کل، در طیف نور مرئی، کروموفور هدف با طول موج لیزری که رنگ مکمل آن را دارد درمان می‌شود. برای مثال، جوهر قرمز به‌کاررفته در خالکوبی‌ها، رنگ سبز (مکمل) خود را به‌خوبی جذب می‌کند و به همین دلیل با لیزر Nd:YAG Q-Switch با فرکانس دو برابر که در طول موج سبز ۵۳۲ نانومتر عمل می‌کند می‌تواند به‌طور مؤثری تحت درمان قرار گیرد. به‌طور مشابه، پیگمان سبز به‌کاررفته در خالکوبی‌ها بهتر از همه با لیزر Q-Switched در محدوده قرمز مانند Ruby در طول موج ۶۹۴ نانومتر (قرمز تیره) قابل درمان است.

جذب ترجیحی لیزر، سبب اجتناب از صدمه به رنگ‌دانه‌های رقیب در ساختارهای مجاور و نه فقط بیشترین جذب به‌وسیله هدف موردنظر می‌گردد. برای نمونه، هنگام درمان ساختارهای موجود در درم مانند عروق خونی به حداقل رساندن صدمه ناخواسته به اپیدرم اهمیت فراوانی دارد. نظر به اینکه تمام فوتون‌های لیزر که قرار است به عروق خونی هدف برسند لاجرم باید از اپیدرم فوقانی عبور کنند، بهترین طول موج لیزر برای درمان خال‌های شرابی (Port-wine Stains) صرفاً طول موجی نیست که بیشترین جذب را به‌وسیله خون داشته باشد. طول‌موج مناسب انتخابی، باید قابلیت نفوذ تا عمق کافی برای رسیدن به ساختار موردنظر را داشته باشد. در محدوده طیف مرئی تا مادون‌قرمز یعنی از حدود ۴۰۰ تا ۱۲۰۰ نانومتر، طول موج‌های بلندتر نفوذ بیشتری به داخل پوست دارند. این موضوع سبب می‌شود تا بجای نور آبی‌رنگ که جذب خیلی قوی به‌وسیله عروق خونی دارد، برای درمان عروق خونی سطحی از نور زردرنگ لیزر PDL استفاده شود. لیزرهای PDL با پهنای پالس بالا، نخستین نمونه از لیزرهایی هستند که برای یک منظور خاص طبی طراحی شده‌اند: درمان ضایعات Port-wine Stain در کودکان (رجوع به معرفی بیمار شماره ۲). در مقیاس میکروسکوپی، عروق خونی میکرونی با ایجاد حداقل صدمه برای ساختارهای بافتی مجاور، به‌طور اختصاصی به‌وسیله لیزر گرم‌شده و صدمه می‌بینند. اما برای یک ساختار عروقی عمقی همراه با تکثیر فراوان عروق، مانند بسیاری از ضایعات Port-wine در بالغین و یا مالفورماسیون‌های وریدی، استفاده از طول موج‌هایی با نفوذ عمقی‌تر مانند لیزر الکساندریت با طول‌موج نزدیک مادون قرمز ۷۵۵ نانومتر، اغلب با تأثیر بسیار بهتری همراه است که با جزئیات در مطالعه Izikson و همکارانش در ۲۰۰۹ مطرح شده است (با نظر به شکل ۲-۱ به راحتی می‌توان دریافت هموگلوبین نور زرد را بسیار قوی‌تر از طول‌موج ۷۵۵ نانومتر جذب می‌کند و درعین‌حال این طول‌موج به‌خوبی به‌وسیله ملانین هم جذب می‌شود). ازاین‌رو است که هنگام استفاده از لیزر الکساندریت برای درمان ضایعات عروقی، استفاده از خنک‌کنندگی مناسب برای اپیدرم، به‌منظور حفاظت آن ضروری است (مراجعه به مطالعات Chang & Nelson).

ملانین در محدوده وسیعی از طول موج‌ها، انرژی نورانی را جذب می‌کند. EuMelanin که پیگمان اولیه و عمده در اپیدرم و فولیکول‌های موی مشکی است، طیف جذب بسیار گسترده‌ای دارد که از محدوده ماورای بنفش تا ابتدای مادون‌قرمز (NIR) امتداد می‌یابد. EuMelanin پیگمان هدف در درمان لنتیگوی ساده به شمار می‌رود. همچنین پیگمان هدف در از بین بردن موهای مشکی با لیزر است که ثانوی به آن هدف دوم یعنی سلول‌های زایای فولیکول مو از بین می‌روند چنان‌که به‌وسیله Grossman و همکاران گزارش شده است. در اشخاص با پوست روشن که موی تیره مشکی دارند طول موج‌های ابتدای طیف مادون‌قرمز مانند دایود ۸۱۰ نانومتر و الکساندریت ۷۵۵ نانومتر، برای رفع موها ایده‌آل هستند. اما یک اشتباه شایع، کاربرد این لیزرهای متداول برای موهای قرمز یا طلایی (بلوند) است که عمدتاً از پیگمان PheoMelanin تشکیل شده‌اند. این طول موج‌ها جذب بسیار مختصری به‌وسیله فئوملانین دارند و لذا برای از بین بردن دائمی موهای طلایی و قرمز ناکارآمد هستند.

نکته کاربردی ۲

پدیده فتوترمولیز انتخابی، جراحی میکروسکوپی ساختارهای بافتی را امکان‌پذیر می‌کند.

نکته کاربردی ۳

طول موج لیزر مورداستفاده معمولاً به رنگ مکمل پیگمان هدف موردنظر است (برای مثال ۶۹۴-nm لیزر Q-Switched Ruby برای درمان خالکوبی‌های سبزرنگ).

نکته کاربردی ۴

نفوذ پرتوهای لیزر به داخل پوست در طیف مرئی با افزایش طول موج افزایش می‌یابد اما در مادون قرمز، کاهش می‌یابد.

درمجموع، آب، کروموفور هدف مناسبی برای لیزرهای مبتنی بر فوتوترمولیز انتخابی به شمار نمی‌رود چرا که با غلظت بالا، تقریباً در تمام ساختارهای پوست وجود دارد. طیف جذبی آب در ابتدای طیف مادون‌قرمز شروع شده و به‌تدریج افزایش می‌یابد تا در میانه‌های طیف مادون قرمز به حداکثر می‌رسد. در ترکیب با تجهیزات خنک‌کننده مناسب اپیدرم، لیزرهای این محدوده (میانه طیف مادون قرمز) می‌توانند با هدف قرار دادن آب موجود در درم و ایجاد گرما و صدمه حرارتی کنترل شده به بافت، به‌عنوان راهکارهای غیر تخریبی برای جوان‌سازی پوستی با استفاده از لیزر، عمل نمایند. ایجاد این صدمات کنترل شده در درم، سبب بازآرایی رشته‌های کلاژن در کنار ساخته‌شدن کلاژن جدید شده و در بهبود نسبی ظاهر چروک‌های ظریف پوستی (rhytid) مؤثر است.

