



## ویژگی های لیزر در ماشینکاری لیزر بافت سخت

غلامرضا شایگان، راشوا لیزر گاشه دی 4054، راه پیدلای سیوومدیکال فن دان 3571329805، 3298072، 3298051، 3293051، 157-49+  
 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 100

ایمیل: gholamreza.shayeganrad@unibas.ch; shayeganrad@yahoo.com

دریافت: 25 ژوئن / 2018 پذیرش: 31 اوت / 2018 انتشار: 31 اکتبر 2018

چکیده: ابلیشن با لیزر بافت سخت امروزه رایجترین کاربرد پزشکی لیزر است، عمدتاً به دلیل توانایی برش سریعتر، کمتر تهاجمیتر و هندسه برش آزاد با کیفیت بالاتر نسبت به فرآیندهای رقیب. تلاشهای زیادی در گذشته برای توسعه سیستمهای لیزری مناسب برای ساییدن لیزری کارآمد بافتهای سخت انجام شده است. یکی از معایب فرآیند برش استخوان به کمک لیزر با آب خنک، محدودیت در عمق برش است. دو مکانیسم اصلی از دست دادن انرژی وجود دارد که علاوه بر جذب و پراکندگی انرژی لیزر توسط آب، عمق قابل دستیابی را محدود می کند. اولین مورد انتشار گرما در حال افزایش از سطح افزایش سطح برش است. دوم افزایش جذب و پراکندگی نور لیزر توسط بقایای فرسایشی است که در برش های عمیق تر محدود می شوند. مشخصات مورد نظر در لیزر ابلیشن بافت سخت از نظر پارامترهای لیزر بسیار متفاوت است. در این مقاله، تاثیر پارامترهای اصلی لیزر بر فرسایش لیزر بافت سخت خنک شده با آب بررسی می شود. به طور خاص، نقش شدت لیزر، طول موج، مدت زمان پالس لیزر بر عمق برش و مکانیسم های انتقال انرژی فوتون به مواد زیست پزشکی ارائه شده است. علاوه بر این، وابستگی راندمان فرسایش AE به محتوای آب بافت سخت ارائه شده است. در نهایت، ما یک روش جدید ارائه کردیم که می تواند محدودیت عمق برش را که می توان با لیزرهای مادون قرمز میانی پالس بلند به استئوتومی لیزر معرفی کرد، دور زد. در این تکنیک، مجموعه ای از میکرو لیزرهای چرخشی همراه با یک لنز معمولی، نور لیزر را بر روی نمونه بافت استخوانی متمرکز می کند تا حداکثر عمق برش را افزایش دهد.

کلمات کلیدی: لیزر، Er:YAG، CO<sub>2</sub> لیزر، Er:YSGG، آرایه میکرو لنز، ابلیشن ترمو مکانیکی، استئوتومی لیزری، عمق برش.

## 1. مقدمه

ماشینکاری استخوان مانند سوراخ کردن، برش، برش، اره کردن، آسیاب کردن، مغزه زنی و سنگ زنی از عملیات های اساسی ارتوپدی و جراحی تروما هستند. استفاده از ابزارهای معمولی مانند مته ها، اره ها، چکش ها، آسیاب ها یا استئوتوم های فرز به دلیل بار مکانیکی بالا، دمای برش بالا، دقت ضعیف، احتمال آسیب به بافت های اطراف، خونریزی زیاد و زمان طولانی عمل که باعث ایجاد جراحی ارتوپدی می شود محدودیت های قابل توجهی دارد. بسیار پیچیده با دقت است که تا حدی توسط اندازه و فضای کاری ابزار تعیین می شود. در واقع، اثرات نامطلوب فیزیکی یا بیولوژیکی

به بافت سخت جدا از برداشتن مواد ممکن است منجر به ترومای شدید مکانیکی، بهبودی طولانی و زمان بهبودی، آسیب دائمی، درد و آسیب حرارتی به بافت های باقی مانده مجاور شود. [1-5]

به ویژه، مشکل اصلی در مورد پردازش بافت استخوان سخت با ارها، تیغه ها یا مته های سنتی تهاجمی ارتوپدی معمولاً تولید گرمای قابل توجه و افزایش دما و همچنین سطح برش غیرصاف و غیر دقیق است. [6، 1] علاوه بر این، انتخاب هندسه برش به شدت به برش های مستقیم یا شعاع های بزرگ انحنای محدود می شود.

ژانگ و همکاران [7] یک بررسی مقایسه ای در مورد جراحی ارتوپدی با استفاده از پیوز جراحی و ابزارهای معمولی ارائه کرد. هر چند پیشرفته ترین



چارلز کمپل از لیزر یاقوت برای درمان جدا شدن شبکه چشم استفاده کرد. در سال 1965 گلدمن و همکاران. [17] و Stern و [18] Sogannaes اولین لیزر یاقوت را در دندانپزشکی معرفی کردند. از آن زمان لیزر در کاربردهای مختلف پزشکی مانند استئوتومی، جراحی، سنگ شکنی، انتوژنتیک، درمان، چشم پزشکی، پوست، تراکم، فیلولوژی و غیره استفاده می شود. به طور کلی، (لیزرهای با طول موج کوتاه) که در [29-30] ذکر شده اند، در سال 1980 به اولین لیزر شونده با فلاش Nd:YAG توسعه یافت. به زودی پس از آن، لیزرهای دیود لیزری جدید پمپ شده جامد با محیط بهره متفاوت ساخته شد. تاکنون، لیزر حالت جامد CW یا پالسی از کریستال‌های مختلف، عمدتاً Nd<sup>3+</sup> دوپ شده، مانند Nd:YAB، Nd:MgO:LiNbO<sub>3</sub>، Nd:GSAG، Nd:LuVO<sub>4</sub>، (Er، Nd):YAG، (Ho، Nd):YAG، Nd: GdVO<sub>4</sub>، Nd:LYSO، Nd:YAP، Nd:YAG، Nd:YLF، Nd:YVO<sub>4</sub>،

امکان استفاده از لیزر در دندانپزشکی تا سال 1989 با تولید لیزر دندانپزشکی آمریکایی برای استفاده تجاری رخ نداد. [49] این لیزر یک لیزر Nd:YAG بود، پالس‌هایی با عرض تقریباً 100 میکروثانیه، حداکثر سرعت تکرار 30 هرتز و حداکثر میانگین توان خروجی 3 وات منتشر می‌کرد. پیشرفت بزرگ لیزرهای دندان در اواسط دهه 1990 با انواع مختلف لیزر مانند لیزر دایود (810-890 نانومتر)، Nd:YAG (1064 نانومتر)، Er:YAG، Er، Cr:YSGG و CO<sub>2</sub> در دسترس دندانپزشکان قرار می‌گیرند تا نیازهای آن‌ها را برای روش‌های بافت سخت و نرم برطرف کنند. [51-50] فرسایش با لیزر بافت نرم در مادون قرمز نزدیک (NIR) با جذب بالا در کروموفورها (هموگلوبین و ملانین) موجود در بافت نرم مشخص می‌شود که منجر به برش بافت نرم، فرسایش و عملکرد انعقادی عالی و همچنین اثر ضد میکروبی به دلیل نسبتاً عمیق و بسیار زیاد می‌شود. گرمایش موضعی بافت در حالی که فرسایش لیزر بافت سخت در IR و مادون قرمز با جذب بالای هیدروکسی آپاتیت و آب در بافت مشخص می‌شود.

در سال‌های اخیر، مطالعات زیادی برای ارزیابی اثرات تابش لیزر Er:YAG با جت هوا، جت آب، غبار آبی یا اسپری آب بر فرسایش لیزری بافت‌های سخت انجام شده است. [54-52، 10] در این مقاله، اثرات پارامترهای اصلی لیزر بر فرسایش لیزر بافت سخت به کمک آب بررسی می‌شود. به طور خاص، نقش شدت، طول موج، عرض پالس و نرخ تکرار لیزر بر روی عمق برش، راندمان فرسایش و مکانیسم‌های انتقال انرژی فوتون به مواد زیست پزشکی ارائه شده است. آب نه تنها به حذف زباله‌ها از محل فرسایش کمک می‌کند و به عنوان یک عامل خنک کننده عمل می‌کند، بلکه با استفاده از میکروانفجار خود آب، فرسایش بافت‌ها را برای اثر حرارتی مکانیکی تعیین می‌کند. علاوه بر این، وابستگی راندمان فرسایش به محتوای آب بافت سخت ارائه شده است.

در سال‌های اخیر، مطالعات زیادی برای ارزیابی اثرات تابش لیزر Er:YAG با جت هوا، جت آب، غبار آبی یا اسپری آب بر فرسایش لیزری بافت‌های سخت انجام شده است. [54-52، 10] در این مقاله، اثرات پارامترهای اصلی لیزر بر فرسایش لیزر بافت سخت به کمک آب بررسی می‌شود. به طور خاص، نقش شدت، طول موج، عرض پالس و نرخ تکرار لیزر بر روی عمق برش، راندمان فرسایش و مکانیسم‌های انتقال انرژی فوتون به مواد زیست پزشکی ارائه شده است. آب نه تنها به حذف زباله‌ها از محل فرسایش کمک می‌کند و به عنوان یک عامل خنک کننده عمل می‌کند، بلکه با استفاده از میکروانفجار خود آب، فرسایش بافت‌ها را برای اثر حرارتی مکانیکی تعیین می‌کند. علاوه بر این، وابستگی راندمان فرسایش به محتوای آب بافت سخت ارائه شده است.

در نهایت، ما برای اولین بار، با بهترین دانش نویسندگان، روش جدیدی را پیشنهاد کردیم که ممکن است محدودیت‌های ابلیشن لیزری در عمق برش را که به لیزر استئوتومی لیزری با پالس طولانی لیزرهای میانی IR معرفی شده است، دور بزند. در این تکنیک، آرایه ای از میکرولنزهای چرخشی که با یک لنز معمولی ترکیب می‌شود، نور لیزر را بر روی نمونه بافت سخت متمرکز می‌کند تا با ایجاد کانال‌هایی در پرتو لیزر و کاهش اثر برهمکنش لیزر و دبری، راندمان فرسایش در عمق برش را افزایش دهد. بنابراین بیرون ریختن زباله با برهمکنش کمتر با نور لیزر.

در نتیجه، جذب و پراکندگی نور لیزر ورودی توسط زباله‌ها حتی با افزایش عمق برش کاهش می‌یابد و در نتیجه بیشتر انرژی می‌تواند به عمق برش برسد.

## 2. پس زمینه

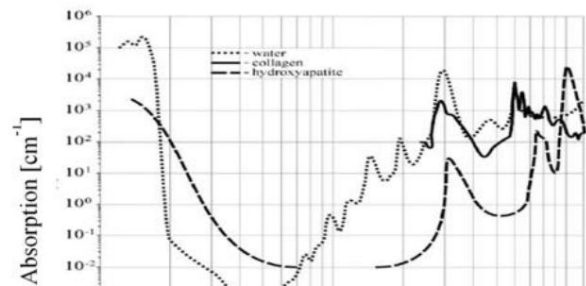
در دو دهه اخیر، پیشرفت چشمگیر در توسعه لیزرهای با طول موج‌های مختلف در ناحیه مرئی تا مادون قرمز دور، کاربرد لیزر را در زمینه‌های مختلف پزشکی به عنوان ابزار استاندارد که به طور گسترده در درمان و تشخیص پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند، به دست آورده است. برای درک بهتر خاص

مشخصات مورد نظر برش لیزر بافت سخت با کمک آب از نظر توان یا جریان خروجی، طول موج، شکل لیزر، عرض پالس، شکل پالس، فرکانس سرعت تکرار و غیره بسیار متفاوت است. برای بهینه سازی پارامترهای لیزر به گونه‌ای که برش لیزری سریع، برش‌ها تیز و دقیق باشد، این روش بی‌صدا با حداقل ارتعاشات اعمال شده بر روی بافت تحت درمان باشد و مقدار گرمای باقی‌مانده در بافت پس از تابش لیزر نیز حداقل باشد.

تا به حال، امیدوارکننده‌ترین منابع لیزر برای فرسایش بافت سخت در ناحیه طیفی IR و مادون قرمز، عمدتاً به دلیل جذب بسیار قوی، لیزر CO<sub>2</sub> میکرومتر و 10.6 میکرومتر، لیزر Er:YAG (2.94 میکرومتر) و لیزر Er،Cr:YSGG (2.78μm).

لیزر CO<sub>2</sub> اولین بار توسط کومار پاتل در سال 1964 در آزمایشگاه بل توسعه یافت. همانطور که در شکل 1 نشان داده شده است، طول موج لیزر Er:YAG در 2.94 میکرومتر با پیک جذب طیفی اصلی بافت هیدروکسی آپاتیت و آب مطابقت دارد. [42-43] این لیزر برای اولین بار در دندانپزشکی استفاده شد. بر خلاف بسیاری از لیزرهای دیگر، تهیه بافت سخت مانند عاج یا مینا با حداقل آسیب حرارتی و راندمان برش بالاتر امکان پذیر است [43، 48-49].

(استئوسیت‌ها) که از آن کانالیکوله‌ها (تونل‌های کوچک) خارج می‌شوند [58]. کلانژن طیف جذبی تقریباً مشابه HA دارد، با این حال، ضریب جذب آن حدود 3 مرتبه بزرگتر در حدود 2.94 میکرومتر است همانطور که در شکل 2 نشان داده شده است. [59]



استخوان طبیعی یک ماده کامپوزیتی است که از ترکیبات آلی (عمدتاً کلاژن) تقویت شده با ترکیبات معدنی (مواد معدنی) تشکیل شده است. جزء معدنی استخوان عمدتاً هیدروکسی آپاتیت کریستالی،  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  است. کریستال ها پلاکت ها یا میله هایی با ضخامت 8-15 $\mu$ m عرض 20-40 $\mu$ m و طول 200-400 $\mu$ m هستند. این ساختار به طور مجزا در الیاف کلاژن قرار دارد و در نتیجه رشد اولیه احتمالی کریستال های معدنی را محدود می کند و کریستال ها را مجبور می کند که گسسته و ناپیوسته باشند. بنابراین برجسته ترین ساختارهایی که در مقیاس نانو دیده می شوند الیاف کلاژن هستند که توسط مواد طبیعی جلا شده اند. کلاژن و هیدروکسی آپاتیت در استخوان بسته به گونه، سن، تاریخچه رژیم غذایی، وضعیت سلامت و محل آناتومیک متفاوت است. به طور کلی، حدود 70 درصد از وزن خشک استخوان را ترکیبات معدنی تشکیل می دهد و ماتریکس آلی باقی مانده را تشکیل می دهد. [55] یعنی حدود 30 درصد استخوان از ترکیبات آلی تشکیل شده است که 90 تا 95 درصد آن کلاژن است و بقیه پروتئین های غیر کلاژنی هستند. کلاژن یک پروتئین فیبری است که استحکام و انعطاف پذیری استخوان را فراهم می کند و جزء مهم بسیاری از بافت های دیگر از جمله پوست و تاندون است. مولکول های کلاژن منفرد حاوی سه پلی پپتید از حدود 1400 تا 2400 اسید آمینه در هر زنجیره با محتوای بالای گلیسین و هیدروکسی پرولین هستند. ساختار مولکول کلاژن توسط پیوندهای هیدروژنی تثبیت می شود. متداول ترین وجود بین گروه آمینو (NH<sub>2</sub>) یک باقیمانده و گروه کربوکسیل (COOH) باقیمانده دوم است که فنیلانین، هیستیدین، لیزین، متیونین، واندان، عاج و پالپ. حفرة پالپ قسمت مرکزی دندان است که متشکل از عروق خونی و اعصاب است که از سوراخی در انتهای ریشه وارد دندان می شود.

