



سنگ شکنی لیزری HO:YAG

مینا قاسمی مجده، پرویز پروین و محمد کراجی

دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده - سنگ شکنی لیزری به معنای شکستن سنگ کلیه با نور لیزر است. در این روش نور لیزر به کمک فیبر و ابزار آندوسکوپیک به سطح سنگ در بدن تابانده می شود. لیزر پالس بلند **HO:YAG** یکی از لیزرهای مورد استفاده در این زمینه است. در این مقاله تاثیر پارامترهای مختلف لیزر از قبیل انرژی پالس، نرخ تکرار، عرض پالس و مساحت لکه لیزر در سنگ شکنی با لیزر **HO:YAG** مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج به دست آمده نشان می دهد که با افزایش انرژی پالس و عرض پالس و کاهش مساحت لکه لیزر سنگ شکنی موثرتر است. و زمان تخریب سنگ در نرخ تکرار ۵ هرتز کمتر است.

کلید واژه - سنگ شکنی لیزری، تخریب سنگ، عرض پالس، انرژی پالس و نرخ تکرار پالس

HO: YAG LASER LITHOTRIPSY

M.Ghasemi.Majd, P.Parvin, and M.Keraji

Department of energy engineering and physics, Amir kabir University of technology

Corresponding author: parvin@aut.ac.ir

Abstract- laser lithotripsy is a way for the kidney stone fragmentation. In this method, laser light is delivered to the stone surface in human body by the optical fiber and the endoscopic instrument. The HO: YAG laser has used for lithotripsy from 1990s. In this work, different parameters of HO: YAG laser are studied in lithotripsy efficiency. The results declare increasing laser pulse energy and laser pulse duration and reducing laser spot size on the stone surface cause better lithotripsy. In addition laser repetition rate at 5HZ is more efficient.

Keywords: Laser lithotripsy, fragmentation, pulse energy, pulse duration, pulse repetition rate

۱- مقدمه

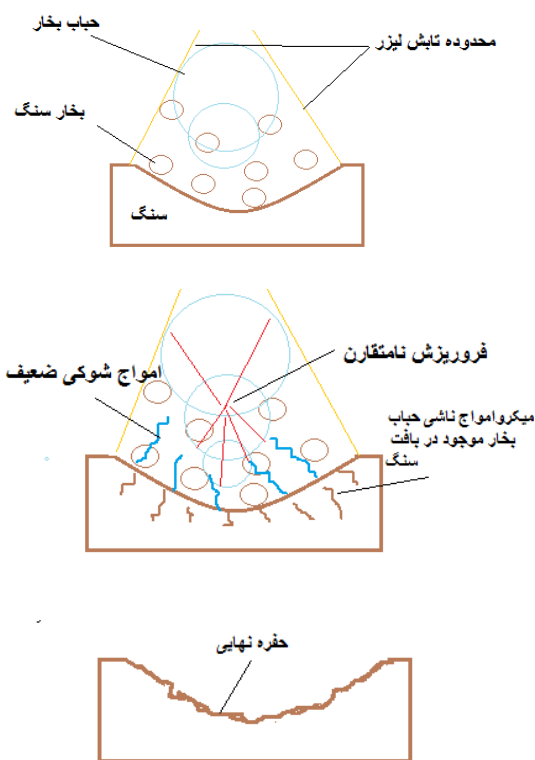
Holmium: yttrium aluminum garnet لیزر حالت جامدی است که در حالت آزاد طول موج $2100nm$ را در عرض پالس $250 - 350 \mu s$ و یا بزرگتر گسیل می‌کند در سال ۱۹۹۴ این لیزر به استفاده کلینیکی رسید و به طور گسترده‌ای برای تخریب انواع سنگ‌ها، حتی سخت‌ترین آن‌ها مورد استفاده قرار گرفت [۱]. برهم کنش لیزر HO:YAG با سنگ از نوع گرمایی است [۲] به علت جذب بالای طول موج لیزر HO:YAG در آب با ضریب جذب 10 cm^{-1} و عمق نفوذ $400 \mu m$ ، نور لیزر به خوبی توسط آب نوک فیبر و یا آب سطح سنگ جذب می‌شود. امواج فشاری ناشی از تاباندن لیزر به آب در استفاده کلینیکی و خروجی فیبری تا $2bar$ گزارش شده است [۳]. از این رو فرآیند تخریب سنگ با لیزر HO:YAG بیشتر از این که مکانیکی باشد، گرمایی است. اگر عرض پالس لیزر کوچکتر از زمان پخش گرمایی باشد، در این صورت رسانش گرما در حین تابش لیزر کم است. گرما در طول تابش لیزر متراکم^۱ می‌شود. این امر موجب آسیب رساندن به بافت قبل از پخش گرما می‌شود. این شرایط «حبس گرمایی»^۲ نامیده می‌شود. لیزر HO:YAG در این ناحیه عمل می‌کند. زمان پخش گرمایی در سنگ برای این لیزر $5msec$ است که از عرض پالس این لیزر بزرگتر است. بنابراین این لیزر توانایی ایجاد آسیب گرمایی در بافت را دارد [۴]. در ناحیه حبس گرمایی آثار گرمایی مختلف مانند تبخیر و ذوب اتفاق می‌افتد. در حین تابش لیزر HO:YAG به سطح سنگ، با تبخیر و ذوب سنگ از بین می‌رود. در داخل بدن انسان سنگ‌های کلیه و مجاری ادراری درون محیط آبی قرار دارند. حباب‌های بخار ناشی از تابش نور لیزر در آب، موجب انتقال انرژی لیزر به سطح سنگ می‌شوند. علاوه بر تبخیر مستقیم سنگ، فشار ضعیف ناشی از فروریزش نامتقارن حباب‌های بخار نیز ترک‌های کوچکی را در ناحیه تخریب ایجاد می‌کند [۴]. از این رو در