به‌تازگی، لیزرهای ابتدای طیف مادون قرمز توسط Sakamoto و همکاران برای هدف قرار دادن بافت‌های غنی از چربی مورداستفاده قرار گرفته‌اند. برخلاف هدف‌گیری رنگ‌دانه‌های معمول (مانند ملانین و هموگلوبین) که بر مبنای تحریک الکترونیک مولکول‌ها استوار است، تأثیر لیزرهای مادون قرمز بر بافت‌های چربی، برمبنای حالات لرزشی مختلف مولکول‌ها قرار دارد. مولکول‌های چربی، به‌واسطه این اثر لرزشی، در طول‌موج‌های ۱۲۱۰ و ۱۷۲۰ نانومتر، به‌صورت انتخابی تخریب می‌شوند که در این طول موج‌ها جذب آن‌ها مختصری از آب اطراف بیشتر است. گرچه هنوز سیستم‌های تجاری برمبنای این یافته، روانه بازار نشده‌اند، اما کاربرد این تکنیک‌ها در آینده، قادر است تا یک روش جذاب غیرتهاجمی جایگزین، برای هدف قرار دادن بافت چربی فراهم نماید. دومین عامل مهم برای پدیده فوتوترمولیز انتخابی استفاده از پهنای پالس مناسب به‌منظور فراهم کردن امکان تمرکز حرارت در طول پالس، در داخل یا نزدیک ساختار هدف است. از لحظه‌ای که حرارت، به‌واسطه جذب انتخابی انرژی لیزر در ساختار هدف، بالا می‌رود، ساختار موردنظر با هدایت گرما به بافت‌های مجاور خنک می‌شود.

بنابراین، گرم شدن بافت هدف، مستلزم برقراری تعادل پیچیده‌ای میان میزان جذب فوتون‌ها و تولید حرارت در آن ساختار از یکسو و سرعت خنک شدن آن از سوی دیگر است. مفهوم زمان استراحت حرارتی (TRT)[1] در کاربردهای بالینی برای انتخاب پهنای پالس مناسب لیزر مفید است. TRT به‌طور خلاصه بیانگر زمان لازم برای خنک شدن قابل توجه بافت هدف موردنظر است. (به‌طور دقیق TRT برابر است با مدت زمانی که لازم است تا کروموفور هدف، نیمی از گرمای جذب شده ناشی از تابش لیزر را در بافت‌های اطراف مستهلک نماید). TRT یک ساختار خاص پوستی، ارتباط بسیار قوی با اندازه فیزیکی آن دارد و این پارامتر توجیه‌کننده طیف وسیع پهنای پالس‌های موردنیاز برای لیزرهای ایده‌آل پوستی است. یک تخمین ساده و مفید در خصوص TRT ارتباط مستقیم آن با مجذور قطر ساختار هدف است: $TRT \approx d^2$ که در این معادله، TRT برحسب ثانیه و d قطر ساختار هدف برحسب میلی‌متر است. برای مثال یک وریدِ ۱ میلی‌متری در اندام تحتانی تقریباً در ۱ ثانیه خنک می‌شود درحالی‌که تلانژکتازی‌های روزاسه که قطری در حدود ۰/۲ میلی‌متر دارند، تقریباً در ۰/۰۴ ثانیه (۴۰ میلی‌ثانیه) و ونول یک ضایعه wine–Port در کودکان که حدود ۰/۰۳ میلی‌متر قطر دارد، در عرض ۰/۰۰۱ ثانیه (۱ میلی‌ثانیه) خنک می‌شوند. پهنای پالس ایده‌آل لیزر یا IPL مورداستفاده باید تقریباً معادل TRT ساختار موردنظر باشد. در مثال فوق، یک برخورد طولانی‌مدت با لیزر KTP[2] ۵۳۲ نانومتر با توان پایین، برای درمان ورید ساق پا مناسب خواهد بود. یک پالس با قدرت بالاتر KTP یا PDL ۵۹۵ نانومتر با پهنای بین ۲۰ تا ۴۰ میلی‌ثانیه، برای تلانژکتازی ناشی از روزاسه مناسب خواهد بود و بالاخره لیزر PDL با پهنای پالس در حدود ۱ میلی‌ثانیه برای درمان Port-wine کودکان انتخاب

1. Thermal Relaxation Time
2. Potassinm – titanyl - phospate

بیمار نمونه ۱

پهنای پالس

یک خانم ۲۶ ساله با اسکار وسیع به دنبال برداشت خالکوبی با لیزر در یک سالن زیبایی محلی مراجعه کرده است. او به یاد دارد که برای رفع موهای زائد بدن، با همان دستگاه و بدون عارضه توسط همان اپراتور، لیزر جهت وی انجام شده است. اما این بار خالکوبی سیاه‌رنگ ساده وی، بلافاصله بعد از درمان دچار تاول، قرمزی و ورم شدید شده است که به دنبال آن کراست و نهایتاً اسکار هیپرتروفیک پدیدار شده است. این عارضه برگشت‌ناپذیر، به دلیل استفاده از IPL که پالس‌هایی در محدوده میلی‌ثانیه تابش می‌کند، بجای لیزرهای مناسب با پهنای پالس نانو یا پیکوثانیه که می‌توانند خالکوبی را بدون اسکار از بین ببرند، ایجاد شده است.

تطبیق TRT و پهنای پالس لیزر، برای دستیابی به اثربخشی مناسب، اجتناب از عوارض جانبی و حتی برای تعیین اهدافی که به درمان پاسخ خواهند داد، به لحاظ بالینی بسیار مهم است. برای مثال مرد جوانی با یک خال Ota و ریش تیره‌رنگ روی صورت را در نظر بگیرید. هم ضایعه خال Ota و هم فولیکول‌های موی ریش وی تراکم بالایی از همان کروموفور ملانین دارند. یک لیزر Q-Switched Alexandrite با طول موج ۷۵۵ نانومتر، برای محو کردن خال Ota وی بسیار مؤثر خواهد بود چرا که هدف آن، ملانوسیت‌های کوچک منفرد و پراکنده عمقی در سرتاسر درم پوست وی است. نتیجه پایانی مناسب، سفید شدن فوری محل به دلیل ایجاد حباب‌های گاز میکروسکوپیک در هنگام خرد شدن ملانوسیت‌های هدف در داخل درم است. اما درعین‌حال، این لیزر Q-Switch صدمه دائمی به موی وی وارد نخواهد کرد چرا که پهنای پالس آن میلیون‌ها برابر کمتر از TRT فولیکول مو است. این لیزر صرفاً شفت مو را (که از نسج مرده تشکیل شده است) قبل از انتشار دادن گرما به اپیتلیوم فولیکول مو تبخیر می‌کند و می‌توان با اطمینان به بیمار اطلاع داد که هیچ بخشی از موی صورت وی به‌طور تصادفی و ناخواسته صدمه نمی‌بیند.