پالپ با عاج پوشیده شده در جایی که دندان در معرض آن قرار دارد. عاج لایه بافت داخلی و زنده ای است که در زیر مینای دندان یا سمتموم قرار دارد. مینا لایه بافتی آهکی خارجی است که تاج دندان را می پوشاند. یکی از سخت ترین مواد موجود در بدن است. سیمان لایه بافت خارجی سختی است که ریشه را می پوشاند و بافت لثه اطراف را به ریشه دندان متصل می کند. سیمان از نظر ترکیب شباهت زیادی به استخوان قشر مغز دارد، با این تفاوت که عاج سخت و متراکم است، تقریباً 75 درصد وزن معدنی دارد اما محتوای کلان آن بیشتر از استخوان است (30 درصد در مقایسه با 15 درصد در استخوان). مینای دندان متراکم تر و سخت تر است و تقریباً 96 درصد از مواد معدنی تشکیل شده است و کریستال های هیدروکسی آپاتیت بسیار بزرگتر از کریستال های عاج. سمتموم یا استخوان در نتیجه مقاوم تر هستند. مینا در مقایسه با سیمان با محتوای آب ذاتی نسبتاً بالای 22 درصد وزن، دارای محتوای آب ذاتی بسیار کم 3 درصد وزن است.

زنجیره های جانبی بدون بار نیز با یکدیگر تعامل دارند، اما با حذف آب از رابط های متقابل خود (یعنی واکنش آبگریز) [56].  
عاج حاوی 12 درصد وزن آب، استخوان حاوی تقریباً 22 درصد وزن آب و  
بافت نرم حاوی 70 درصد وزن آب است. [60، 57] محتوای آب سیمان

حتی که اگر فرمتایش آلومینا را در دهه گذشته مورد کارآمد کاف هایدروکسیل [61] ثبت نقش مکانیکی و حمایتی را در بدن ایجاد می کند. [57]

20

جدول 1. ترکیب تقریبی مینا و عاج در درصد حجمی.

پروتئین و آب معدنی جزء لیپید 33			
12	47	مینا	
20	85	عاج	

2.3. تعامل لیزر با بافت های بیولوژیکی

هنگامی که پرتو لیزر به سطح بافت برخورد می کند، بخش کوچکی از تابش طبق معادله فرنل منعکس می شود و کسر باقی مانده در بافت منتشر می شود و تحت فرآیندهای جذب و پراکندگی قرار می گیرد. [62] شدت، طول موج، سرعت تکرار و مدت پالس های لیزر مهم ترین پارامترهای تأثیرگذار بر تعامل لیزر با مولکول ها، ذرات و مواد در مقیاس های ماکروسکوپی و میکروسکوپی هستند.

انرژی لیزر بسته به جذب و پراکندگی توسط بافت به عمق بافت سخت (معمولاً چند میکرون) نفوذ می کند. پاسخ نوری بافت توسط قانون بیر لامبرت داده می شود:

$$I = I_0 e^{-\alpha z} \quad (1)$$

که در آن  $F\lambda(z)$  جریان لیزر در بافت  $[W/cm^2]$  در عمق  $z$  و طول موج  $\lambda$  است.  $F\lambda(0)$  شار فرودی  $[W/m^2]$  در طول موج  $\lambda$  است.  $R$  ضریب بازتاب فرنل،  $z$  عمق نفوذ به بافت  $\mu_s + \mu_{eff}$ ،  $\mu_{eff}$  ضریب تضعیف موثر  $[cm^{-1}]$  است، که در آن  $\mu_a$  ضریب جذب و  $\mu_s$  ضریب پراکندگی در طول موج مورد استفاده است.

جذب در طول موج های قابل مشاهده توسط بافت های بیولوژیکی عمدتاً به دلیل رنگدانه های خاص بافت است، مانند هموگلوبین در گلبول های قرمز، ملانین در پوست و رودوپسین در شبکیه. با این حال، در استخوان، جذب توسط کلاژن، آب و نانوکریستال های هیدروکسی آپاتیت انجام می شود.

معادله (1) کاهش نمایی جریان نور را به عنوان تابعی از عمق ماده  $z$  به دلیل فرآیندهای جذب و پراکندگی توصیف می کند: در محدوده کوتاه عمق نفوذ، ضریب پراکندگی موثر بسیار کوچکتر از ضریب جذب است ( $\mu_a \gg \mu_s$ ) و بنابراین پراکندگی توسط بافت ناچیز است. عمقی که در آن تابش به سطح  $1/e$  کاهش می یابد، عمق نفوذ نوری،  $d = 1/\mu_{eff}$  نامیده می شود. به عنوان مثال، برای استخوان فشرده انسان، به دلیل جذب قوی آب، عمق نفوذ به چند میکرون در ناحیه طیفی مادون قرمز میانی نزدیک به 3 میکرومتر محدود می شود. قابل توجه است که جذب و پراکندگی توسط بافت های بیولوژیکی ممکن است در طول قرار گرفتن در معرض لیزر تغییر کند. به عنوان مثال، کرین کردن، به ویژه، ممکن است جذب را افزایش دهد. با این حال، در طول هر نوع جراحی بالینی باید از وقوع کربنیزاسیون اجتناب شود.

برای بافت زیست پزشکی احاطه شده توسط هوا، معادله فرنل به شرح زیر است:

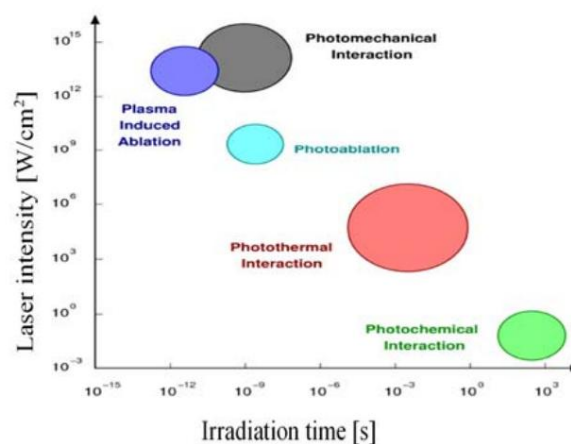
$$\bar{A} = \frac{2 \mu_a}{2 \mu_a + \mu_s} \quad (2)$$

که در آن  $n$  ضریب شکست و  $k$  ضریب ضربه است. ضریب خاموش شدن بافت است. ضریب جذب  $\mu_a$  بافت را می توان به ضریب خاموشی  $k$  متصل کرد. و طول موج  $\lambda$  توسط:

$$\mu = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (3)$$

به طور کلی، جذب با مدت زمان پالس و شدت کم به شدت افزایش می یابد. [63] برای مینای دندان صیقلی شده انسان، بازتاب در 9.6 میکرومتر و 10.6 میکرومتر به ترتیب 49 و 13 درصد اندازه گیری شده است، در حالی که عاج انسان به ترتیب 17 و 9 درصد را در 9.6 میکرومتر و 10.6 میکرومتر منعکس می کند. [64] برای هیدروکسی آپاتیت ( $n = 1.530$ ) و  $k = 0.08 \times 10^{-3}$  بافت با متوسط هوا ( $n = 1$ ) بازتاب توان در بروز معمولی را می توان حدود 4 درصد به دست آورد.

لیزر هر روز استفاده می شود، به عنوان مثال، برای از بین بردن خالکوبی های ناخواسته، ایجاد برش در طول جراحی، و درمان درد و درد. هر یک از این کاربردها به دلیل یکی از انواع برهمکنش های لیزر-بافت کار می کنند: فتوترمال، فوتوکانیکی، فوتوآبلیشن، فرسایش با واسطه پلاسما، یا فوتوشیمیایی که به زمان تابش و شدت لیزر نیز بستگی دارد (شکل 3 یا ببینید). [62]



شکل 3. انواع برهمکنش های لیزر-بافت.

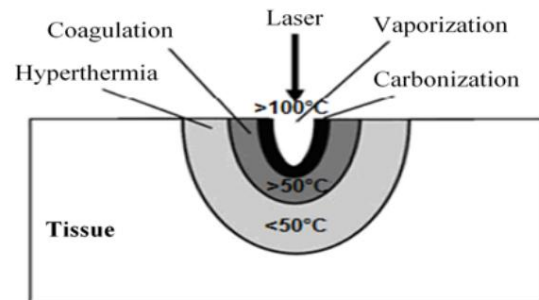
2.3.1. فتوترمال

نشان داده شده است که پالس های فوق کوتاه ( $< 10$  ps) آسیب حرارتی یا مکانیکی کمی ایجاد می کنند. به طور کلی، اثرات حرارتی را می توان با کاهش مدت زمان پالس [65-66] یا با استفاده از لیزرهایی با طول موج تابش در محدوده [67-68] UV کاهش داد. لیزرهایی که اثر فتوترمال تولید می کنند از قرار گرفتن در معرض انرژی طولانی مدت برای تسهیل افزایش دمای کروموفور استفاده می کنند که به نوبه خود منجر به تبخیر سلولی می شود. این نوع برهمکنش لیزر-بافت همان چیزی است که در طی جراحی، فرسایش،

و رفع موهای زائد با استفاده از لیزر انرژی جذب شده توسط بافت بیولوژیکی به گرما تبدیل می شود. اثرات حرارتی می تواند توسط CW یا تابش لیزر پالسی ایجاد شود.

این ممکن است به اعوجاج یا تخریب حجم بافت منجر شود. در بافت های بیولوژیکی، جذب عمدتاً توسط مولکول های آب یا درشت مولکول هایی مانند پروتئین ها و رنگدانه ها ایجاد می شود. به عنوان مثال، آب به شدت طول موج Er:YAG را در 2.94 میکرومتر جذب می کند و بنابراین آب درون لایه بافت تبخیر می شود تا انفجارهای ریز موضعی ایجاد کند. آب مایع مجموعه ای از مولکول های قطبی است که توسط پیوندهای هیدروژنی به هم متصل شده اند. هنگامی که آب از مایع به بخار منتقل می شود، منبسط می شود و در نتیجه باعث افزایش فشار می شود. چگالی آب مایع تقریباً 96/0 گرم بر سانتی متر مکعب در دمای 100 درجه سانتی گراد و فشار اتمسفر است. چگالی بخار آب در 100 درجه سانتیگراد و فشار اتمسفر حدود 1600 ضریب کمتر است و بنابراین وقتی آب در فشار اتمسفر به بخار تبدیل می شود، ضریب 1600 منبسط می شود.

جایی که  $\Delta T(z)$  [o C] نشان دهنده توزیع یک بعدی دما،  $z$  عمق [cm]،  $A$  مساحت [cm<sup>2</sup>]،  $c$  گرمای ویژه [J/gr.o C]،  $\rho$  چگالی بافت [gr/cm<sup>3</sup>] و  $Q_0$  انرژی فرود [mJ] است.



شکل 4. طرح برهمکنش حرارتی در بافت بیولوژیکی برای دماهای مختلف.

## 2.3.2. فوتومکانیکی

اثرات فوتومکانیکی با لیزرهایی که پالس های بسیار کوتاهی را منتشر می کنند، در محدوده نانو ثانیه تا پیکو ثانیه بر روی سطوح بسیار کوچک به دست می آیند، که باعث ایجاد یک موج ضربه ای مخرب می شود که عمدتاً توسط مکانیسم تبخیر انفجاری هدف ایجاد می شود. سپس این امواج، مواد مورد نظر را به ذرات کوچکتر تجزیه می کنند و آن را برای کاربردهایی مانند حذف خالکوبی، کراتکتومی انکساری عکس و درمان همانژیوم مفید می سازند. در آخرین مورد، عروق آنژیوم منفجر می شوند. این همان چیزی است که در حین پاک کردن خالکوبی اتفاق می افتد، زمانی که قطعات بزرگ رنگدانه منفجر می شوند و قطعات کوچکتری به دنیا می آورند.

## 2.3.3. Photoablation

Photoablation یک ابزار کارآمد، بسیار دقیق و انعطاف پذیر است که برای تعداد فزاینده ای از کاربردهای پزشکی استفاده می شود. Photoablation شامل حکاکی خود به خودی است که با جذب پالس لیزر در سطح ماده رخ می دهد. جذب قوی بیشتر مولکول های زیستی در اشعه ماوراء بنفش و قابل مشاهده شامل یک تفکیک مولکولی موضعی است که می تواند با اثرات حرارتی همراه باشد یا نه، منجر به تبخیر و یونیزاسیون با تشکیل پلاسما و حذف مواد از بافت می شود. فرسایش لیزر زمانی شروع می شود که شدت لیزر از مقادیر آستانه خاصی فراتر رود که امکان حذف مواد از هدف تابیده شده را فراهم می کند، به چگالی توان بالا (W/cm<sup>2</sup>) و مدت زمان پالس معمولاً از 10 ns تا 100 ns نیاز دارد.

بافت های بیولوژیکی را نیز می توان با فوتوآبلیشن لیزری با وضوح جانبی و عمقی به زیبایی اچ یا برش داد. Photoablation جدیدترین اثر متقابل بافت نوری است که در جراحی های میکروبی مانند کراتوپلاستی، آنژیوپلاستی و جراحی مغز و اعصاب مورد استفاده قرار می گیرد.

مزیت استفاده از نور UV در این واقعیت است که فرسایش به شدت محدود به حجمی است که انرژی را جذب می کند. وجود آب که هست

بسته به مدت زمان و مقدار اوج دمای بافت، اثرات مختلفی مانند انعقاد، تبخیر، کربن شدن و ذوب شدن ممکن است متمایز شود. شکل 4 طرحی از برهمکنش حرارتی در بافت های بیولوژیکی را برای دماهای مختلف نشان می دهد. در طی فرآیند انعقاد، دما به حداقل 60 درجه سانتیگراد می رسد در دمای بین 50 درجه سانتیگراد تا 100 درجه سانتیگراد، دنا توره شدن مولکول های زیستی و دانه های آنها (پروتئین ها، کلاژن، لیپیدها و هموگلوبین) یا انعقاد برگشت ناپذیر پروتئین ها رخ می دهد. هنگامی که دمای بافت به حدود 100 درجه سانتیگراد می رسد، آب تشکیل دهنده بیشتر بافت ها تبخیر می شود تا بافت را کم آب کند.

هنگامی که آب موجود در بافت به طور کامل تبخیر می شود، دمای بافت به سرعت تا حدود 300 درجه سانتی گراد افزایش می یابد و بافت می سوزد. در این مرحله، با افزایش انرژی رسوب بر روی بافت، کربن شدن ممکن است رخ دهد. در این حالت دمای موضعی بافت در معرض به شدت افزایش می یابد. در واقع در دمای بالای 100 درجه سانتیگراد، بافت شروع به کربنه شدن می کند که منجر به سیاه شدن رنگ می شود. برای کاربردهای لیزر پزشکی، در هر صورت باید از کربنیزاسیون اجتناب شود. افزایش دما ممکن است منجر به ذوب شدن بافت شود. به عنوان مثال، اگر دما به چند صد درجه سانتیگراد برسد، ماده دندانی که عمدتاً از هیدروکسی آپاتیت تشکیل شده است، یک ترکیب شیمیایی از کلسیم و فسفات شروع به ذوب شدن می کند. مدت زمان پالس چند میکرو ثانیه به اندازه کافی برای افزایش دما کافی است.