در مقابل، لیزر الکساندریت با پهنای پالس بلند (بین ۳ تا ۳۰ میلی‌ثانیه) با همان طول موج می‌تواند به‌طور دائمی موی صورت وی را از میان ببرد بدون اینکه روی ضایعه خال Ota وی تأثیری داشته باشد. این پهنای پالس بالا قادر به متمرکز کردن انرژی در پارتیکل‌هایی به کوچکی یک سلول ملانوسیت تنها نیست اما اجازه می‌دهد تمام فولیکول مو به مدت زمان زیادی گرم شود بدون اینکه شفت تیره مو تبخیر شود. گرچه، در صورت تراکم بالای ملانوسیت‌ها در درم روی محل خال Ota (برای مثال در مورد ضایعات پررنگ‌تر)، به‌صورت بالقوه می‌تواند سبب گرم شدن توده کلی بافت شده و یک سوختگی اتفاقی در درم ایجاد نماید.

یک خطای حرفه‌ای عمده مرتبط با پهنای پالس، بکار بردن سیستم‌های با پهنای پالس بالا مانند IPL که عمدتاً برای از بین بردن مو کاربرد دارند، برای درمان خالکوبی‌ها است. لیزرهای با پهنای پالس بلند و IPL نوعاً پالس‌هایی با پهنای در محدوده میلی‌ثانیه تابش می‌کنند که بجای گرم کردن خود پارتیکل‌های رنگ، پوست خالکوبی‌شده را به‌طور کلی گرم می‌کنند چرا که پهنای پالس این سیستم‌ها به میزان زیادی بیشتر از TRT ذرات رنگ‌دانه موجود در خالکوبی است. به همین دلیل درم مجاور به‌طور ناخواسته گرم می‌شود که سبب صدمه گرمایی غیراختصاصی به بافت و ایجاد تاول، تغییر رنگ و اسکار می‌گردد که به‌وسیله Wenzel و همکاران وی در گزارش شده است. متأسفانه اشتباهات مشابهی به دلیل عدم درک کامل مفهوم فوتوترمولیز انتخابی، و انتخاب نادرست پهنای پالس برای درمان، به‌طور شایعی دیده می‌شوند.

سومین عنصر مهم برای پدیده فوتوترمولیز انتخابی، استفاده از چگالی انرژی مناسب (Fluence) برای تأثیر گذاشتن بر ساختار هدف است. در کل، چگالی انرژی موردنیاز، نسبت عکس با میزان جذب به‌وسیله ساختارهای هدف دارد. جذب قوی‌تر به چگالی انرژی کمتری نیاز دارد و برعکس. به همین علت است که برای مثال، چگالی انرژی موردنیاز لیزر الکساندریت متداول برای درمان Port-wine در حدود ۴۰ ژول بر سانتی‌مترمربع است (بیمار مورد ۲ را ببینید) درحالی‌که این مقدار در مورد لیزر PDL برای درمان همان ضایعه تنها در حدود ۸ ژول بر سانتی‌متر مربع خواهد بود.

بیمار نمونه ۲

اثر تیندال

یک کودک ۶ ساله مبتلا به سندرم استورژ- وبر، یک ضایعه Port-wine بزرگ روی بازوی خود دارد. وی با لیزر PDL ۵۹۵ نانومتر مورد درمان قرار گرفته است. اما بعد از ۱۰ جلسه درمان، ضایعه پاسخ مناسبی نداشته است. متخصص پوست دیگری، درمان را با لیزر الکساندریت ۷۵۵ نانومتر با پهنای پالس طولانی شروع می‌کند و برخلاف درمان قبلی، این بار به نظر می‌رسد ضایعه به‌خوبی به درمان پاسخ می‌دهد. اغلب ضایعات PWS، مالفورماسیون‌هایی متشکل از وریدهای کوچک هستند و می‌توانند به درم عمقی و ساختارهای زیرین گسترش داشته باشند. لیزرهای PDL در محدوده ۵۹۵ نانومتر، برای استفاده از مفهوم فوتوترمولیز انتخابی در درم فوقانی ایده‌آل هستند، اما این طول موج‌های زردرنگ به‌خوبی به بافت‌های عمقی‌تر نفوذ نمی‌کنند. لیزر الکساندریت ۷۵۵ نانومتر، بسیار عمقی‌تر نفوذ نموده و همچنین نزدیک به طول موج یکی از باندهای جذب دزوکسی هموگلوبین که در وریدهای ضایعه وجود دارد می‌باشد. تغییر از لیزر PDL یا KTP به الکساندریت برای درمان قسمت‌های عمقی‌تر ضایعات PWS مفید خواهد بود. البته باید احتیاط لازم برای جلوگیری از گرم شدن غیراختصاصی توده بافتی Bulk heating رعایت شده و درمان با انرژی‌هایی نزدیک به آستانه ایجاد صدمه انتخابی در عروق (و نه انرژی‌های بالاتر) انجام شود.

در مورد منابع پالسی لیزر، میزان تکرار پالس یکی از پارامترهای درمانی است. فرکانس، بیانگر میزان تکرار پالس‌های لیزر در یک پریود زمانی مشخص (معمولاً ثانیه) بوده و با واحد هرتز Hz اندازه‌گیری می‌شود که یک هرتز معادل یک پالس در هر ثانیه خواهد بود. استفاده از میزان تکرار بالاتر، برای درمان‌هایی که نیاز به تعداد زیادی پالس لیزر دارند (مثلاً خالکوبی‌های بزرگ) مفید است. گرچه انجام لیزر برای یک خالکوبی بزرگ با فرکانس یک پالس در ثانیه خسته‌کننده است و افزایش فرکانس پالس‌ها درمان را بسیار سریع‌تر می‌کند اما درعین‌حال، توزیع یکنواخت پالس‌ها را دشوار می‌کند.

پیشرفت‌های جدید علمی سبب شده تا لیزرهایی با پهنای پالس در حد پیکوثانیه (معادل 10^{-12} ثانیه) به‌صورت تجاری در دسترس قرار گیرند. این لیزرها روند حذف خالکوبی‌ها را بهبود داده‌اند چرا که پهنای پالس کوتاه‌تر آن‌ها حتی از TRT ذرات بسیار کوچک جوهر خالکوبی در بافت نیز کمتر است. برای مثال، ذرات جوهر خالکوبی بعضاً قطری در حدود ۰/۱ میکرومتر دارند و بنابراین TRT آن‌ها در حدود ۱۰ نانوثانیه خواهد بود. یک پیکوثانیه معادل 10^{-12} ثانیه (۰/۰۰۱ نانوثانیه) است. این پهنای پالس بسیار کوتاه‌تر از TRT ذرات جوهر خالکوبی است و لذا سبب می‌شود تا پهنای پالس‌های در حد پیکوثانیه، ذرات جوهر را با انرژی‌های پایین‌تر و به شکل بسیار انتخابی‌تر نابود کنند. مفهوم متمرکزسازی اینرسیال (حرکتی- مکانیکی) مشابه مفهوم متمرکزسازی حرارتی برای عبور امواج فشار مکانیکی از خلال ساختار هدف تعریف می‌شود که معادل با d/v_a است که در آن d قطر ساختار هدف و V_a سرعت سیر صوت (امواج اکوستیکی) در آن ساختار است. در بافت زنده سرعت سیر صوت تقریباً 10^3 متر بر ثانیه است. برای یک ذره جوهر خالکوبی که قطری معادل ۰/۱ میکرون (10^{-7} m) دارد میزان پارامتر ICT معادل 10^{-10} ثانیه یا ۱۰۰ پیکوثانیه است. هنگامی که پهنای پالس لیزر کمتر از ICT یک ساختار باشد، ساختار هدف متحمل فشار مکانیکی بسیار شدیدی می‌شود که در این مورد، سبب ازهم‌گسیختن و متلاشی شدن ذرات جوهر خالکوبی در بافت می‌شود. به همین دلیل لیزرهای پیکوثانیه برای حذف خالکوبی‌ها از لیزرهای متداول نانوثانیه بسیار مؤثرتر خواهند بود.

برای سنجش انرژی مناسب لیزر، آشنایی کامل با دستگاه خاص مورداستفاده و پایش مداوم و دقیق پاسخ فوری پوست به درمان امری محوری به شمار می‌رود. ترکیب

شکل ۳-۱ نتیجه نهایی بالینی مورد انتظار بعد از درمان ضایعات پیگمانته با لیزر با استفاده از یک لیزر Q-Switched ۷۵۵ نانومتر الکساندریت برای لنتیگوهای آفتابی. پاسخ فوری به شکل سفید شدن اپیدرم به دلیل حباب‌های گاز ملاحظه می‌شود.

طول موج لیزر، پهنای پالس آن، قطر دسته پرتو لیزر تابیده شده و خنک‌سازی پوست به همراه تعیین انرژی مناسب برای لیزر، پیشنهادکننده پارامترهای آغازین درمان هستند اما صرفاً پایش دقیق پاسخ بالینی فوری پوست، تضمین‌کننده مؤثر بودن درمان بوده و به احتراز از عوارض جانبی کمک می‌کند (شکل‌های ۳-۱ تا ۵-۱). نتایج نهایی بالینی که معمولاً اتفاق می‌افتد در جدول ۱-۱ خلاصه شده‌اند.

نکته کاربردی ۶

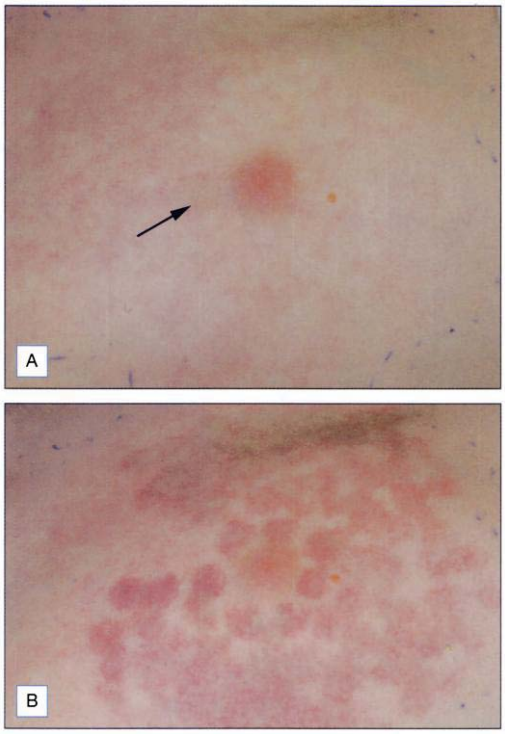
خنک‌سازی برای محافظت اپیدرم و درم سطحی در خلال پروسه SP بسیار کمک‌کننده است.

نکته کاربردی ۷

معاینه و پایش دقیق پاسخ نهایی پوست می‌تواند در انتخاب پارامترهای لیزر کمک‌کننده باشد.

نکته کاربردی ۸

عوارض جانبی، به‌طورمعمول پیامدی از انتخاب نامناسب منبع نور لیزر و پارامترهای آن است.

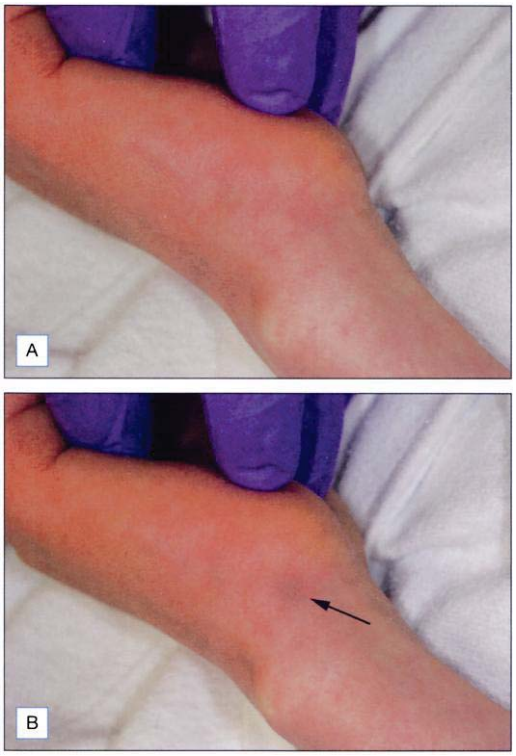


شکل ۴-۱ نتیجه نهایی بالینی مورد انتظار بعد از درمان یک ضایعه عروقی با لیزر: **(A)** قفسه سینه کودک با ضایعه PWS که قبلاً به‌وسیله لیزر درمان شده است، قبل از درمان با لیزر PDL و با پاسخ فوری بعد از یک شات منفرد لیزر PDL ۵۸۵ نانومتر با پهنای پالس ۳ میلی‌ثانیه و اندازه spot ۶ میلی‌متر، چگالی انرژی ۹ ژول بر سانتی‌مترمربع و با خنک‌سازی فعال DCD *(محل پیکان)*. **(B)** به پورپورای دایره‌ای شکل فوری در محل انجام لیزر که نشانه انعقاد و صدمه عروقی است دقت کنید.