امکان کنترل افزایش دما و محدود کردن آسیب های حرارتی به هدف از پیش تعیین شده برای به حداقل رساندن انتشار گرما به بافت های مجاور وجود دارد. حرارت زیاد باعث تغییر شکل برگشت ناپذیر بافت های بیولوژیکی و از دست دادن عملکرد پروتئین می شود. در شرایطی که عرض پالس لیزر کوتاهتر از زمان آرامش حرارتی بافت است (مثلاً ارسال پالس های کوتاه لیزری)، توزیع دمای اولیه با فرض عدم هدایت گرما را می توان با [69] ارائه کرد:

$$aQ_0 \frac{e^{-\frac{r^2}{4\alpha t}}}{\sqrt{4\alpha t}} \quad (4)$$

اساساً غیر قابل جذب در اشعه ماوراء بنفش، به طور قابل توجهی بر تمیزی برش فوتوآبلیتیو توسط لیزر UV تأثیر نمی گذارد. با این وجود، آستانه فرسایش با طول موج افزایش می یابد ( $100 \text{ mJ/cm}^2$ ) در 193 و  $500 \text{ mJ/cm}^2$  در 248 نانومتر برای بافت قرنیه). به دلیل ضریب جذب بالا در اشعه ماوراء بنفش بسیاری از مواد، انرژی لیزر بسیار متراکم در سطح جذب می شود و بنابراین حجم فرسایش بسیار کم است. لیزر Photoablation UV مزیتی دارد که به بافت آسیب نمی رساند.

لیزرهای UV در جراحی لیزیک (لیزر در محل کراتومیلوسیسی) چشم استفاده می شود. مولکول های اگزایمر رابج شامل فلئور (با امواج 157 نانومتر منتشر می شود) و ترکیبات گاز نجیب (آرگون-391 نانومتر، کریپتون 222 نانومتر و غیره) هستند. لیزر فمتوئانیه اسکالپل جدید برای زیست شناسان است. از سال 2000، جراحان به تدریج با این ابزار آشنا شدند، که چشم اندازه‌های بزرگی را در علوم زیستی باز می کند. [71-77]

لیزرهای CO<sub>2</sub> با طول موج در حدود 10 میکرومتر و جایگزینی مقرون به صرفه برای لیزرهای UV هستند. بر خلاف لیزرهای UV، فراسایش لیزر IR یک فرایند صرفاً حرارتی است. پرتو لیزر مستقیماً حرارت را بر روی بافت اعمال می کند که تا حدی تبخیر می شود. آنها به دلیل جذب بالای مادون قرمز توسط بافت های سخت، معمولاً یک ساختار برش تمیز ایجاد می کنند.

نرخ فوتوابلیشن (AR) را می توان متناسب با تفاوت بین شار لیزری  $F$  و شار آستانه  $F_{th}$  فرض کرد:

$$AR k Fe^{-\mu z} - (نجم) \quad (5)$$

که در آن  $\mu$  ضریب جذب موثر و  $k$  ثابت سرعت است. اگر  $F_{th} > F$  باشد Photoablation انجام خواهد شد. سپس عمق فرسایش  $d$ ، یعنی عمقی که در آن  $F(z) = F_{th}$  است، باید [62] باشد:

$$D = \frac{1}{\mu_i} \frac{اف_0}{اف_i} \quad (6)$$

pho برهمکنش حرارتی انرژی فوتون یا طول موج لیزر است. فراوان به گرما تلف می شود که منجر به اثرات حرارتی اضافی با استفاده از FPI عمق فرسایش در هر پالس به دلیل

برای پروفیل پرتو فضایی گاوسی با شعاع پرتو  $(w_0)$   $1/e^2$  قطرهای اندازه‌گیری شده  $(D = 2ra)$  از نواحی فرسوده مربوط به شار آستانه  $F_{th}$  است [72]

$$= 0 \exp(-\frac{E_F}{2kT}), \quad (7)$$

که در آن  $F_0$  حداکثر شار لیزری اعمال شده است. برای پالس های لیزری با نیمرخ پرتو فضایی گاوسی، حداکثر شار تابش  $F$  را می توان از انرژی پالس تابش  $E_p$  و شعاع پرتو  $w_0$  محاسبه کرد:

$$F = E v^2 \theta^2 \quad (8)$$

از معادله (7)، اگر فلوانس  $F$  از شار آستانه فرسایش  $F_{th}$  بیشتر شود،  
 قطرهای مربع ناحیه فرسوده دهانه فرسایش به صورت [73] همبستگی  
 دارد:

$$2 \ln(2) \approx 1.386$$

جایگزینی معادله (8) به معادله (9) می‌توانیم به دست آوریم:

$$2 + \frac{AD}{AB} \quad (10)$$

## جایی کہ

$$A_w = 2 \quad (11)$$

$$= B w_0^2 \ln(2 / w_{FE}) \quad (12)$$

معادله (12)-(10) نشان می دهد که شار آستانه فرسایش و شعاع دور کمر پرتو لیزر را می توان از پارامترهای مناسب تا مربع قطر نواحی فرسوده و انرژی یالس لیزر برخوردی مربوطه محاسبه کرد.

تخمین عمق ویژگی های فرسوده مانند سوراخ ها یا شیارها می تواند بسیار دشوار باشد. روش های مختلفی مانند سنجش پروب، [74] پروفیلومتری نوری، [75] کپی های پوشش داده شده، [76] مشاهده پروفیل، [77] توموگرافی [78] و روش توزین دیفرانسیل [79] برای تخمین عمق استفاده می شوند. توزین به وضوح امکان تعیین سریع تر این پارامترهای پدیدارشناختی را بدون هیچ مشکل روش شناختی در مقایسه با روش های دیگر فراهم می کند.

حجم فرسایش  $\Delta V$  را می توان به صورت زیر استنتاج کرد:

$$\Delta \frac{\Delta}{\rho} \text{ منبر} \quad (13)$$

[illegible]

$$\zeta = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{fL}{\dot{v}} \quad (14)$$

که در آن  $\nu$  نرخ تکرار لیزر،  $v$  سرعت مرحله ترجمه و  $t_{tot}$  طول کل برش است.

حجم قطع شده به ازای تعداد پالس های محاسبه شده، سرعت قطع حجم دقیق  $\rho_{tot}$  را می توان با [79] تعیین کرد:

$$\tau_{\text{کل}} = \frac{V \Delta \Delta}{N f b_{\text{کل}}} \quad (15)$$

## 2.3.4. فرسایش با واسطه پلاسما

فرسایش با واسطه پلاسما از پالس های لیزری با انرژی بالا برای یونیزه کردن مولکول ها با چند فمتوثانیه اول پالس ها و جذب غیرخطی القایی استفاده می کند. این فرآیند منجر به فرسایش بافت ها در اندازه زیر میکرومتر با آسیب گرمایی ناچیز به بافت های اطراف می شود. هنگامی که شدت لیزر از 1013-1014 وات بر سانتی متر مربع تجاوز می کند که مربوط به میدان الکتریکی 108-109 ~ ولت بر سانتی متر به ترتیب میدان الکتریکی الکترون های متصل به مولکول ها می شود، فرسایش از طریق مولکول های یونیزه در کانون انجام می شود و حباب پلاسما تولید می کند. تمرکز با غلظت بالایی از الکترون ها و یون ها. این شدت را می توان به عنوان مثال با پالس های 100 nJ و 100 fs که در ناحیه 1 میکرومتر مربع متمرکز شده اند به دست آورد.

به طور کلی، برهمکنش بین لیزر فمتوثانیه و بافت بیولوژیکی از طریق "فرسایش با واسطه پلاسما" صورت می گیرد. [81] الکترون های آزاد تولید شده توسط جذب چند فوتونی یا یونیزاسیون تونلی، با جذب معکوس برمسترالانگ، که در آن الکترون ها در هنگام برخورد با مولکول ها، فوتون ها را جذب می کنند یا با میدان الکتریکی لیزر، شتاب می گیرند.

پس از دستیابی به انرژی کافی برای یونیزه کردن مولکول های دیگر، چگالی پلاسما افزایش می یابد و در نهایت نفوذ پالس های برخوردی را به عمق پوست تنها چند نانومتر محدود می کند. پس از محافظت، الکترون های آزاد با مولکول های یونیزه مثبت دوباره ترکیب می شوند و انرژی آن ها را در مقیاس زمانی به مولکول ها منتقل می کنند که کمتر از 100 ps زمان آرامش صوتی در مواد است.

در نتیجه، افزایش چشمگیر فشار در حجم تحریک می تواند باعث ایجاد پارگی و ایجاد حفره شود. گسترش کاویتاسیون با یک موج شوک صوتی همراه است که به بافت های اطراف منتشر می شود و پتانسیل انتشار آسیب را دارد.

مهمترین جنبه این است که پالس لیزر به طور قابل توجهی کوتاهتر از زمانی است که الکترون ها انرژی خود را از طریق جفت فونون الکترونی به شبکه منتقل می کنند. پلاسمای القا شده با لیزر سپس انرژی لیزر را خیلی سریع جذب می کند و باعث حذف سریع یا فرسایش بافت هدف با مشکلات حرارتی ناچیز می شود.

از جمله عوامل دیگر است، و 0.6-2.2 J/cm<sup>2</sup> برای مینا و 0.3-1.4 J/cm<sup>2</sup> برای عاچ گزارش شده است (به عنوان مثال، [82-83] را ببینید. [ و ارجاع در آن). برای فرسایش چند پالس، کاهش آستانه فرسایش با افزایش تعداد پالس ها مشاهده شد. هنگامی که یک فلوانس کم لیزر اعمال می شد، تنها بخش کوچکی در مرکز نقطه لیزر می تواند باعث فرسایش شود. با این حال، هنگامی که پراکندگی منجر به کاهش انرژی انتقالی مشابه جذب می شود به فرآیندهای پراکندگی لیزر بسیار فراتر از آستانه فرسایش (Fth) افزایش می یابد، ممکن است یک اثر محافظ پلاسما رخ دهد. لیزرلی و همکاران [84] با استفاده از لیزر فمتوثانیه با طول موج مرکزی 800 نانومتر و شار 13 J/cm<sup>2</sup> با شدت متناظر، 1.8×10<sup>14</sup> W/cm<sup>2</sup> ~ یک الگوی فرسایشی معمولی را با اثر حرارتی عکس تغییر می دهند. برای مینا مشاهده کردند. شدت نور پراکنده به پارامترهایی مانند طول موج و شدت نور تابشی و همچنین چگالی، شکل و اندازه پراکنده ها بستگی دارد. پراکندگی ریلی و می فوتون را در جهتی متفاوت از جهت ورودی خود بدون تغییر در انرژی فوتون پراکنده می کند. پراکندگی ریلی از ذرات با ابعاد کوچکتر از طول موج نور مشاهده می شود. سطح مقطع پراکندگی ریلی (cm<sup>2</sup>) به صورت [86] به دست می آید:

32 ژول بر سانتی متر مربع و شدت متوسط 191 میلی وات، لیه یا لیه تیز تعریف شده که ویژگی های اصلی مینا را حفظ می کند و ساختار بسیار منشوری مشاهده شد. [84] در این حالت که عرض پالس 70 fs کمتر از زمان شل شدن ارتعاش شبکه کریستالی (زمان آرامش فوتون) مینا باشد، 100 fs باشد، زمانی برای اتلاف انرژی به شبکه از طریق الکترون فونون وجود ندارد. جفت یا گرما

## 2.3.5. فتوشیمیایی

لیزرهایی که از اثرات فتوشیمیایی استفاده می کنند، بافت را تخریب یا تجزیه نمی کنند. نوری که به روشی فتوشیمیایی با بافت در تعامل است به کروموفورها جذب می شود و یک آبشار بیولوژیکی از رویدادها را رسوب می دهد که باعث تسکین درد و کاهش التهاب می شود. برهمکنش های لیزر فتوشیمیایی بافت در کاربردهای درمانی مانند لیزر درمانی بافت عمیق (DTLT) و درمان فوتودینامیک (PDT) عمل می کنند. مکانیسم های برهمکنش فتوشیمیایی نقش مهمی در طول PDT بازی می کنند. امروزه، ایده PDT با استفاده از حساس کننده نور، به عنوان مثال مشتق هماتوپورفیرین (HpD) به یکی از ارکان اصلی در درمان تومور مدرن تبدیل شده است.

فعل و انفعالات فتوشیمیایی در چگالی توان بسیار کم (معمولاً 2 cm<sup>2</sup> 1W/ و زمان های نوردی طولانی از ثانیه تا CW انجام می شود. [62] پارامتر لیزر را می توان به گونه ای انتخاب کرد که تابش لیزر به بافت نفوذ کند. در بیشتر موارد، از طول موج های در محدوده مرئی به دلیل عمق نفوذ نوری بالا استفاده می شود. به عنوان مثال، جذب نسبی کم در حدود 620-630 نانومتر برای اهداف بالینی استفاده می شود که در آن ساختارهای عمیق تر به دلیل ضریب جذب پایین تر اکثر بافت ها در طیف قرمز قابل دستیابی است.

## 2.4. لیزر برهمکنش با مولکول ها

و ذرات

نور لیزر با مولکول ها و ذرات از طریق بسیاری از پدیده ها مانند پراکندگی الاستیک (مولکولی- Rayleigh، aerosol-Mie)، پراکندگی غیرالاستیک (مولکولی-رامان، تجزیه ذرات)، فلورسانس، و جذب تعامل دارد. [85] آستانه فرسایش تحت تاثیر عرض پالس لیزر، طول موج و تعداد پالس، از جمله عوامل دیگر است، و 0.6-2.2 J/cm<sup>2</sup> برای مینا و 0.3-1.4 J/cm<sup>2</sup> برای عاچ گزارش شده است (به عنوان مثال، [82-83] را ببینید. [ و ارجاع در آن). برای فرسایش چند پالس، کاهش آستانه فرسایش با افزایش تعداد پالس ها مشاهده شد. هنگامی که یک فلوانس کم لیزر اعمال می شد، تنها بخش کوچکی در مرکز نقطه لیزر می تواند باعث فرسایش شود. با این حال، هنگامی که پراکندگی منجر به کاهش انرژی انتقالی مشابه جذب می شود به فرآیندهای پراکندگی لیزر بسیار فراتر از آستانه فرسایش (Fth) افزایش می یابد، ممکن است یک اثر محافظ پلاسما رخ دهد. لیزرلی و همکاران [84] با استفاده از لیزر فمتوثانیه با طول موج مرکزی 800 نانومتر و شار 13 J/cm<sup>2</sup> با شدت متناظر، 1.8×10<sup>14</sup> W/cm<sup>2</sup> ~ یک الگوی فرسایشی معمولی را با اثر حرارتی عکس تغییر می دهند. برای مینا مشاهده کردند. شدت نور پراکنده به پارامترهایی مانند طول موج و شدت نور تابشی و همچنین چگالی، شکل و اندازه پراکنده ها بستگی دارد. پراکندگی ریلی و می فوتون را در جهتی متفاوت از جهت ورودی خود بدون تغییر در انرژی فوتون پراکنده می کند. پراکندگی ریلی از ذرات با ابعاد کوچکتر از طول موج نور مشاهده می شود. سطح مقطع پراکندگی ریلی (cm<sup>2</sup>) به صورت [86] به دست می آید:

در این مورد، تنها بخشی از انرژی برای ایجاد فرآیند فرسایش کافی بود. با این حال، با نفوذ

$$\sigma_{\text{rel}} = \frac{\lambda}{4\pi} \left( \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda^4} \right) \quad (1)$$



که در آن  $\lambda$  [در میکرومتر] طول موج است و  $(6/7) / (6/3) \Delta - \Delta = \delta$  ضریب دیپلاریزاسیون  $\Delta$ .

مقادیر ضرایب A، B و  $\delta$  در جدول 2 برای مولکول های مختلف خلاصه شده است.

جدول 2. ضرایب برای محاسبه مقطع پراکندگی رابلی.

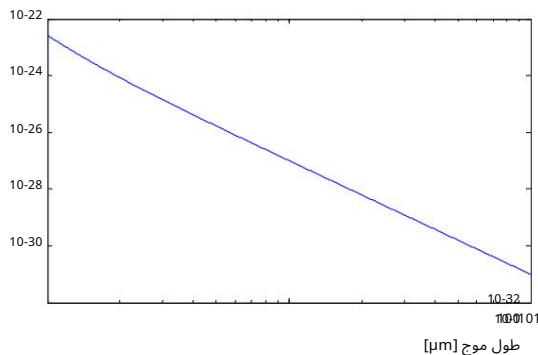
مولکول	A( $\times 10^{-5}$ )	B( $\times 10^{-3}$ )	29.06 $\delta$ 70
N <sub>2</sub>			1.05
آر	28.71	5.67	1.06
هوای	43.9	6.4	1.15
CO <sub>2</sub>	29.06	7.70	1.00

برای گازهای مخلوط، سطح مقطع پراکندگی ریلی را می توان از موارد زیر بدست آورد:

$$\sigma = \sigma_{\text{Rm}} + \sigma_{\text{nm}} \quad (17)$$

که در آن  $\sigma_{\text{nm}}$  نسبت اختلاط حجمی مولکول های  $\sigma_{\text{Rm}}$  است. سطح مقطع پراکندگی ریلی برای یک CO<sub>2</sub>

مولکول در شکل 5 به عنوان تابعی از طول موج نشان داده شده است. پراکندگی رابلی توسط مولکول ها برای طول موج های تا 1.0 میکرومتر مهم است، سطح مقطع پراکندگی رابلی با طول موج به سرعت کاهش می یابد، و سپس این روند صاف تر می شود و به طور قابل توجهی به طول موج حساس نیست.

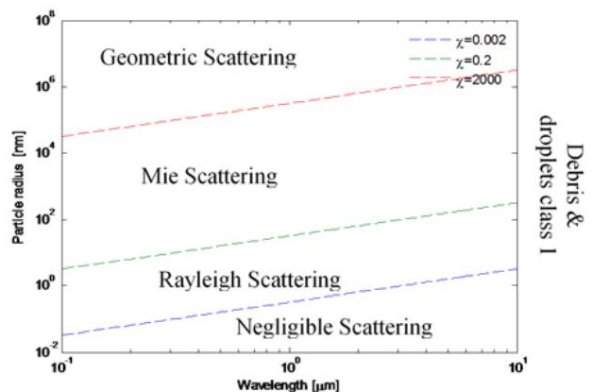


شکل 5. مقطع پراکندگی رابلی به عنوان تابعی از طول موج.

از سوی دیگر، در حضور ذراتی با اندازه مرتبه یا بزرگتر از طول موج نور فرودی، مانند قطره آب یا زباله، پراکندگی Mie غالب می شود. برای ذرات بزرگ، پراکندگی Mie به جلو بیشتر از پراکندگی جهت عقب است. راندمان پراکندگی Mie به طور کلی بسیار بیشتر از Rayleigh است. در فرسایش لیزری بافت سخت، اندازه زباله ها از چند دهم نانومتر تا حدود صد میکرومتر متغیر است. برای یک طول موج ثابت، تضعیف ناشی از پراکندگی مولکولی کمتر از پراکندگی آئروسول است. به عبارت دیگر، تلفات پراکندگی Mie می تواند بسیار بزرگتر از Rayleigh باشد

تلفات پراکندگی اگر ذرات کافی ارائه شود، به ویژه برای طول موج های بزرگ.

ضرایب جذب و پراکندگی اسپری های آب (یعنی ابر قطرات آب با اندازه غیر یکنواخت) را می توان با تئوری پراکندگی Mie پیش بینی کرد. این تئوری به فرد اجازه می دهد تا تابع بازده جذب، پراکندگی و انقراض ذرات همگن (قطرات) را بر حسب پارامتر اندازه غیربعدي  $\chi = 2\pi r/\lambda$  و شاخص مختلط بازتاب  $\hat{n} = n(\lambda) + ik(\lambda)$  محاسبه کند. که  $r$  شعاع یک ذره کروی پراکنده است و  $\lambda = 2\pi/\chi$  طول موج است. پراکندگی رابلی، پراکندگی Mie، یا پراکندگی هندسی غالب است. زمانی که  $\chi \sim 1$ ،  $\chi < 1$  یا  $\chi > 1$  به ترتیب. رژیم های پراکندگی برای یک ذره کره پراکنده واحد در نواحی فرابنفش، مرئی و مادون قرمز در شکل 6 نشان داده شده است.



شکل 6. رژیم های پراکندگی برای یک ذره کره پراکنده منفرد. برای جزئیات به متن مراجعه کنید.

با فرض اینکه ذرات دارای خواص نوری یکسانی هستند، سطح مقطع پراکندگی کل Mie به صورت سری بی نهایت بیان می شود: [87]

$$\sigma = \frac{\pi}{k} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(2n+1)^2}{n(n+1)} \left| \frac{a_n}{b_n} \right|^2 \quad (18)$$

که در آن  $k = 2\pi/\lambda$  ضرایب  $a_n$  و  $b_n$  به صورت زیر بدست می آیند:

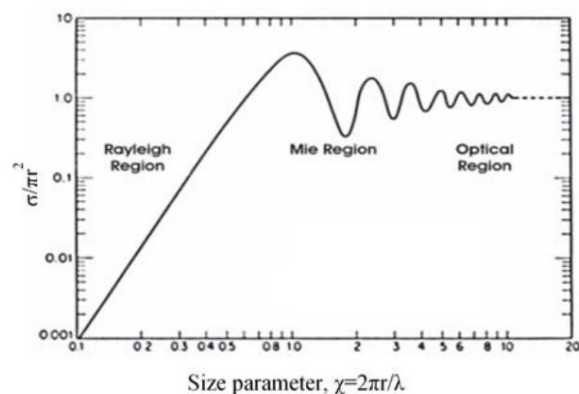
$$\frac{a_n}{b_n} = \frac{m_j^2 (mx) [x_j (x)] \mu_j - \mu_j^{-1} n_j (x) [mx_j (mx)]}{m_j^2 (mx) [x_h (x)] \mu_j - \mu_j^{-1} n_j (x) [mx_j (mx)]} \quad (19)$$

$$\frac{b_n}{a_n} = \frac{\mu_j^2 j_n (mx) [x_j (x)]}{\mu_j^2 j_n (x) [mx_j (mx)]} \quad (20)$$

که در آن  $j_n$  توابع بسل کروی از نوع اول هستند،  $h_n$  ها توابع کروی هانکل هستند و  $\mu_1$

و  $\mu_2$  به ترتیب نفوذپذیری مغناطیسی کره و محیط اطراف هستند.  $m = n_{\text{sph}} / n_{\text{med}}$  نسبت ضریب شکست ذره به محیط اطراف است. عبارت سری بعد از تعدادی عبارت کمی بزرگتر از پارامتر اندازه همگرا می شود. سطح مقطع پراکندگی نرمال شده،

در برابر پارامتر اندازه،  $\chi$ ، در شکل 7 نشان داده شده است.  $\sigma/\pi r^2$ ،  
نوسانگرهای مقطع در ناحیه پراکندگی Mie و حداکثر دامنه آن در  $\chi=1$  قرار  
می گیرند. این نوسان به دلیل تداخل سازنده و مخرب موجی است که  
مستقیماً از سطح رویی کره منعکس می شود و موج خزنده ای که در پشت  
کره حرکت می کند. مقطع پراکندگی Mie مربوطه پیچیده تر از پراکندگی  
رایلی با وابستگی به طول موج متناسب با  $\lambda^{-x}$  است که در آن  $0.4 < x < 0.5$   
است.



شکل 7. سطح مقطع پراکندگی نرمال شده در مقابل پارامتر اندازه، [88]  $\chi$

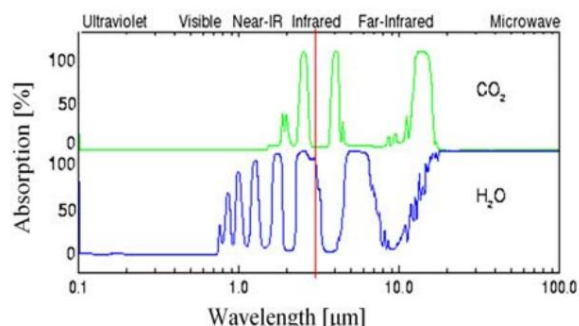
به طور کلی، آب مات نیست، اما در برابر تشعشع نیمه شفاف است.  
با این حال، برای طول موج‌های بیشتر از 2 میکرومتر، آب به شدت جذب  
می‌شود و انتظار می‌رود که قطرات بزرگ در برابر تشعشعات تابشی برای 2  
> میکرومتر غیرشفاف باشند. اسپری های آب دارای اندازه غیر یکنواخت  
هستند و توزیع اندازه قطرات به طراحی نازل ها، فشار آب برای تولید اسپری  
آب و شرایط عملیاتی بستگی دارد. با توجه به اندازه قطرات، می توان آن را  
به کلاس  $0.2 \mu m < d < 1 \mu m$  میکرومتر، کلاس  $1 \mu m < d < 2 \mu m$  میکرومتر، کلاس  
3، قطر  $1000 < d < 400 \mu m$  میکرومتر تقسیم کرد.

جذب طیفی در انواع مختلف مواد متفاوت است. طیف جذب  $CO_2$   
و  $H_2O$  در نواحی فرابنفش، مرئی و مادون قرمز در شکل 8 مقایسه شده  
است. دی اکسید کربن دارای سه باند جذب بزرگ در ناحیه مادون قرمز در  
حدود 2.7 میکرومتر، 4.3 میکرومتر و 15 میکرومتر است. آب دارای چندین  
نوار جذبی در مادون قرمز است و حتی مقداری جذب خوبی در ناحیه  
مایکروویو دارد.

### 3. تاثیر پارامترها بر ابلایش با لیزر بافت سخت

همانطور که در بالا ذکر شد، مشخصات مورد نظر برش بافت سخت  
با کمک لیزر از نظر توان خروجی، طول موج، شکل لیزر، عرض پالس،  
فرکانس سرعت تکرار و غیره بسیار متفاوت است. - با گرم کردن بافت های  
اطراف، بهینه سازی پارامترهای لیزر به گونه ای مهم است که برش لیزری  
سریع باشد، برش ها تیز و دقیق باشند.

این روش آرام و با حداقل ارتعاشات وارد شده به بافت تحت درمان است  
و مقدار گرمای باقیمانده در بافت پس از تابش لیزر نیز حداقل است.



شکل 8. طیف جذب  $CO_2$  و  $H_2O$  در مناطق UV به IR. (داده ها از مراجع  
[89-90] داده های اصلی از Howare و همکاران [91] و Goody [92] هستند.

### 3.1. شکل پالس لیزر و زاویه بروز

با فرض یک پروفیل انرژی پرتو فوق گاوسی، معادله زیر اعمال می  
شود:

$$F(r) = F_0 \exp\left(-\frac{r^2}{w_0^2}\right) \quad (21)$$

که در آن  $F$  شار در فاصله شعاعی  $r$  از محور پرتو لیزر،  $F_0$  سیال اوج (در  
محور پرتو لیزر)،  $w_0$  اندازه پرتو لیزر، و  $N$  مرتبه فوق گاوسی است. پروفیل  
پرتو  $N=1$  نمایانگر پروفیل تیر گاوسی خالص و  $N > 1$  نمایانگر پروفیل تیر با  
سطح صاف است.

بدست آوردن معادله مشابه (9) برای یک پرتو گاوسی خالص، قطر  
مربع ناحیه فرسوده دهانه فرسایش به صورت [93-94] همبستگی دارد.

$$D^2 = \frac{1}{2} \left( \frac{w_0^2}{\lambda} \right) \left( \frac{1}{\cos^2 \theta} \right) \quad (22)$$

عمق فرسایش داده شده توسط معادله (6) می تواند باشد  
برای بروز غیر طبیعی به عنوان [93-94] اصلاح شده است:

$$D = \frac{1}{\mu} \frac{\cos \theta}{\cos \theta} \quad (23)$$

جایی که  $\theta$  زاویه تابش است. قطر مربع داده شده در معادله (22) به معادله  
اصلاح شده است. (24) برای زاویه بروز غیر عادی: [93-94]

$$D^2 = \frac{1}{\theta^2} \frac{1}{(\cos \theta)^2} \quad (24)$$

برای بروز غیرطبیعی ناحیه لکه ای ابلایش  
تأثیر توسط [93-94] داده شده است

$$\bar{I} =$$

$$\frac{1}{\theta^2} \left( \frac{1}{\cos^2 \theta} - \frac{1}{\cos^2 \theta} \right) \ln \left( \frac{1}{\cos \theta} \right) \quad (25)$$

حجم تاثیر فرسایش برای بروز غیر طبیعی را می توان به صورت [93-94] محاسبه کرد:

$$V = \frac{\pi w_0^2}{\mu} \left( \frac{1}{\cos^2 \theta} - \frac{1}{\cos^2 \theta} \right) \ln \left( \frac{1}{\cos \theta} \right) \quad (26)$$

عمق لکه بهینه در بروز غیر طبیعی را می توان از معادله محاسبه کرد. (23) وقتی

$$\frac{1}{\cos \theta} = \frac{1}{\cos \theta} \quad (27)$$

که نتیجه می شود

$$\frac{1}{\mu} = \frac{1}{\mu} \quad (28)$$

قطر نقطه بهینه در غیر عادی بروز را می توان از معادله به دست آورد. (24) برای نتیجه:

$$D = \frac{1}{\cos \theta} \quad (29)$$

مساحت نقطه بهینه در بروز غیر طبیعی را می توان از معادله محاسبه کرد. (25) برای به دست آوردن:

$$\bar{I} = \frac{1}{\cos \theta} \quad (30)$$

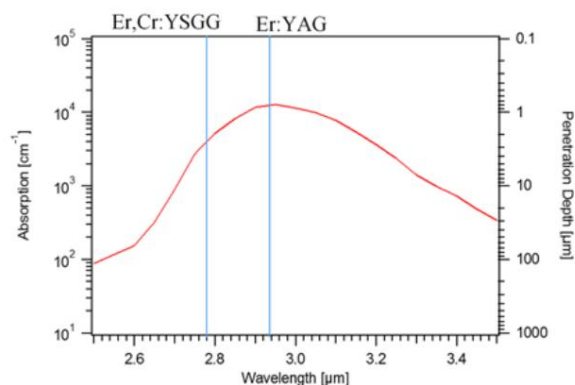
حجم نقطه بهینه در غیر عادی بروز را می توان از معادله محاسبه کرد. (25) برای به دست آوردن:

$$V = \frac{\pi w_0^2}{\mu} \left( \frac{1}{\cos^2 \theta} - \frac{1}{\cos^2 \theta} \right) \ln \left( \frac{1}{\cos \theta} \right) \quad (31)$$

3.2. طول موج لیزر

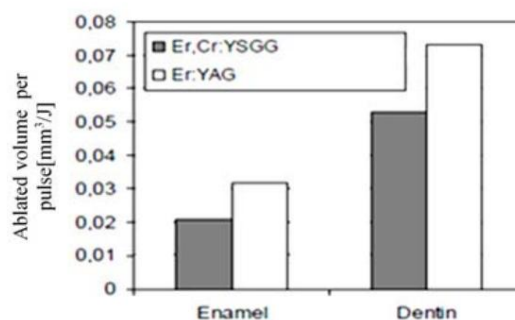
طول موج یک عامل کلیدی در مناسب بودن هر لیزر برای روش های بافت سخت در دندانپزشکی و استئوتومی است. در طول چهل سال گذشته، امیدبخش ترین منابع لیزر برای فرسایش بافت سخت در ناحیه طیفی مادون قرمز، لیزر CO<sub>2</sub> (9.6 میکرومتر و 10.6 میکرومتر)، لیزر (2.94 Er:YAG میکرومتر) و لیزر Er:YSGG هستند. (2.78 میکرومتر). لیزرهای Er:YAG و Er,Cr:YSGG خانواده لیزرهای دندان اریوم را تشکیل می دهند. هنگام مقایسه طول موج لیزرهای دوپینگ اریوم، طول موج لیزر 2.94 Er:YAG میکرومتر با پیک جذب آب مطابقت دارد.