تخریب انتخابی با حرارت حاصل از نور به شکل جزءبه‌جزء:[1]

Fractional PhotoThermolysis (FP) چنانکه به‌وسیله Mantein و همکارانش در سال ۲۰۰۴ توصیف شده است، از پرتوهای میکرونی لیزر برای هدف قرار دادن بافت و

1. Fractional PhotoThermolysis



شکل ۵-۱ اثرات بالینی نهایی مورد انتظار بعد از درمان یک ضایعه عروقی با لیزر: **(A)** مچ دست با عارضه خال شرابی. **(B)** پاسخ فوری بعد از یک پالس منفرد لیزر *(پیکان)* الکساندریت ۷۵۵ نانومتر. پهنای پالس ۱/۵ میلی‌ثانیه، اندازه spot ۶ میلی‌متر، انرژی ۸۰ ژول بر سانتی‌متر مربع و با خنک‌سازی دینامیک. به تغییر رنگ فوری آبی خاکستری که نشانه انعقاد عروقی است توجه کنید.

ایجاد مناطق میکرونی درمان حرارتی (MTZ)[1] بهره می‌گیرد. هر ناحیه MTZ به‌طور خاص بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ میکرومتر قطر دارد. عمق هر ناحیه و چگالی (تعداد MTZ در واحد سطح) پرتوهای میکرونی لیزر که به بافت اعمال می‌شوند بنا به نوع کاربرد بالینی موردنظر قابل تنظیم است. منفعت عمده این تکنیک، باقی گذاشتن بافت سالم و درمان نشده در اطراف هریک از MTZها است که سبب بهبود سریع و کاهش خطر بروز عوارض جانبی می‌شود. یک جلسه نمونه درمان با تکنیک FP تابش لیزر به تقریباً ۱۰ الی ۵۰٪ سطح پوست در منطقه درمان شده را در برمی‌گیرد (به‌عبارت‌دیگر از ۵۰٪ تا ۹۰٪ سطح پوست در منطقه مورد درمان سالم می‌ماند).

مدت کوتاهی بعد از معرفی این تکنیک در ۲۰۰۴، مفهوم FP به‌طور وسیعی در درمان بیماری‌های پوست بکار گرفته شد. سیستم‌ها، طول موج‌ها و کاربردهای بالینی جدید متعددی با موفقیت پدید آمدند. در اساس، FP می‌تواند با محدوده وسیعی از منابع انرژی که توانایی ایجاد آرایه‌ای از نقاط کوچک صدمه پوستی را داشته باشند بکار گرفته شود. این منابع، طیفی از لیزرهای غیر تخریبی در محدوده ابتدای مادون قرمز مانند (تولیوم ۱۹۲۷ نانومتر و ۱۳۲۰ تا ۱۵۵۰ نانومتر) و لیزرهای تخریبی مانند (اربیوم ۲۹۴۰ و دی‌اکسید کربن ۱۰۶۰۰ نانومتر) را در برمی‌گیرند. در حال حاضر دستگاه‌های مبتنی بر نور مرئی و حتی سایر انرژی‌ها مانند اولتراسوند و امواج رادیویی RF نیز با ویژگی Fractional بکار گرفته می‌شوند. تغییرات پیری پوست ناشی از نور، تغییرات در رنگ‌دانه‌های پوست، درمان اسکارها، ملاسما، استریا و نیز گزانتلاسما نمونه‌هایی از طیف وسیع کاربردهای بالینی هستند که امکان درمان با تکنولوژی FP را دارند (رجوع به مطالعات Manstein et al, Alster et al، Tannous & Astner, Kim et al and Katz et al).

جالب توجه آنکه علاوه بر تخریب و تحریک موضعی حرارتی، ابزارهای Fractional می‌توانند نقش مهمی در افزایش تحویل دارو به بافت‌های پوست و برون تراوایی مواد از آن داشته باشند همانند آنچه در مطالعات Haedersdal و همکارانش انجام شده است. اخیراً به‌وسیله Ibrahimi و همکارانش نیز به‌تازگی مورد موفقی از کاربرد لیزر Fractional تخریبی Er:Yag برای درمان واکنش حساسیتی به تاتو گزارش شده است. در جایی که درمان متعارف واکنش آلرژیک به تاتوها با لیزرهای Q-Switched، احتمالاً می‌تواند منجر به افزایش ایمنی‌زایی

1. Microthermal Treatment Zone

ذرات رنگ‌دانه تاتو بعد از درمان شده و ریسک بالقوه واکنش حساسیتی سیستمیک را افزایش دهد، نشان داده شده است که لیزرهای تخریبی Fractional به‌عنوان یک روش درمانی جایگزین، توانایی حذف ذرات رنگ‌دانه حساسیت‌زای تاتو را بدون القای یک واکنش آلرژیک سیستمیک دارا هستند.

نکته کاربردی ۹

Fractional Photo Thermolysis می‌تواند با انواع منابع انرژی تخریبی و غیر تخریبی بکار گرفته شود.

سایر فناوری‌های مبتنی بر انرژی

به‌تازگی ابزارهای جدید با پایه انرژی غیر از نور، مانند امواج اولتراسوند متمرکز با شدت بالا (IFU)، فرکانس‌های رادیویی RF و کرایولیپولیز برای استفاده‌های طبی تکامل یافته‌اند.

امواج IFU را همچنین می‌توان برای القای صدمه گرمایی و ایجاد انقباض بافتی درنتیجه آن، به کار گرفت. این فناوری‌های مبتنی بر انرژی‌های غیر از نور لیزر، دیگر بر اساس رنگ‌دانه‌های بافتی، انتخابی نیستند. امواج اولتراسوند به‌عنوان یک ابزار درمانی، می‌توانند برای وارد ساختن پالس‌های انرژی تا هر عمقی از بافت زنده به کار گرفته شوند اما اغلب برای هدف قرار دادن درم عمقی و فاسیایی سطحی، و یا تخریب چربی به کار گرفته می‌شوند. انرژی متمرکز شده سبب ایجاد نواحی محدود و با مرز مشخص از صدمه گرمایی که متحمل جمع‌شدگی بافت خواهند شد، می‌گردد. این فناوری برای سفت کردن بافت‌های زیرجلدی (Tissue Tightening) مورداستفاده قرار گرفته و نیز می‌تواند برای تخریب ضایعات پوستی به کار گرفته شود.