2.94 میکرومتر (12000 cm<sup>-1</sup>) در حالی که ضریب جذب آب برای طول موج 2.78 میکرومتر (3600 cm<sup>-1</sup>) برابر کمتر است (شکل 9 را ببینید). تفاوت در ضرایب جذب منجر به تفاوت در عمق نفوذ در بافت های سخت می شود.



شکل 9. منحنی جذب آب در ناحیه مادون قرمز میانی. خطوط آبی موقعیت لیزرهای Er:YAG و Er,Cr:YSGG را نشان می دهد. داده های بازنگری شده از [95]

در مورد عمق نفوذ نسبتاً زیاد، انرژی لیزر ممکن است با فرآیند انتشار حرارتی قبل از جذب انرژی لیزر به اندازه کافی به بافت های اطراف پخش شود و به نقطه انفجاری برسد که در فرآیند فرسایش حرارتی مکانیکی لازم است. به عبارت دیگر، هر چه عمق نفوذ بیشتر باشد، زمان لازم برای رسیدن به دمای انفجار بیشتر می شود. برای بافت های سخت فرسایشی مؤثر با حداقل عوارض جانبی حرارتی، مهم است که فرآیند فرسایش در مدت زمان کوتاهی انجام شود تا گرمای بسیار کمی به بافت های اطراف منتقل شود. [96-97] شکل 10 نشان می دهد که کارایی فرسایش Er:YAG برای فرسایش بافت سخت در مقایسه با Er,Cr:YSGG بالاتر است (به [98] و مرجع آن مراجعه کنید). ضریب جذب مینا و عاج در 2.94 میکرومتر به ترتیب 1500 cm<sup>-1</sup> و 2000 cm<sup>-1</sup> است.



شکل 10. حجم حذف شده به ازای هر انرژی پالس عاج و مینای دندان برای طول موج های مختلف لیزر هر دو منبع لیزر در انرژی پالس 260 میلی ژول [98]

برخلاف لیزرهای Er:YAG و Er,Cr:YSGG که در ناحیه جذب آب عمده عمل می کنند، لیزرهای CO<sub>2</sub> و Ho:YAG نشان می دهند.

به طور قابل توجهی جذب کمتری در آب دارند و بنابراین برای درمان در این زمینه کمتر مناسب هستند. مقایسه سرعت فرسایش اندازه‌گیری شده (S) /mm<sup>3</sup> برای لیزر Er:YAG و Er,Cr:YSGG نشان می‌دهد که سرعت فرسایش عاج و مینا به صورت خطی با فلوانس افزایش می‌یابد و سرعت فرسایش بافت سخت با Er:YAG همیشه در مقایسه با از Er,Cr:YSGG.

3.3. فلوانس لیزر و عرض پالس

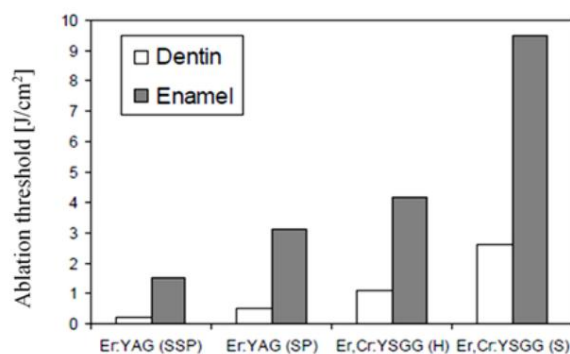
وابستگی آستانه فرسایش در مینای دندان و عاج به مدت زمان پالس و نوع لیزر در شکل 11 نشان داده شده است. آستانه فرسایش برای کوتاهترین پالس لیزر SSP (50 میکرو ثانیه) Er:YAG 3 برابر کمتر از پالس لیزر است. H (500-700 μs).

پالس لیزر Er,Cr:YSGG و با ضریب 6 کمتر در مقایسه با (1600-2000 μs) K پالس لیزر Er,Cr:YSGG. همانطور که انتظار می‌رود، آستانه فرسایش به سمت مدت زمان پالس طولانی‌تر افزایش می‌یابد.

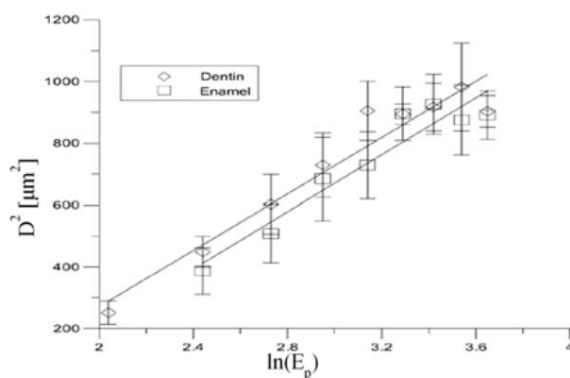
اثر شار بر قطر فرسایش در شکل 12 نشان داده شده است. می‌توان دید که D<sub>2</sub> به صورت خطی با  $\ln(E_p)$  که در آن  $E_p$  انرژی در هر است، برای تایید معادله تغییر می‌کند. (9) در این آزمایش شعاع کمر پرتو ( $w_0$ ) میکرومتر و آستانه فرسایش ( $F_{th}$ ) عاج و مینای دندان 1.18 و 1.38 J/cm<sup>2</sup> بود.

به ترتیب، لیزر یک پرتو

گاوسی با طول موج 1.025 میکرومتر، عرض پالس fs، 400 فرکانس تکرار 30 تا 200 کیلوهرتز و توان متوسط تا 4 وات ساطع کرد.



شکل 11. وابستگی آستانه فرسایش در مینا و عاج به مدت پالس و طول موج لیزر. [98]



شکل 12. قطر مربع ناحیه فرسوده برای عاج و مینا در مقابل لگاریتم طبیعی  $E_p$  [82].

نشان داده شده است که پالس‌های فوق کوتاه ( $<10$  ps) آسیب حرارتی یا مکانیکی کمی ایجاد می‌کنند. اثرات حرارتی را می‌توان با کاهش مدت زمان پالس [65-66] یا با استفاده از لیزرهایی با طول موج تابش در محدوده [67-68] UV کاهش داد. نرخ فرسایش مینا و عاج به عنوان تابعی از فلوانس لیزر با پالس‌های 350-fs و 1-ns الگوی اشباع واضحی را نزدیک به 3 J/cm<sup>2</sup> برای مینا و عاج نشان می‌دهد.

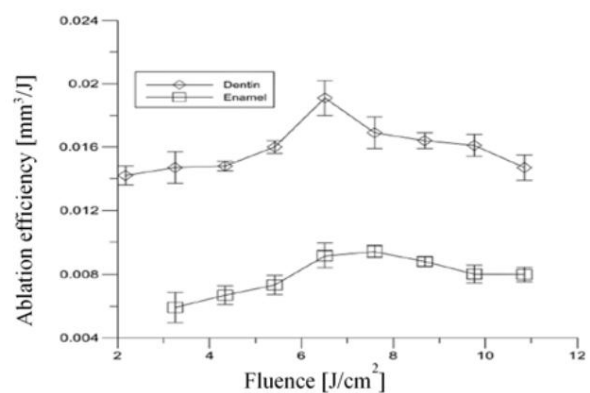
با پالس‌های 350-fs، آستانه فرسایش برای عاج 0.5 J/cm<sup>2</sup> و برای مینای دندان 0.7 J/cm<sup>2</sup> بود. [66] در مقابل، آستانه فرسایش برای عاج با پالس‌های طولانی‌تر و 1 نانومتری 1050 نانومتر حدود 20 J/cm<sup>2</sup> بود.

کاهش

نمایی سریع در راندمان فرسایش با افزایش فلوانس نیز با پالس‌های fs 350- برای مینا و عاج با راندمان کمی بالاتر برای عاج مشاهده شد. [66]

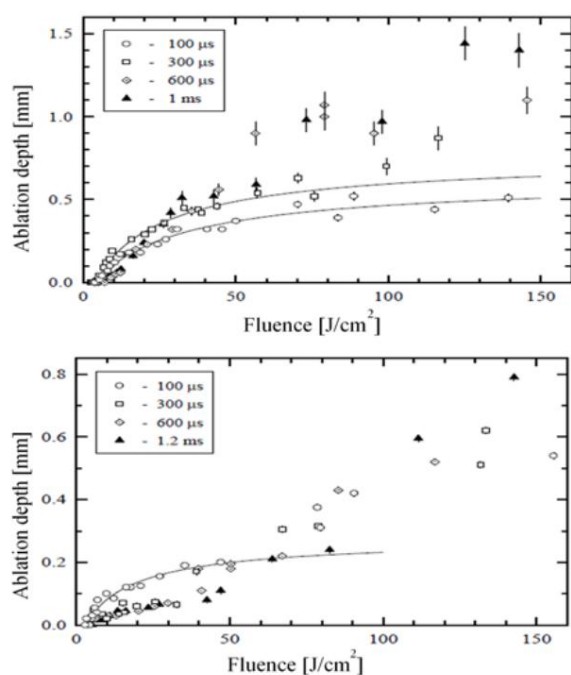
مینای دندان و عاج نیز با پالس‌های لیزر 66 fs در طول موج 800 نانومتر و سرعت تکرار 1 کیلوهرتز از بین رفت. [82] نقطه کانونی لیزر ~100 میکرومتر بود. دمای اولیه محفظه پالپ 23.6 درجه سانتیگراد بود. در طی فرآیند فرسایش لیزری، دما به مقدار اوج 35.9 درجه سانتیگراد (12.3o C) افزایش یافت. به دنبال اضافه شدن خنک کننده هوا، دما به C = 26.6o کاهش یافت (ΔT = 3.0o C). در فلوانس لیزر 11 J/cm<sup>2</sup> و سرعت اسکن 1mm/s، نرخ فرسایش مینا و عاج به ترتیب 5.7×10<sup>-3</sup> mm<sup>3</sup>/s و 56.0×10<sup>-3</sup> mm<sup>3</sup>/s اندازه‌گیری شد. با توجه به [82]، راندمان فرسایش در ابتدا تقریباً به صورت خطی افزایش می‌یابد و سپس کاهش می‌یابد، که نشان می‌دهد که می‌توان یک مقدار جریان مناسب برای دستیابی به حداکثر بازده ابلیشن پیدا کرد (شکل 13 ببینید). حداکثر راندمان فرسایش عاج J / 0.019 mm<sup>3</sup> حدود 2 برابر حداکثر راندمان فرسایش مینا J / 0.009 mm<sup>3</sup> است.

کاهش راندمان فرسایش به دلیل محافظ پلاسما است. با در نظر گرفتن حداکثر راندمان فرسایش مینا و 300 میلی‌متر مکعب از بافت سخت دندان، عمدتاً مینا، که در حین آماده‌سازی دندان برای روکش فلزی معمولی دندان آسیاب می‌شود، لیزر فمتوثانیه با توان متوسط 18 وات مورد نیاز است. تا در عرض نیم ساعت کار آماده سازی دندان کامل شود.



شکل 13. راندمان فرسایش ناحیه فرسوده عاج و مینا در مقابل فلوانس با پالس لیزر 66 fs در طول موج 800 نانومتر و نرخ تکرار 1 کیلوهرتز. [82]

مشخص است که آستانه فرسایش نسبت به مدت زمان پالس کوتاهتر کاهش می‌یابد. [98-100] این به این دلیل است که برای زمان‌های کوتاه‌تر، انرژی زمان کمی برای فرار از حجم تابش شده به بافت‌های اطراف با انتشار گرما دارد تا منجر به فرسایش سریع‌تر و مقدار کمتری از رسوب گرمای باقی‌مانده شود. شکل 14 عمق فرسایش حفر شده در عاج (بالا) و مینا (پایین) را با ده پالس لیزری متوالی Er:YAG در 2.94 میکرومتر با مدت زمان متفاوت نشان می‌دهد. [96] با طول پالس 100 میکروثانیه و 300 میکروثانیه، فرسایش عاج به طور ناگهانی با مقدار فلوانس مشخص  $4.0 \pm 0.5 \text{ J/cm}^2$  شروع می‌شود. در خطای تجربی، آستانه فرسایش مستقل از مدت زمان پالس است. در فلوانس‌های بالاتر، عمق فرسایش به صورت شبه لگاریتمی در نتیجه جذب و پراکندگی پرتو لیزر توسط زباله‌های خارج شده افزایش می‌یابد. اعماق فرسایش حفر شده در مینا از نظر کیفی رفتاری مشابه با عاج نشان می‌دهد. در طول پالس 100 میکروثانیه، آن‌ها از یک وابستگی عملکردی شبه لگاریتمی به شار لیزری اعمال‌شده پیروی می‌کنند، همانطور که توسط مدل غربالگری باقی‌مانده پیش‌بینی می‌شود، به جز شارهای بالای  $50\text{--}70 \text{ J/cm}^2$  که در آن دهانه‌های عمیق‌تر به‌دست می‌آیند.

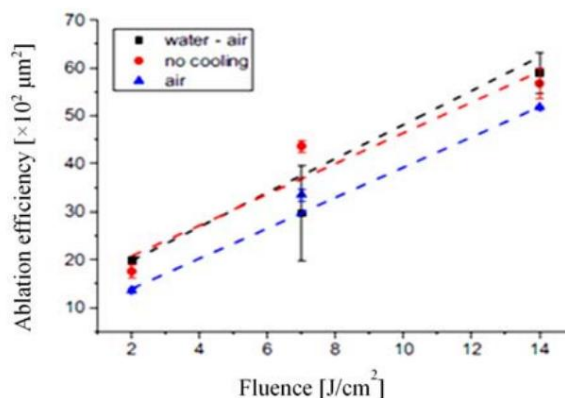


شکل 14. عمق فرسایش حفر شده به عاج (بالا) و مینا (پایین) با ده پالس لیزری متوالی Er:YAG در 2.94 میکرومتر با مدت زمان متفاوت (برای جزئیات بیشتر به [96] مراجعه کنید).

### 3.4. آب‌خک کننده

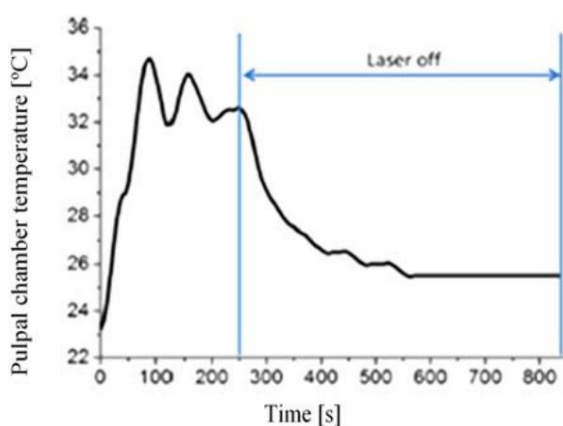
تأثیر خنک‌کننده خارجی بر افزایش دما در محفظه پالپ دندان در طول فرسایش لیزر فمتوتانیه مورد بررسی قرار گرفت. فرسایش بر روی عاج با استفاده از Yb:KYW انجام شد که یک پرتو طول موج تابشی 1030 نانومتری گاوسی با مدت زمان پالس 560 fs تولید می‌کند. [101]

آزمایش‌ها در هوا و با خنک‌سازی سطحی توسط جت هوای جانبی و ترکیبی از جت هوا و آبیاری آب انجام شد. نرخ فرسایش در مقابل جریان برای روش‌های خنک‌سازی مختلف در شکل 15 نشان داده شده است. مستقل از روش خنک‌سازی مورد استفاده، نرخ فرسایش به صورت خطی با جریان در محدوده  $2\text{--}14 \text{ J/cm}^2$  افزایش می‌یابد. خنک‌کننده خارجی تأثیر ناچیزی بر نرخ فرسایش برای فلوانس‌ها در محدوده فلوانس آزمایش شده با پالس‌های لیزر fs دارد.



شکل 15. نرخ فرسایش در مقابل جریان برای روش‌های مختلف خنک‌کننده با طول موج لیزر 1030 نانومتر و  $560\text{-fs}$  [101].

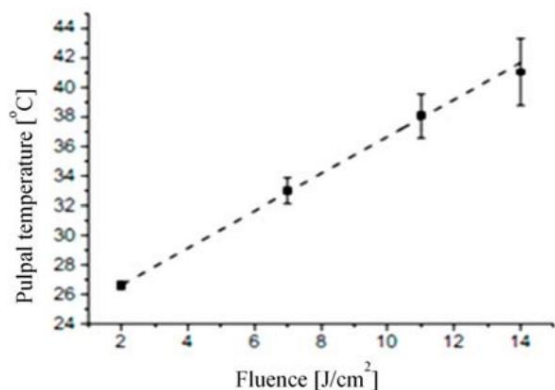
رفتار زمانی دمای محفظه پالپ در طی عملیات لیزری بدون خنک‌کننده خارجی، با جریان متوسط  $7 \text{ J/cm}^2$  و نرخ تکرار پالس 1 کیلوهرتز، در شکل 16 نشان داده شده است. [101] مشاهده می‌شود که دما در ابتدا افزایش می‌یابد تا پس از 65 ثانیه به حداکثر  $34.5^\circ\text{C}$  سانتیگراد برسد و سپس در طول مدت کامل تا پایان لیزر درمانی (175 ثانیه) تقریباً ثابت می‌ماند. پس از توقف لیزر، به دلیل انتشار حرارتی کم عاج، دما تقریباً به طور تصاعدی با سرعت خنک شدن آرام آرام کاهش می‌یابد.



شکل 16. رفتار دینامیکی دمای پالپ در طول تابش لیزر فمتوتانیه با  $7 \text{ J/cm}^2$  [101].

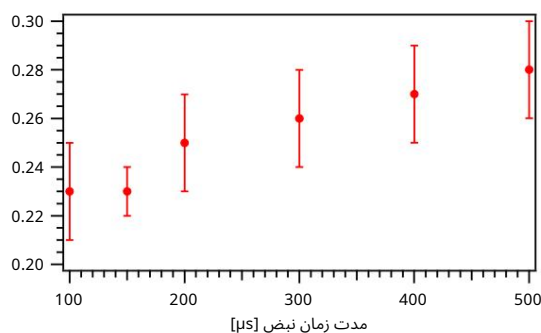
دما با شار از تقریباً  $3.1^\circ\text{C}$  درجه سانتیگراد برای  $2 \text{ J/cm}^2$  به  $17.5^\circ\text{C}$  درجه سانتیگراد برای

شکل 14)  $14 \text{ J/cm}^2$  (17) افزایش دما برای تیمارهای انجام شده با 14 ژول بر سانتی‌متر مربع و بدون سرمایش به 5/17 درجه سانتی‌گراد رسید که بدون کاهش قابل‌توجه سرعت فرسایش، به ترتیب با هوای اجباری و خنک‌کننده آبی به  $8/10 \pm 0/1$  و  $3/2 \pm 6/6$  درجه سانتی‌گراد کاهش یافت.



شکل 17. حداکثر دمای پالپ در مقابل فلوئنس [101]

علاوه بر این، تأثیر مدت زمان پالس بر روی عاج قطع شده توسط لیزر Er:YAG در فرکانس 1 هرتز با انرژی ثابت 150 میلی ژول بر پالس مربوط به فلوئنس 113 ~ میلی ژول بر پالس به مدت سه ثانیه با اسپری آب (آب: 17.6 میلی لیتر) /  $\text{min}^{-1}$ : 1.2l ml/min در [51] گزارش شده است. با افزایش مدت زمان نبض، عاج قطع شده عمیق تر شد اما قطر آن کاهش یافت. شکل 18 عمق حفره ها را پس از تابش لیزر با مدت زمان پالس های مختلف نشان می دهد. با افزایش مدت پالس لیزر Er:YAG، عمق حفره ها افزایش یافت.



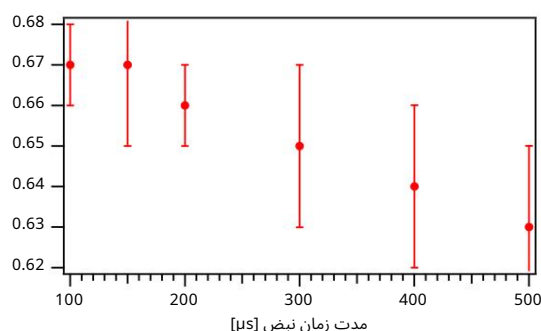
شکل 18. عمق عاج فرسوده پس از تابش لیزر. بازتولید شده از [51].

شکل 19 تغییر قطر حفره ها را پس از تابش لیزر در مقابل مدت زمان پالس نشان می دهد. هر چه مدت زمان پالس لیزر Er:YAG بیشتر باشد، قطر نقطه تابیده شده کمتر است.

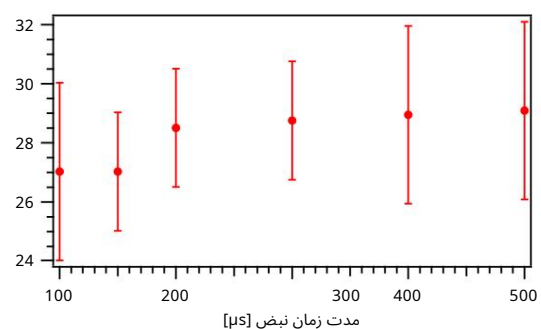
همانطور که در شکل 20 نشان داده شده است، حجم حفره ها از نظر آماری با طول مدت پالس لیزر Er:YAG تغییر نکرده است. میانگین حجم حفره زیر [51] به صورت زیر ارائه می شود:

$$V = \frac{4}{3} \pi r^2 \pi \quad (32)$$

در شکل [51] 20 ترسیم شده است.



شکل 19. قطرهای عاج فرسوده پس از تابش لیزر به عنوان مدت زمان پالس تابعی. بازتولید شده از [51].



شکل 20. حجم تخمینی عاج فرسوده پس از تابش لیزر. بازتولید شده از [51].

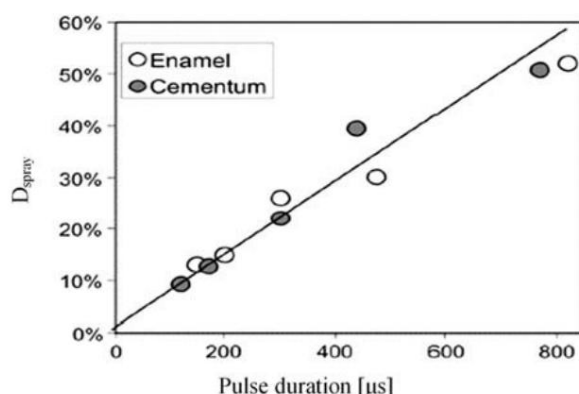
روش های قابل توجه متفاوتی برای نظارت از راه دور عمق برش در جراحی لیزری پیشنهاد و بررسی شده است. [102] فرسایش لیزری پالسی منجر به تبخیر و بیرون راندن بافتها می‌شود که منجر به تولید امواج ضربه‌ای ناشی از لیزر در محل برش می‌شود.

از سوی دیگر، اخیراً کوشیر و دیاجی [61] کارایی لیزر فرسایش اربیوم را در بافت‌های سخت دندان تحت شرایط مختلف خنک‌کننده آب اندازه‌گیری کردند. در مینای دندان، بالاترین AE، با حفره‌های تمیز و بدون هیچ نشانه‌ای از آسیب حرارتی، در شرایط "منافذ" مشاهده شد که بافت سطحی دندان تنها در فاصله زمانی بین پالس‌های لیزر آبرسانی شد. با این حال، هنگامی که علاوه بر آبرسانی مجدد در بین پالس ها، پرتو لیزر پالسی با ذرات اسپری آب بالای دندان (شرایط "اسپری")، یا با یک لایه آب روی سطح دندان (شرایط "استخر") تلاقی می کند، منجر به کاهش AE شد.

اثر مدت زمان پالس بر کاهش AE نیز بررسی شده است. [61] مشخص شد که اسپری فقط به عنوان یک جاذب عمل می کند و نه به عنوان تقویت کننده AE و این اثر برای مدت زمان پالس طولانی تر افزایش می یابد. این را می توان با ذکر این نکته توضیح داد که در طول مدت زمان پالس طولانی تر، آب بیشتری به دستگاه تحویل داده می شود



دندان، و بنابراین، انرژی لیزر بیشتری برای حفظ تونل بخار مورد نیاز است. [61]. کاهش نسبی AE به دلیل وجود اسپری در مقابل منافذ، Dspray به عنوان تابعی از مدت زمان پالس Er:YAG در شکل 21 نشان داده شده است. همانطور که انتظار می رود، یک وابستگی تقریباً خطی Dspray به مدت زمان پالس و در نتیجه به مقدار آب تحویل داده شده در طول مدت هر پالس لیزر به دست می آید (برای جزئیات به [61] مراجعه کنید).



شکل 21. کاهش نسبی Dspray، AE در مینا و سیمان به عنوان تابعی از مدت زمان پالس. Er:YAG [61]

## 6. کاهش اثر زباله

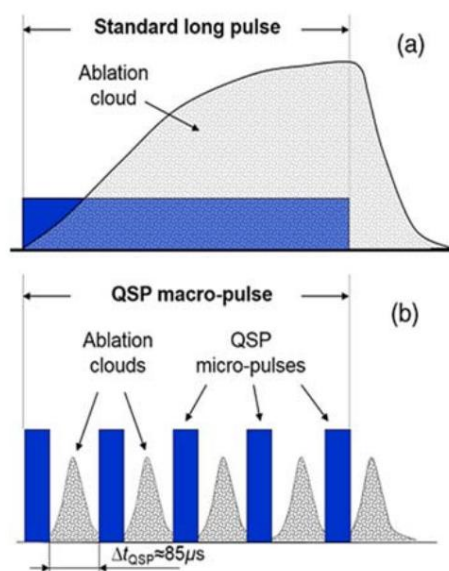
قبلاً مشخص بود که برهمکنش نور لیزر با بقایای پرتاب شده تأثیر قابل توجهی بر ویژگی های فرسایش لیزرهای اربیوم دارد. [103] با استفاده از یک پالس برش داده شده با پالس مربع کوانتومی (QSP) حالت Er:YAG (نگاه کنید به شکل 22) که برای کاهش تلاقی موقت تابش لیزر ورودی با زباله های خارج شده طراحی شده بود، امکان افزایش قابل توجه کارایی حفاری مینای دندان و فرسایش سیمان وجود داشت. و سرعت خشک شدن بافت را کاهش دهد. نشان داده شده است که ساختار پالس خرد شده با زمان مناسب حالت QSP منجر به کارایی برش بالا و اثرات جانبی حرارتی کم، مشخصه پالس های کوتاه و در لرزش های کم و برش های تیز می شود که مشخصه پالس های طولانی تر است [103].

اشباع ابلایش برای تمام حالت های لیزر اندازه گیری شده با عمق dsat بسته به مدت زمان پالس لیزر مشاهده شد (شکل 23 را ببینید). عمق اشباع فرسایش برای حالت QSP بزرگترین اندازه گیری شد و با افزایش مدت زمان پالس لیزر کاهش می یابد.

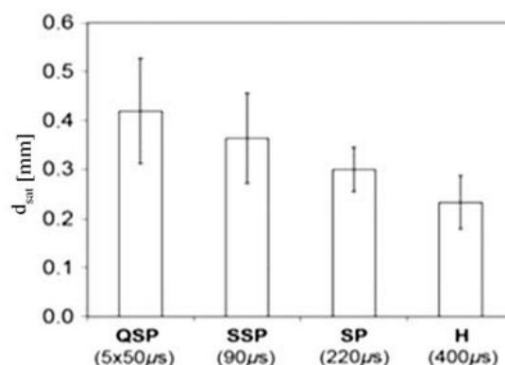
اگرچه عمق اشباع فرسایش و راندمان فرسایش برای حالت QSP بزرگترین اندازه گیری شد، اما چرخ خوردن که پرتو لیزر را تعدیل می کند، نور لیزر را مسدود می کند و بنابراین با کاهش انرژی در هر پالس، نرخ فرسایش را کاهش می دهد. یک روش جایگزین برای کاهش تقاطع زمانی تابش لیزر ورودی با زباله های بیرون زده، ترکیب آرایه میکرو لنز چرخشی با یک لنز معمولی است (شکل 24 را ببینید) که نور لیزر را بر روی نمونه یافت سخت متمرکز می کند، سرعت چرخش با فاصله بین ریز لنزها در آرایه، سرعت پرتاب زباله و عمق مشخص می شود:

$$\omega = \frac{lv}{R.d} \quad (33)$$

که در آن fاصله بین ریز لنزها، R فاصله ریز لنزها از مرکز آرایه، l فرکانس زاویه ای و v میانگین سرعت پرتاب زباله است. در این روش، زباله ها را می توان از کانال های تولید شده توسط عدسی بدون برهمکنش با پرتو لیزر خارج کرد.



شکل 22. الف) پالس لیزر استاندارد. ب) پالس لیزر QSP. یک ماکروپالس 600 میکروثانیه به پنج میکرو پالس با مدت زمان tQSP = 50 میکروثانیه و فاصله زمانی بین میکروپالس ΔtQSP = 85 میکروثانیه خرد می شود [103].

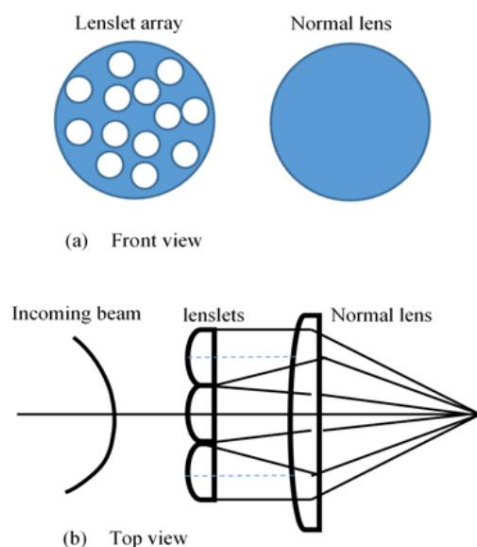


شکل 23. وابستگی عمق اشباع فرسایش (dsat) در مینای دندان برای حالت های مختلف پالس لیزر اربیوم. [103]

## 7. نتیجه گیری

امروزه تنها چند مطالعه تفاوت بین جراحی لیزر و ابزارهای معمولی را بررسی کرده اند و تأثیر پارامترهای لیزر به ویژه در عمق برش کاملاً شناخته نشده است. با تجزیه و تحلیل ادبیات مربوط به جراحی لیزر و ابزارهای مرسوم در طول تحقیقات جراحی در داخل بدن و

در شرایط آزمایشگاهی، تأثیر پارامترهای لیزر بر فرسایش لیزر بافت سخت با آب خنک شده و عمق برش بررسی می‌شود.