دستگاه‌های مبتنی بر IFU امواج اولتراسوند را به‌صورت خطی به یک نقطه هدف کانونی در یک عمق انتخاب شده در محل درم یا فاسیای سطحی وارد می‌کنند. سیستم‌های تجاری کنونی برای کاربردهای طب پوست، یک عمق کانونی معادل حداکثر ۴/۵ میلی‌متر را فراهم می‌کنند. در خلال انجام درمان، تصویربرداری تشخیصی اولتراسوند هم به‌طور هم‌زمان به کار گرفته می‌شود که امکان وارد کردن بسیار دقیق‌تر پالس‌ها به مکان درست در بافت و اجتناب از صدمه به ساختارهای عصبی و عروق را فراهم می‌نماید. پالس‌های استفاده شده در محدوده میلی‌ثانیه قرار دارند و سبب می‌شوند تا نواحی محدود صدمه گرمایی که متعاقباً متحمل انقباض شده و سبب سفت شدن بافت می‌شوند، ایجاد گردند.

سیستم‌های فرکانس رادیویی RF، به‌صورت غیرانتخابی نواحی محدودی از بافت را از طریق وارد کردن مستقیم جریان الکتریکی با نوسان بالا از خلال پوست، گرم می‌کنند. صدمه ناشی از امواج RF در شرایط ایده‌آل سبب تخریب نسبی رشته‌های کلاژن تیپ I می‌شود. به دنبال آن و با سنتز کلاژن جدید، رشته‌های کلاژن متحمل‌ترمیم و بازآرایی شده و به لحاظ نظری منتهی به سفت شدن بافت محل درمان می‌گردد. دستگاه‌های RF در طب پوست، برای دستیابی به استحکام در محل‌های شل شدن پوست به کار می‌روند. به همین سیاق، سیستم‌های RF جهت تخریب بافت چربی نیز در دسترس قرار دارند.

دستگاه‌های RF در محدوده فرکانس‌هایی مشابه امواج رادیویی مخابراتی عمل می‌کنند و یک جریان متناوب با فرکانس بالا که سبب گرم شدن بافت می‌شود را فراهم می‌کنند. این سیستم‌ها غیرانتخابی عمل می‌کنند اما الگوی ایجاد گرما در بافت را می‌توان تا حدی از طریق نظم‌دهی فیزیکی محل قرارگیری الکترودها در تماس با پوست و نیز با ایجاد تغییر موضعی در مقاومت الکتریکی بافت (امپدانس) کنترل نمود. انرژی که به‌واسطه امواج RF در درون بافت زنده متمرکز می‌شود متناسب با حاصل‌ضرب مجذور چگالی جریان الکتریکی در میزان مقاومت الکتریکی محیط بافت است. این ادوات می‌توانند تک‌قطبی، دوقطبی یا چندقطبی بوده و انرژی می‌توانند از الکترودهایی که روی پوست یا بافاصله اندکی از آن قرار داده می‌شوند و یا سوزن‌های میکرونی

جدول ۱-۱ معمول‌ترین لیزرهای مورداستفاده در بیماری‌های پوست

Primary chromophores	Lasers	Wavelength (nm)	Mode/pulse width range	Typical applications	Expected clinical end points	Unwanted end points
Proteins, DNA	Excimer	308	QCW (ns pulses)	UVB phototherapy of psoriasis; vitiligo; atopic dermatitis	Nonselective damage with erythema, mild edema	—
Hemoglobin	Pulsed dye (yellow)	577–600	Pulsed 0.45–1.5 ms; 3–40 ms stuttered	Especially PWS; telangiectasia; warts; red scars; mild photodamage	Purpura, durable vessel darkening, vessel disappearance, selective coagulation	Selective photothermolysis should NEVER present: ablation, uniform gray coagulation, positive Nikolski sign, shrinkage or darkening of normal skin (e.g., chrysiasis)
Hemoglobin, melanin	KTP	532	QCW, CW, or pulsed	Telangiectasia; benign lentigo; warts		
Melanin, hemoglobin, water (weak)	Xenon flashlamp (IPL)	500–1200	Pulsed 2–50 ms; 20–100 ms stuttered or single pulse	Telangiectasia; mild photodamage; hair removal; benign lentigo	Subtle darkening of pigmented lesions, vessel disappearance	
Melanin, hemoglobin (weak)	Long-pulsed alexandrite	755	Pulsed 1.5–40.0 ms stuttered	Hair removal; leg veins; hypertrophic PWS	Perifollicular erythema, edema at 5 min	
Melanin	Long-pulsed ruby	694	Pulsed 3 ms; 100 ms stuttered	Hair removal; some nevi		
Melanin	Diode	800	Pulsed 5–500 ms	Hair removal; venous lakes, telangiectasias, leg veins		
Melanin	Long-pulsed Nd:YAG	1064	Pulsed or stuttered, 3–100 ms	Hair removal in dark skin; leg veins		
Melanin and tattoos	Q-switched Nd:YAG	532 1064	Q-switched 5-10 ns	532: Epidermal pigment; red tattoos 1064: Epidermal/dermal pigment (lentigines, nevus of Ota, etc.); tattoos (black 1064, red 532)	Immediate whitening	
Melanin and tattoos (except red)	Q-switched ruby	694	Q-switched 20 ns	Epidermal/dermal pigment; lentigines, nevus of Ota; tattoos (black, blue, green)		
Melanin and tattoos (except red)	Q-switched alexandrite	755	Q-switched 50-100 ns	Epidermal/dermal pigment; lentigines, nevus of Ota; tattoos (black, blue, green)		
Melanin and tattoos (except red)	Picosecond alexandrite	755	750 ps	Tattoos (black, blue, green)		
Tattoos	Picosecond Nd:YAG	532 1064	750 ps	532: red tattoos 1064: tattoos (black 1064, red 532)		

جدول ۱-۱ معمول‌ترین لیزرهای مورداستفاده در بیماری‌های پوست (ادامه)

Primary chromophores	Lasers	Wavelength (nm)	Mode/pulse width range	Typical applications	Expected clinical end points	Unwanted end points
Water	Mid-IR Nd:YAG	1320	Pulsed 20–50 ms stuttered macropulses	Nonablative dermal remodeling	Nonselective damage: erythema, edema, sometimes pinpoint bleeding	—
Water	Mid-IR diode	1450	Pulsed 5–260 ms	Nonablative dermal remodeling, fractional resurfacing		
Water	Erbium:glass	1540	Pulsed 1–10 ms	Nonablative dermal remodeling, acne, fractional resurfacing	—	—
Water	Thulium:YAG	1927	Pulsed 10 ms	Nonablative/ablative dermal remodeling, acne, fractional resurfacing		
Water	Erbium:YAG	2940	Pulsed 0.1–3 ms	Ablation of epidermal lesions; skin resurfacing; ablative fractional resurfacing		
Water	CO_2	10,600	CW, scanned or pulsed/1 μs–1 ms	Ablation of lesions; resurfacing for moderate–severe photodamage; rhytides; scars, ablative fractional resurfacing		

CW: تابش موج پیوسته (غیر پالسی) – IPL: نور شدید طیفی، PDL: لیزر پالسی رنگ، pulsed: تکانه‌های پرانرژی – PWS: خال شرابی، QCW: تابش موج پیوسته کاذب (یک قطار سریع از پالس‌های با انرژی پایین)، SP: فوتوترمولیز انتخابی

که وارد پوست می‌شوند منتشر گردد.