شکل 24. (الف) نمای جلو، و (ب) نمای بالا ترکیبی از میکرو لنز چرخشی با یک لنز معمولی برای کاهش تقاطع زمانی تابش لیزر ورودی و بقایای خارج شده در ابلیشن لیزر بافت سخت

ویژگی ماشینکاری بافت سخت شامل ابزارهای جراحی معمولی می‌تواند تحت تأثیر پارامترهای جراحی مانند نیروی برش یا فشار، سرعت برش، سرعت برش، دمای برش، سطح استخوان، آسیب استخوان، ضخامت استخوان، کارایی برش و غیره قرار گیرد. برای پیرو جراحی، علاوه بر این پارامترها، خواص اولتراسونیک مانند فرکانس و دامنه و همچنین ساختار نوک و تراکم استخوان نیز در طول جراحی مرتبط است.

جراحی بدون تماس با لیزر مزایای متعددی مانند آسیب کمتر به بافت اطراف، درد کمتر، تورم کمتر، خونریزی کمتر، از بین بردن ضربه، کیفیت بهتر برش و دقت بالا دارد. با این حال، عمق برش اشباع می‌شود و با افزایش عمق برش که به پارامترهای لیزر بستگی دارد، راندمان فرسایش کاهش می‌یابد.

این پدیده به طور کلی در برش لیزری انواع مواد دیده می‌شود. این روند برای لیزرهای گاوسی با عرض پالس بلندتر و شعاع پرتو کوچکتر سریعتر است. دو مکانیسم اصلی از دست دادن انرژی وجود دارد که علاوه بر جذب و پراکندگی انرژی لیزر توسط آب، عمق قابل دستیابی را محدود می‌کند. اولین مورد انتشار گرما در حال افزایش از سطح افزایش سطح برش است. دوم جذب و پراکندگی نور لیزر به دلیل برهمکنش لیزر با محصولات فرسایشی خارج شده (آوارها) است که هرچه برش عمیق‌تر به داخل بافت پیشرفت می‌کند، بیشتر و بیشتر در پروفایل برش محصور می‌شوند و هنگامی که عرض پالس بیشتر و بیشتر می‌شود برهمکنش می‌کنند. بزرگتر

طول موج یک عامل کلیدی در مناسب بودن هر لیزر برای روش های بافت سخت در دندانپزشکی و استئوتومی است. تا کنون، امیدوار کننده ترین منابع لیزر

برای فرسایش بافت سخت در ناحیه طیفی مادون قرمز، لیزر  $\text{CO}_2$  (9.6 میکرومتر و 10.6 میکرومتر)، لیزر  $\text{Er:YAG}$  (2.94 میکرومتر) و لیزر  $\text{Er:YSGG}$  (2.78 میکرومتر) یافت شد. لیزرهای  $\text{Er:YAG}$  و  $\text{Er,Cr:YSGG}$  خانواده لیزرهای دندان آریوم را تشکیل می‌دهند. هنگام مقایسه طول موج لیزرهای دوپینگ آریوم، طول موج لیزر  $\text{Er:YAG}$  2.94 میکرومتر با پیک جذب آب در 2.94 میکرومتر (12000 سانتی متر<sup>-1</sup>) مطابقت دارد در حالی که ضریب جذب آب برای 2.78 میکرومتر (400 سانتی متر<sup>-1</sup>) 400 طول موج 3 برابر کمتر است. تفاوت در ضرایب جذب منجر به تفاوت در عمق نفوذ در بافت های سخت می شود.

لیزرهای  $\text{Er:YAG}$  در حال حاضر برای فرسایش بافت سخت دندان در عمل بالینی استفاده می‌شود. فرسایش از طریق تولید موضعی گرما ناشی از لیزر انجام می‌شود که نمونه‌ای از اثر فوتو ترمال است. با این حال، با افزایش عرض پالس لیزر، اثر حرارتی آشکارتر می‌شود و آسیب جانبی قابل توجهی را در ناحیه مورد نظر ایجاد می‌کند (به عنوان مثال، میکروکراکینگ، کربناسیون و ذوب).

لیزرهای فمتوثانیه بر خلاف لیزرهای  $\text{Er:YAG}$  از پالس های فوق کوتاه استفاده می‌کنند. هنگامی که عرض پالس کمتر از زمان آرامش حرارتی ماده مورد نظر باشد، انتشار حرارتی نمی‌تواند اتفاق بیفتد و اوج قدرت قوی می‌تواند ماده را به پلاسما یونیزه کند، بنابراین تولید اثرات حرارتی و آسیب های جانبی را تا حد زیادی کاهش می‌دهد. در واقع، پردازش فرسایش سرد را می‌توان با دقت بالا و تقریباً هیچ تأثیری بر سرزندگی پالپ به دست آورد. هنگامی که زمان برانگیختگی کمتر از زمان حرارتی شدن در ماده باشد، مکانیسم های فرسایش غیر حرارتی و فتوشیمیایی می‌تواند رخ دهد. باعث فرسایش تمیز بافت بدون اثرات حرارتی می‌شود.

آستانه فرسایش به سمت مدت های پالس کوتاه تر کاهش می‌یابد، جایی که پالس های کوتاه، پالس هایی کوتاه تر از زمان آرامش حرارتی بافت فرسوده هستند. در زمان های کوتاه تر، انرژی زمان کمی برای فرار از حجم فرسوده دارد و بنابراین گرمای کمتری به بافت اطراف پخش می‌شود. لیزرهایی که اثر فوتو ترمال تولید می‌کنند از قرار گرفتن در معرض انرژی طولانی مدت برای تسهیل افزایش دمای کروموفور استفاده می‌کنند که به نوبه خود منجر به تبخیر سلولی می‌شود. این نوع تداخل لیزر-بافت همان چیزی است که در طی جراحی، ابلیشن و حذف موهای زائد با لیزر رخ می‌دهد. بنابراین، پالس های کوتاه تر منجر به فرسایش سریع تر و مقدار کمتری از رسوب گرمای باقی مانده می‌شود. از سوی دیگر، انتظار می‌رود که پالس های کوتاه لیزری ارتعاشات بافتی با فرکانس بالاتری ایجاد کنند و بنابراین ممکن است باعث ناراحتی بیشتر بیماران شوند.

در مدت زمان پالس کوتاه، جذب قوی پرتو لیزر ورودی توسط ابر زیاله متراکم بالای ناحیه تحریک شده باعث کاهش سرعت فرسایش می‌شود. اثر پراکندگی ناشی از ابر زیاله منجر به پخش شدن پرتو لیزر و بنابراین دقت کمتری در هندسه برش می‌شود. لیزر زیاله ها را دوباره گرم می‌کند و به سطح یافت برمی‌گردد تا بافت را بیشتر گرم کند و در نتیجه سرعت فرسایش و رسوب گرمای باقی مانده اضافی را کاهش دهد.



پالس‌های بلند برش داده‌شده با پالس مربع کوانتومی (QSP) در ناحیه NIR، افزایش قابل‌توجهی کارایی حفاری مینای دندان و فرسایش سمیتوم و کاهش سرعت خشک شدن بافت با کاهش تلافی موقت تابش لیزر ورودی و باقی‌مانده‌های خارج شده را ممکن می‌سازد. با این حال، چرخ هلی کوپتر نور لیزر را مسدود می‌کند تا منجر به مدولاسیون پرتو لیزر با هزینه از دست دادن انرژی شود. یک روش جدید جایگزین برای کاهش تقاطع زمانی تابش لیزر ورودی با زباله‌های خارج شده، ترکیبی از میکرولنز چرخشی با یک لنز معمولی است که نور لیزر را بر روی نمونه بافت استخوانی متمرکز می‌کند. در این روش آرایه ای از میکرو لنز چرخشی که با یک لنز معمولی ترکیب می‌شود، نور لیزر را بر روی نمونه بافت سخت متمرکز می‌کند تا با ایجاد کانال هایی در پرتو لیزر و کاهش اثر برهمکنش لیزر و دبری، راندمان فرسایش در عمق برش را افزایش دهد. پرتاب زباله با برهمکنش کمتر با نور لیزر.

در نتیجه، جذب و پراکندگی نور لیزر ورودی توسط زباله ها حتی با افزایش عمق برش کاهش می یابد و در نتیجه بیشتر انرژی می تواند به عمق برش برسد.

## منابع

خوان قشر مغز، Acta Orthop. اسکند، جلد. 55، ش 6، 1984، ص 629-631

دهان: یک مطالعه تجربی، Oral Maxillofac Surg، جلد 70، شماره 1391،

ستماتیک جامع و توصیه‌ها برای پزشک، Int.جی.

تنتلف، Arthroplasty، جلد، 7، ش 1، ص 21-24.

ی لیزر بر عمق برش استخوان در استئوتومی لیزر، در مجموعه مقالات اولین (OPAL'18), Castelldefels, Barce

ارتوپدی مختلف، Arthroplasty، جلد 7، ش 1371، ص 21-24. S. Toksvig-Larsen، L. Ryd، A. Lindstrand، [6] تاثیر دما در تیغه های اره

Y. Zhang, C. Wang, S. Zhoua, W. Jiang, Z. Liu, L. Xu, [7]بررسی مقایسه ای در مورد جراحی ارتوپدی با استفاده از پیژوجراحی و ابزارهای معمولی، 2017، Procedia CIR. جلد. 65، صص 99-104.

U. Romeo, AD Tenore, P. Visca, C. Maggiore, [8]آسیب استخوان ناشی از ابزارهای مختلف برش: یک مطالعه آزمایشگاهی، Braz Dent J., Vol. 20، 1388، 2، صص 162-168.

M. Frentzen, W. Goetz., M. Ivanenko, S. Afilal, M. Werner, P. Hering,  
[9] استئوتومی با پالس لیزر CO2 80 میکرو ثانیه -نتایج بافت شناسی،  
Laser Med. Sci., Vol. 18, 110-124.

Tissue: Effect of Water Cooling. Lasers in Surgery and Medicine. Visuri, JT Walsh, HA Wigdor. Erbium Laser Ablation of Dental Hard [10]. جلد. 18، ش 3، صص 294-300. SR

A. Vogel, V. Venugopalen. [11] مکانیسم های پالسی لیزر پالسی بافت های بیولوژیکی، شیمی. Rev., Vol. 103، شماره 2، 2003، صص 577-644.

Development and Early Clinical Experiences, J. Laser Dent., Vol. 22.  
D. Fantarella, L. Kotlow, The 9.3- $\mu$ m CO<sub>2</sub> Dental Laser: Technical  
[12]. شماره 1، صص 10-27.

شیمیایی بدن انسان بالغ و تاثیر آن بر بیوشیمی رشد، Biol. [شیمی، جلد. 1945، 625-637 صص. 158.

تجزیه و تحلیل شیمیایی تعیین می شود، [14]. RM Forbes, AR Cooper, HH Mitchell. *Biological Conservation*, 1953, 203-204. [15]. <https://water.usgs.gov/edu/propertyyou.html>.

[16]. RJ Wallace, CJ Whitters, JA McGeough, A. Muir, Experimental Processing Technology, Vol. 149. 2004. ارزیابی برش لیزری استخوان, of Materials 557-560.

[17]. ال. گلدمن، جی.گری، جی. گلدمن، بی. گلدمن، آر.

مایر، اثرات ضربه لیزر بر دندان، Am. J. دندان.

601-606. Assoc., Vol. 70, 1965.

[18]. Stern RH, Sognnaes RF. اشعه لیزر بر روی بافت های سخت دندانی،

873. ج. Dent. Res., Vol. 43, 1964.

[19]. L. Högberg, S. Reinius, S. Stahle, K. Vogel, G. Wallin, میکروسرجری

لیزری بر روی گوش داخلی و اعصاب میلین دار، در عملکرد دهلیزی روی زمین و در فضا، در

مجموعه مقالات مجموعه سمپوزیوم های بین المللی مرکز و نر-گرن، جلد.

1970، 15، صص 159-170. PD Gabric، و همکاران [21]، Er:YAG مقایسه لیزر و متد جراحی برای استئوتومی در  
Vol. 6، 1، Oshiro، I. [22] به عنوان یک ابزار میکروسرژیکال ایده آل،  
11، Lasers Surg Med، 2515-2521، 2015.  
صص 1، 1365، 29-37.

[21]. گ. شایانرادی، ی. ج. هوانگ، ل. مشهدی، لیزر YVO4: Nd موج پیوسته cut A. Troedhan, [3] و همکاران، برش استخوان با مته، فرز، لیزر و پرتووم، یک بررسی cut و چند موجی قابل تنظیم، اپل. فیزیک ب، جلد. 108، 2012، صفحات 67-72.

Oral Craniofac Sci, Vol. 3, شماره 2, 1396, صص 020-033.  
[22].ک. شایگان‌راد، ن. مشهدی، لیزر Nd:YVO4 با طول موج دوگانه CW دیود  
S. Toksyki-Larsen, L. Byd, A. Lindstrand, [4]. تأثیر دما در تیغه های آره  
اتهای پمپ شده در 1064.5 و 1085.5 نانومتر، اپل. فیزیک ب، جلد. 11،  
شماره 2، 2012، صص 189-194.

G. Shayeganrad, [23] لیزر رامان با طول موج دوگانه با سوئیچ قابل  
[5]. G. Shayanrad, T. Belfran, G. Rauter, PC Cattin, A. Zam  
mun., Vol. 292, 2013, 1178-9. ندر، 131  
9-11 May 2018, pp. 40-41. فوتونیک و لیزر.  
صفحات 131-134  
Opt.

[24]. CW Luo, YQYang, IT Mak, YH Chang, KH

Wu, T. Kobayashi, CW Ti:Sapphire دوگانه با طول موج

قابلیت تنظیم گسترده با خروجی خطی، Opt.

اکسپرس، 2008 جلد، 16 ش، 5 ص. 3305-3309

Z. Qin, [25] و همکاران، فمتوثانیه و عملیات پیکوثانیه با طول موج دوگانه لیزر کریستالی اختلال Nd: La: SrF<sub>2</sub> مجله فوتونیک IEEE، جلد. 9، شماره 2، 2017، ص. 1502007.

W. Li, Q. Hao, J. Ding, H. Zeng, Yb: GYSO [26] لیزر با دیود چند طول موج  
Opt A Pure Appl Opt, Vol. 10, [شماره 9, 2008, ص. 095307, موج پیوسته,

[27]. CY Li, Y. Bo, JL Xu, CY Tian, QJ Peng, DF

Cui, ZY Xu, نوسان همزمان با طول موج دوگانه در 1116 و 1123 نانومتر  
لیزر Nd:YAG, Opt. Commun., Vol. 284, شماره 19, 2011, صفحات  
4574-4576.

A. Brenier, [28] اختلاف فرکانس THz قابل تنظیم از یک طول موج دوگانه  $\text{Yb}^{3+}:\text{KGd}(\text{WO}_4)_2$  پمپ دیود

لیزر با حجم صدای چپ شده براگ گریتنینگ، Phys. Lett., Vol. 8، 2011، Laser صفحات 520-524

[29]. B. Xu, Y. Wang, Y. Cheng, Z. Lin, H. Xu, Z. Cai, R. Moncorgé, CW پمپ شده با دیود عملکرد یک کریستال Nd:YAlO<sub>3</sub> بر روی خطوط انتشار کم بهره در اطراف، IEEE Photonics Journal, Vol. 7، 2015، 1.1 um، 1503407، ص. 1503407.

[30]. شایگانراد، لیزر تک و دو طول موج نانوثانیه Ti:Sapphire در حدود 765 نانومتر قابل تنظیم، اپل. فیزیک ب، جلد. 124، شماره 8، 2018، 31]. Y. Mao, S. Chang, E. Murdock, C. Fluerau، نوری با باند دوگانه همزمان با طول موج دوگانه با اسکنر آینه چند ضلعی، Vol. 36، Opt. Lett., شماره 11، 2011، صفحات 1990-1992

C. Fluerau, Dual-Source Swept Optical Coherence Tomography 2012، 2012، International Journal of Optics and Optics, Vol. 3، 2012، 3071-3080

Aquestin, M., Remond, G., Garcia, C., and J. Rodriguez، معادل، Appl. اپتیک، جلد. 51، شماره 15، 2012، 3071-3080

Stern, N. Zahzam, B. Battelier, A. Bresson, A. Landragin, P. Bouyer، [34]. V. Ménotet, R. Geiger, G. منیع لیزری با طول موج دوگانه برای تداخل سنجی اتمی روی برد، Opt. Lett., Vol. 36، شماره 21، 2011، 4128-4130

S. Shibata، [35]. اسپکتروفتومتری با طول موج دوگانه. آنزو. شیمی. بین المللی اد. 15، Engl.، شماره 11، 1976، صفحات 673-679

[36]. A. Saha, A. Ray, S. Mukhopadhyay, N. Sinha, PK Datta، همزمان چند طول موج لیزر Nd در حدود 1.3 lm، یک منبع بالقوه برای تولید تراهرتز منسجم، Opt. اکسپرس، جلد. 14، شماره 2006، 4721-4726

Maestre, AJ Torregrosa, CR Fernández-Pousa, ML Rico, J. Capmany، [37]. H. لیزر سبز با طول موج دوگانه با اختلاف فرکانس 4.5 THz بر اساس خود فرکانس دوبرابر در نیوبات لیتیم قطبی غیر دوره ای دوپ شده با 33، Lett., Vol. 33، Nd<sup>3+</sup>، Opt. شماره 9، 2008، 1008-1010

[38]. گ. شایگانراد، پ. پروین، سیستم هیبریدی DIAL-phoswich برای سنجش از دور ستونهای رادیواکتیو به منظور ارزیابی نرخ دوز خارجی، پیشرفت در انرژی هسته ای، جلد. 2008، 51، صفحات 420-433

KA Fredriksson، [39]. تکنیک DIAL برای نظارت بر آلودگی: بهبودها و سیستم های مکمل، برنامه . اپتیک، جلد. 24، شماره 19، 1985، 3297-3304

Shayeganrad, Single Laser-based Differential Absorption Lidar (DIAL) G.، [40]. برای پروفایل از راه دور اکسیژن اتمسفر، اپتیک و لیزر در مهندسی، جلد. 111، 2018، 80-85

[41]. گ. شایگانراد، در مورد پایش از راه دور هگزافلوئورید اورانیوم گازی در اتمسفر پایین با استفاده از لیدار، اپتیک و لیزر در مهندسی، جلد. 2013، 51، صفحات 1192-1198

GM Hale, MR Query، [42]. ثابت های نوری آب در ناحیه طول موج 200 نانومتر تا 200 میکرومتر، برنامه کاربردی انتخاب، جلد. 12، شماره 3، 1973، 555-563

[43]. R. Hibst, U. Keller، [مطالعات تجربی کاربرد لیزر Er:YAG بر روی مواد سخت دندان: Laser in Surgery and Medicine، I. Measurement، جلد. 9، شماره 4، 1368، 338-344

Roshkind, SA Antonson, DE Antonson, PC Hardigan, SC Siegel, JW [44]. E. Kilinc, DM توماس، ایمنی حرارتی Er:YAG و Er:YSGG

Photomedicine and Laser Surgery، 2009، لیزر در حذف یافت سخت، جلد. 27، شماره 4، 565-570

GM Peavy, L. Reinisch, JT Payne, V. Venugopalan، [45]. مقایسه فرسایش استخوان کورتیکال با استفاده از طول موج لیزر مادون قرمز 2.9 تا 9.2 میکرومتر، Lasers Surg Med., Vol. 25، 1999، 421-434

C. von Hänisch, S. Amilz, W. Erhardt, H.-F. Zeilhofer, P. Hering، [46]. M. Ivanenko, R. Sader, S. Afilal, M. Werner, M. Hartschock، آزمایش های حیوانی درون تنی با استئوتوم لیزر CO<sub>2</sub> اسکن، Surg. Med., Vol. 37، 1384، 2، 144-148

M. Ivanenko, M. Werner, S. Afilal, M. Klasing, P. Hering، Ablation [47]. یافت استخوانی سخت با لیزر CO<sub>2</sub> پالسی، Med. Laser Appl., Vol. 20، 1384، 1، صص 13-23

safe technology, Otolaryngology - Head and Neck Surgery, Vol. 138، Paludetti, Erbium: yttrium-aluminum-garnet laser stapedotomy-A [48]. C. Parrilla, J. Galli, AR Fetoni, M. Rigante, G. 4، 1387، 507-512

TD Myers, WD Myers, RM Stone، [49]. اولین مطالعه یافت نرم با استفاده از لیزر دندان پالسی Nd:YAG، Northwest Dent., Vol. 68، 1368، 2، صص 14-17

[50]. فرید، ن. آشوری، ت. برونیگ، آر. شوری، مکانیسم افزایش آب در حین فرسایش مینای دندان با لیزر، IR. Lasers Surg. Med., Vol. 31، 2002، 186-193

Y. Nishimoto، [51]. و همکاران، اثر مدت زمان پالس لیزر Er:YAG بر فرسایش عاج، Dent. Mater. J., 2008، Vol. 27، 433-439

M. Hossain، [52]. و همکاران، عمق ابلیشن و تغییرات مورفولوژیکی در مینای دندان و عاج انسان پس از تابش لیزر Er:YAG با بدون غبار آبی، مجله پزشکی لیزر بالینی و جراحی، جلد. 17، شماره 3، 1378، 105-109

M.-E. [53]. کیم، و همکاران، اثرات جریان آب بر فرسایش یافت سخت دندان با استفاده از لیزر، Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, Vol. 21، 1382، 3، صص 139-144

V. Colucci، [54]. و همکاران، جریان آب در اربیوم: ایتیم-تابش لیزر آلومینیوم-گارنت: اثرات بر یافت های دندان، Sci., Vol. 24، 1388، 5، صص 811-818

[55]. تی جی ویستر، نانو تکنولوژی برای بازسازی یافت های سخت و نرم، شرکت انتشارات علمی جهانی Pte. Ltd.، سنگاپور، 2007

[56]. جی. وودهد-گالوی، کلاژن: آناتومی یک پروتئین، ادوارد آرنولد لیمیتد، لندن، 1980

Biochemistry, McGraw-Hill Book Company, New York, 1983، P. Handler, A. White, Principles of Biochemistry: Mammalian [57]. EL Smith, RL Hill, IR Lehman, RJ Lefkowitz

[58]. جی جی پریچارد، بونز، انتشارات دانشگاه آکسفورد، لندن، 1974

VA Serebriakov، [59]. فناوری های لیزر در پزشکی، ITMO، سن پترزبورگ، 2009

J. Arends, JL Ruben, D. Inaba، [60]. موضوعات اصلی در میکرو رادیو گرافی کمی مینا، و عاج: پارامتر R، تجسم توزیع مواد معدنی، و بیش معدنی سازی، Adv. دندان. Res., Vol. 11، 1376، 4، صص 403-414

laser efficiency in the hard dental texts under the water cooling Vol. 18، 2013، [61]. L. Kuscer, J. Diaci, Measurements of laser Journal of Biomedical Optics، 108002، ص.

MH Niemz، [62]. برهمکنش های لیزر-یافت: مبانی و کاربردها، Verlag، Berlin-Springer، 2007

.. [80] فیزیک A، جلد. 79، شماره 3، 2004، صص. 521-529.

C. Garban-Labaune، [63] و همکاران، اثر طول موج لیزر و مدت زمان پالس بر جذب نور لیزر و بازتاب برگشتی، برنامه . فیزیک Lett., Vol. 48، 1982، صص. 1018-1021.

D. Stern [81] و همکاران ، فرسایش قرنیه توسط لیزرهای نانوثانیه، پیکوثانیه و فمتوثانیه در طول موج‌های 532 و 625 نانومتر، Arch. Ophthalmol., Vol. 107، شماره 1989، صص. 587-592.

H. Chen، J. Liu، H. Li، W. Ge، Y. Sun، Y. Wang، P. Lü، [82] فرسایش لیزری فمتوثانیه عاج و مینا:

رابطه بین جریان لیزر و کارایی فرسایش، مجله اپتیک زیست پزشکی، جلد. 20، شماره 2، 2015، صص. 028004.

J. Krüger، W. Kautek، H. Newesely، [83] ابلیشن با لیزر پالس فمتوثانیه هیدروکسی آپاتیت دندان و فلوروآپاتیت تک کریستالی، Appl. فیزیک الف، 1999، جلد. 69، صص. S403-S407.

RFZ Lizarelli، MM Costa، E. Carvalho-Filho، FD Nunes، VS Bagnato، [84] فرسایش انتخابی مینا و عاج دندان با استفاده از پالس های لیزر فمتوثانیه، 2008، 5، Laser Phys. Lett., Vol. 63-69 صفحات.

[85]. گ. شایگانرادی، ل. مشهدی، مطالعه آتروسول ها و اثرات انقراض مولکولی در سنجش از دور DIAL فرابنفش در پایین جو، مجله بین المللی سنجش از دور، 1391، جلد. 33، صص. 904-887.

IM Vardavas، FW Taylor، [86] تابش و آب و هوا، انتشارات دانشگاه آکسفورد، 2007.

AJ Cox، AJ DeWeerd، J. Linden، [87] آزمایشی برای اندازه گیری سطح مقطع پراکندگی کل Mie و Rayleigh، Am. J. Phys., Vol. 70، شماره 6، 1381، صص. 620-625.

MI Skolnik، [88] مقدمه ای بر سیستم های رادار (ویرایش سوم )، مک گراو هیل، شرکت، دهلی نو، هند، 2001.

[89]، حوزه پی پیکسوتو، اورت آبراهام اچ، فیزیک آب و هوا، اسپرینگر، 1992.

WS [90] بندیکت، EK Plyler، طیف جذبی بخار آب و دی اکسید کربن در منطقه 2.7 میکرون، مجله تحقیقات اداره ملی استانداردها، جلد. 46، شماره 3، 1951، صص. 246-265.

JN Howare، DL Burch، D. Williams، [91] انتقال مادون قرمز نزدیک از طریق اتمسفر مصنوعی، Geophys. Res. مقالات، جلد. 40، 1955، صص. 244.

RM Goody، [92] تابش جوی: مبنای نظری، انتشارات دانشگاه آکسفورد، 1964.

S. Arba-Mosquera، D. de Ortueta، [93] تجزیه و تحلیل هندسی از دست دادن کارایی فرسایش در بروز غیر طبیعی، Opt. اکسپرس، جلد. 6، 2008، صص. 3877-3895.

S. Arba-Mosquera، S. Verma، [94] بهینه سازی تحلیلی بازده فرسایش در بروز نرمال و غیر نرمال برای پروقیل های پرتو سوپر گاوسی عمومی، Biomed. انتخاب کنید اکسپرس، جلد. 4، شماره 8، 1392، صص. 1422-1433.

GM Hale، MR Querry، [95] ثابت های نوری آب در ناحیه طول موج 200 نانومتر تا 200 میلی متر، برنامه. انتخاب، جلد. 12، شماره 3، 1973، صص. 555-563.

debris screening in Er:YAG laser ablation of hard biological texts، Appli. Majaron، B. Sustersic، M. Lukac، U. Skaleric، N. Funduk، Heat diffusion and B. [96] فیزیک ب، جلد. 66، شماره 4، 1377، صص. 479-487.

T. Perhavec، M. Lukac، J. Diaci، M. Marincek، [97] رسوب حرارتی لیزرهای اریوم در بافت های سخت دندان، Oral Laser Appl، Vol. 9، 1388، صص. 205-212.

of Er:YAG and Er، Cr:YSGG dental laser، J. Oral Laser Appl، Vol. 8، [98]، شماره 2، 2008، صص. 87-94.

[99]. M. Lukac, و همکاران, پالسهای بسیار کوتاه Er:YAG VSP برای آماده‌سازی سریع و دقیق حفره, Oral Laser Appl., Vol. 4, 2004, [صفحات 171-173].

[100]. B. Majaron, B. Sustersic, M. Lukac, U. Skaleric, N. Funduk, انتشار گرما و غربالگری بقایای در فرسایش لیزر Er:YAG بافت‌های بیولوژیکی سخت, برنامه. فیزیک ب, جلد. 1998, 66, صص 1-9.

the femtosecond laser ablation of dentin, Lasers Med. Sci., Vol. 32, [101]. QT Le, R. Vilar, C. Bertrand, Influence of external cooling on شماره 2017, 9, صص 1943-1951.

[102]. FJO Landa, XL Dean-Ben, F. Motero de Espinosa, D. Razansky, نظارت غیرتماسی بر عمق برش در جراحی لیزر با مبدل‌های اولتراسوند کوپل شده با هوا, Optics Letters, جلد. 41, ش 1395, 12, صص 2704-2707.

[103]. N. Lukac, T. Suhorrsnik, M. Lukac, و M. Jezeršek, ویژگی‌های ابلیشن لیزر اربیوم دندان با حالت پالس مربع کوانتومی, مجله اپتیک زیستی, جلد. 21, شماره 2016, 1, صص 015012-1-015012-10.



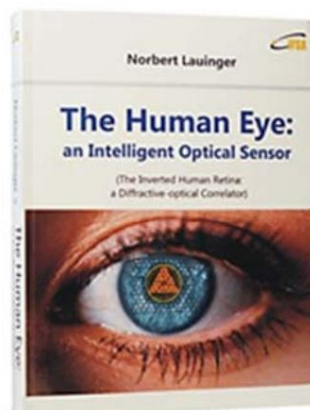
منتشر شده توسط انجمن بین المللی سنسور فرکانس (IFSA) Publishing, SL, 2018 (<http://www.sensorsportal.com>).

Norbert Lauinger



## The Human Eye: an Intelligent Optical Sensor

(The Inverted Human Retina: a Diffractive-optical Correlator)



Hardcover: ISBN 978-84-617-2934-0  
e-Book: ISBN 978-84-617-2955-5

*The Human Eye: an intelligent optical sensor (The inverted retina: a diffractive - optical correlator) shows that the human eye from the prenatal structuring of the inverted retina hardware on up to the design of the central cortical visual pathway is not only different from but also radically more intelligent than a camera.*

Many paradoxes in color vision (RGB peak positioning in the visible spectrum, overlapping of the RGB channels, relating local color to the whole scene, paradoxically colored shadows, Purkinje phenomenon etc.) are becoming intelligent solutions.

A fascinating book for all those wondering that the brightness of a scene is not cut in half and that the visible world doesn't collapse into a flat 2D-image when closing one eye. It should be a great of interest for students, scientists and engineers in eye-, vision- and brain-research, neuroscience, psychophysics, ophthalmology, psychology, optical sensor and diffractive optical engineering. Practical applications are the search for a retinal implant of the next generation and a helpful strategy against myopia in early childhood.



Order: [http://www.sensorsportal.com/HTML/BOOKSTORE/Human\\_Eye.htm](http://www.sensorsportal.com/HTML/BOOKSTORE/Human_Eye.htm)