هم ادوات RF و هم دستگاه‌های IFU مشابه دستگاه‌های فرکشنال لیزر، به روش فرکشنال برای تخریب بافتی به کار گرفته شده‌اند.

یک نوآوری برای کاهش غیرتهاجمی چربی‌های ناخواسته در سال ۲۰۰۸ و هنگامی که Manstein و همکارانش نشان دادند که توده‌های چربی ناخواسته را می‌توان با منجمد کردن و بدون صدمه به بافت‌های سالم مجاور از میان برد، پدید آمد که به‌عنوان مفهوم کرایولیپولیز شناخته شد. کرایولیپولیز هم از مفهوم تخریب انتخابی سود می‌برد. چربی موجود در بافت‌های چربی در دمایی بالاتر نسبت به آب میان بافتی منجمد می‌شود. بنابراین استفاده از سرما در محدوده‌ای خاص، می‌تواند به‌طور مؤثر سبب ایجاد پانیکولیت سرمایی و مرگ برنامه‌ریزی شده[1] سلول‌های چربی شود درحالی‌که مابقی ساختارهای پوستی سالم می‌مانند. کرایولیپولیز در حال حاضر روشی است که به فراوانی برای از میان بردن غیرتهاجمی و انتخابی چربی‌های ناخواسته به کار برده می‌شود.

کرایولیپولیز، انرژی گرمایی را به روشی کنترل شده از طریق خنک‌سازی از بافت استخراج می‌نماید و بر اساس این اصل عمل می‌کند که چربی‌ها در دمایی بالاتر از آب میان بافتی مجاور منجمد می‌شوند. پانیکولیت بستنی[2] یا پانیکولیت سرمایی که در کودکان بروز می‌کند برای اولین

1. Apoptosis
2. Popsicle panniculitis

بار در ۱۹۷۰ و هنگامی که یک کودک بـه دنبـال خـوردن بستنی، یک ندول سفت در گونه پیدا کرد کـه منتهـی بـه یک نکروز بافتی گذرا گردید، توصیف شد. کاربرد آینـده این فناوری، می‌تواند از بین بردن ضایعات پوستی مملو از چربی باشد.

تحریک فتوبیولوژیک یا همان درمان با نور با انـرژی کم LLLT[1]، برای کمک به درمان ریزش موی تیپ مردانه با استفاده از لیزرهای پیوسته توان پایین در حد میلی وات و در طول موجی تقریبی بین ۶۳۰ تا ۸۵۰ نـانومتر، مـورد پذیرش قرار گرفته است. پیشنهاد شده است کـه تحریـک فتوبیولوژیک با تحریک علامت‌دهـی میتوکنـدریال عمـل می‌کند.

نکته شماره ۱۰

دستگاه‌های IFU از امواج صوتی خطی برای ایجـاد نـواحی فرکشنال صدمه گرمـایی بهـره مـی‌برنـد و سـبب ایجـاد استحکام در بافت و یا تخریب اهداف موردنظر می‌شـوند. دستگاه‌های RF سبب تولید گرما از طریـق عبـور جریـان الکتریکی شده و به‌صورت غیرانتخـابی کـلاژن را تخریـب (دناتوره) می‌کنند و به دنبال آن ترمیم کلاژن و بـازآرایی آن سبب استحکام بافتی می‌شود. کرایولیپولیز بـه‌صـورت انتخابی بافت چربی را با ایجاد مـرگ برنامـه‌ریـزی شـده سلولی از طریق استخراج گرما با خنک‌سازی بافت، هـدف قرار می‌دهد.

خلاصه و جمع‌بندی

لیزرها، سایر منابع تولید نور، بقیه منابع تولید انرژی و نیز سیستم‌های خنک‌سازی بافتی و سایر فناوری‌های درمـانی مشابه تا رسیدن به کاربردهای خارج از تصور بـه تکامـل ادامه خواهند داد. هنوز بسیاری سؤالات بنیادی، جذاب و مهم بـه لحـاظ بـالینی، در مـورد کـاربرد لیزرهـا و سـایر درمان‌های مبتنی بر منابع انرژی در طب پوست باقی است تا پاسخ آن‌ها در آینده معلوم شود.

1. Low Level Light Therapy

منابع

1. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 1983;220(4596):524–527.
2. Manstein D, Herron GS, Sink RK, Tanner H, Anderson RR. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med*. 2004;34(5):426–438.
3. Wanner M, Sakamoto FH, Avram MM, et al. Immediate skin responses to laser and light treatments: therapeutic endpoints: how to obtain efficacy. *J Am Acad Dermatol*. 2016;74(5):821–833.
4. Wanner M, Sakamoto FH, Avram MM, Anderson RR. Immediate skin responses to laser and light treatments: warning endpoints: how to avoid side effects. *J Am Acad Dermatol*. 2016;74(5):807–819.
5. Izikson L, Nelson JS, Anderson RR. Treatment of hypertrophic and resistant port wine stains with a 755 nm laser: a case series of 20 patients. *Lasers Surg Med*. 2009;41(6):427–432.
6. Chang CJ, Nelson JS. Cryogen spray cooling and higher fluence pulsed dye laser treatment improve port-wine stain clearance while minimizing epidermal damage. *Dermatol Surg*. 1999;25(10):767–772.
7. Grossman MC, Dierickx C, Farinelli W, Flotte T, Anderson RR. Damage to hair follicles by normal-mode ruby laser pulses. *J Am Acad Dermatol*. 1996;35(6):889–894.
8. Wenzel S, Landthaler M, Baumler W. Recurring mistakes in tattoo removal. A case series. *Dermatology* 2009;218(2): 164–167.
9. Zelickson B, Egbert BM, Preciado J, et al. Cryolipolysis for noninvasive fat cell destruction: initial results from a pig model. *Dermatol Surg*. 2009;35(10):1462–1470.
10. Epstein EH Jr, Oren ME. Popsicle panniculitis. *N Engl J Med*. 1970;282:966–967.

منابعی برای مطالعه بیشتر

Alster TS, Tanzi EL, Lazarus M. The use of fractional laser photothermolysis for the treatment of atrophic scars. *Dermatol Surg*. 2007;33(3):295–299.

Anderson RR, Farinelli W, Laubach H, et al. Selective photothermolysis of lipid-rich tissues: a free electron laser study. *Lasers Surg Med*. 2006;38(10):913–919.

Avram MM, Harry RS. Cryolipolysis for subcutaneous fat layer reduction. *Lasers Surg Med*. 2009;41(10):703–708.

Carruthers J, Stevens WG, Carruthers A, Humphrey S. Cryolipolysis and skin tightening. *Dermatol Surg*. 2014;40:S184–S189.

Haedersdal M, Katsnelson J, Sakamoto FH, et al. Enhanced uptake and photoactivation of topical methyl aminolevulinate after fractional CO_2 laser pretreatment. *Lasers Surg Med*. 2011;43(8):804–813.

Haedersdal M, Sakamoto FH, Farinelli WA, et al. Fractional CO(2) laser-assisted drug delivery. *Lasers Surg Med*. 2010;42(2):113–122.

Ibrahimi OA, Syed Z, Sakamoto FH, Avram MM, Anderson RR. Treatment of tattoo allergy with ablative fractional resurfacing: a novel paradigm for tattoo removal. *J Am Acad Dermatol*. 2011;64(6):1111–1114.

Katz TM, Goldberg LH, Friedman PM. Fractional photothermolysis: a new therapeutic modality for xanthelasma. *Arch Dermatol*. 2009;145(10):1091–1094.

Kilmer SL, Burns AJ, Zelickson BD. Safety and efficacy of cryolipolysis for non-invasive reduction of submental fat. *Lasers Surg Med*. 2016;48(1):3–13.

Kim BJ, Lee DH, Kim MN, et al. Fractional photothermolysis for the treatment of striae distensae in Asian skin. *Am J Clin Dermatol*. 2008;9(1):33–37.

Kim H, Choi JW, Kim JY, et al. Low-level light therapy for androgenetic alopecia: a 24-week, randomized, double-blind, sham device-controlled multicenter trial. *Dermatol Surg*. 2013;39:1177–1183.

Laubach HJ, Makin IR, Barthe PG, Slayton MH, Manstein D. Intense focused ultrasound: evaluation of a new treatment modality for precise microcoagulation within the skin. *Dermatol Surg*. 2008;34(5):727–734.

Leavitt M, Charles G, Heyman E, Michaels D. HairMax LaserComb laser phototherapy device in the treatment of male androgenetic alopecia: a randomized, double-blind, sham device-controlled, multicentre trial. *Clin Drug Investig*. 2009;29:283–292.

Manstein D, Laubach H, Watanabe K, et al. Selective cryolysis: a novel method of non-invasive fat removal. *Lasers Surg Med*. 2008;40(9):595–604.

Ross V, Naseef G, Lin G, et al. Comparison of responses of tattoos to picosecond and nanosecond Q-switched neodymium: YAG lasers. *Arch Dermatol*. 1998;134(2):167–171.

Sakamoto FH, Doukas AG, Farinelli WA, et al. Selective photothermolysis to target sebaceous glands: theoretical estimation of parameters and preliminary results using a free electron laser. *Lasers Surg Med*. 2012;44(2):175–183.

Sakamoto FH, Wall T, Avram MM, et al. Lasers and flashlamps in dermatology. In: Wolff K, Goldsmith LA, Katzet SI, et al., eds. *Fitzpatrick's Dermatology in General Medicine*. Vol. II. Columbus, OH: The McGraw-Hill Companies, Inc.; 2007:2263–2279.

Tannous ZS, Astner S. Utilizing fractional resurfacing in the treatment of therapy-resistant melasma. *J Cosmet Laser Ther*. 2005;7(1):39–43.

Zenzie HH, Altshuler GB, Smirnov MZ, Anderson RR. Evaluation of cooling methods for laser dermatology. *Lasers Surg Med*. 2000;26(2):130–144.

۲

درمان ضایعات عروقی با لیزر

Nancy Cheng, Iris Kedar Rubin, Kristen M. Kelly

جمع‌بندی و نکات کلیدی فصل

- ضایعات عروقی یکی از شایع‌ترین کاربردها برای درمان با لیزر هستند.
- درمان ضایعات عروقی، بر اساس Selective PhotoThermolysis می‌باشد و هدف آن محدود نمودن صدمه حرارتی به عروق هدف است.
- لیزر PDL همچنان استاندارد طلایی درمان برای ضایعات portwine به شمار می‌رود اما از چندین سیستم با اهداف عروقی می‌توان استفاده نمود. تصور بر آن است که درمان زودرس، پاسخ نهایی را بهبود می‌بخشد. ضایعات مقاوم و هیپرتروفیک را می‌توان با لیزر الکساندریت درمان نمود.
- همانژیوم‌های مادرزادی یا نوزادی را نیز می‌توان با لیزر درمان نمود. درمان ترکیبی با بلوک کننده‌های β باید موردتوجه قرار گیرد. اندیکاسیون‌های لیزردرمانی عبارت‌اند از: ضایعات زخمی، ضایعات بهبودیافته با تلانژیکتازی‌ها و / یا تغییرات بافتی برجای‌مانده و بالأخره برخی ضایعات در حال تکثیر. درمان با لیزر احتمالاً برای بعضی ضایعات در حال تکثیر[1] نیز به کار می‌رود.
- اریتم و تلانژکتازی‌های مرتبط با روزاسه ممکن است به‌وسیله منابع نور که ضایعات عروقی را هدف قرار می‌دهند شامل PDL و نیز IPL مورد درمان قرار گیرند.

مقدمه و تاریخچه

درمان ضایعات عروقی از اولین کاربردهای لیزر در بیماری‌های پوست بود. از همان زمان، جراحی با لیزر درمان انتخابی بسیاری از ضایعات عروقی شامل مالفورماسیون‌های عروقی مانند Portwine همانژیوم‌ها، روزاسه و پوئی کیلودرما[2] بوده است.

لیزرهای ویژه ضایعات عروقی، سیر تکاملی عمیقی از لیزرهای غیرپالسی قدیمی اولیه پیموده‌اند. دهه ۱۹۶۰ پیدایش لیزرهای یاقوت و آرگون را که قادر به بهبود رنگ PWS و همانژیوم‌ها بودند، به خود دیده است. اما گرم شدن غیراختصاصی پوست در اثر این لیزرها، سبب بروز میزان بالا و غیرقابل قبولی از اسکار و تغییرات رنگ پوست می‌شد. در ۱۹۸۳ مفهوم تخریب انتخابی با گرمای حاصل از نور لیزر (فوتوترمولیز انتخابی)، راهی برای محدودسازی صدمه به بافت هدف مورد نظر در عین به حداقل رساندن صدمات جانبی به بافت‌های اطراف فراهم نمود.

سه عامل برای پدیده Selective PhotoThermolysis ضروری هستند:

۱) طول موجی از لیزر با جذب ترجیحی به‌وسیله رنگ‌دانه‌های بافت هدف

1. proliferating

2. Poikiloderma