محیط آبی نسبت به محیط خشک تخریب سنگ موثرتر است [۵]. سنگ تحت تابش قرار گرفته تبخیر شده و هم‌زمان نور لیزر در آب حباب‌هایی را ایجاد می‌کند. فروریزش این حباب‌های بخار ترک‌های کوچکی را در سنگ ایجاد می‌کند. شکل (۱). در سنگ‌شکنی با لیزر HO:YAG فرآیند گرمایی تخریب سنگ تابعی از انرژی پالس، نرخ تکرار پالس و عرض پالس روی سطح سنگ است. در این مقاله تأثیر این عوامل در سنگ‌شکنی بررسی شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- تهیه نمونه‌های سنگ کلیه

نمونه‌های سنگ کلیه در ابعاد و ترکیبات مختلف از بیمارستان‌های سینا و امام خمینی تهران تهیه شدند. سنگ‌های کلیه در ابعاد تقریباً یکسان و به ضخامت یکسان برش داده شدند. سپس به وسیله کولیس دیجیتال



شکل (۱): ایجاد حفره در سنگ به وسیله لیزر HO:YAG

ضخامت تمامی آن‌ها به منظور یکسان‌سازی اندازه‌گیری شد. نمونه‌های برش داده شده به منظور ایجاد شرایط مشابه داخل بدن به مدت یک هفته در آب خالص قرار گرفتند.

۲-۲- دستگاه لیزر HO:YAG

دستگاه لیزر هولمیوم یاگ مورد استفاده در این آزمایشات توسط متخصصان مرکز ملی علوم و فنون لیزر ایران ساخته شده است. طول موج

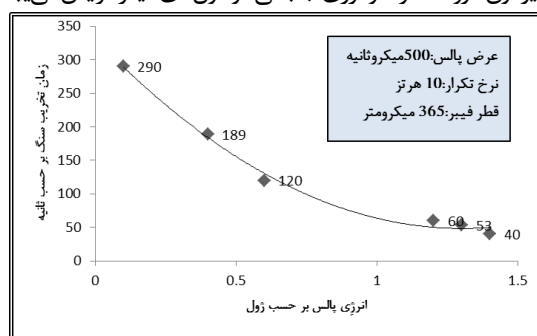
¹ accumulate

² Thermal confinement

تابش قرار گرفتند دستگاه بر اساس ولتاژ قابل تنظیم است. از این رو ولتاژ از 360V تا 450V در آزمایشات تغییر کرد. در هر آزمایش انرژی پالس به کمک پلورمتر اندازه‌گیری شد. انرژی پالس اندازه‌گیری شده از 0.1J تا 1.4J متغیر بود. به منظور مطالعه تاثیر نرخ تکرار در فرآیند سنگ‌شکنی، نرخ تکرار از 1HZ تا 9HZ تغییر داده شد. در این آزمایش عرض پالس 500μs، قطر فیبر 365μm و ولتاژ لامپ درخشش 420V انتخاب شدند. در نرخ تکرار 5HZ، ولتاژ 420V و قطر فیبر 365μm نیز عرض پالس از 250μs تا 550μs در آزمایش دیگری تغییر داده شد.

۳- بحث و نتایج

همانطور که در شکل (۲) ترسیم شده است، با افزایش انرژی پالس زمان تخریب سنگ کاهش می‌یابد. با افزایش شدت تابیده شده نور لیزر میزان تابش گرما در ناحیه تحت تابش قرار گرفته افزایش می‌یابد. با تابش بیشتر گرما فوتون‌های بیشتری در سنگ جذب می‌شوند. مولکول‌های براگیخته در اثر برخوردی کشسان با مولکول‌های دیگر از محیط پیرامون، فروافت کرده و انرژی جنبشی مولکول‌های دیگر افزایش می‌یابد.



شکل (۳): نمودار زمان تخریب سنگ بر حسب انرژی پالس لیزر

دما و انرژی جنبشی افزایش می‌یابند. تاثیر افزایش انرژی پالس نهایتاً منجر به افزایش سرعت تخریب سنگ خواهد شد. در شکل (۴) زمان تخریب سنگ بر حسب نرخ تکرار ترسیم شده است. در نرخ تکرار 5HZ زمان تخریب سنگ کمترین مقدار است. در حین پرتودهی در یک فرآیند چند پالسی، دمای نمونه در طول هر پالس افزایش می‌یابد و در فاصله زمانی تا پالس بعدی خنک می‌شود. اما اگر فاصله زمانی بین پالس‌ها از حد مشخصی کمتر باشد، فرصت کافی برای سرد شدن نمونه تا دمای اولیه وجود ندارد. بیشتر بودن دما در بافت میزان جذب را نیز افزایش می‌دهد. با افزایش نرخ تکرار، از ۵ هرتز به بالا، میزان توان خروجی پالس کاهش می‌یابد. این امر به علت اثری به نام «خنک گرمایی» است. سطح بیرونی میله لیزر در لیزر HO:YAG، توسط آب خنک می‌شود. این در حالی است که مرکز میله لیزر نسبت به سطح آن دمای بیشتری دارد. در نتیجه یک گرادیان دمایی به صورت شعاعی در

لیزر HO:YAG 2100nm، محدوده انرژی پالس آن 0.1-5.5J، محدوده عرض پالس آن 200-750μs است. و نرخ تکرار دستگاه از 1HZ تا 10HZ قابل انتخاب است. توان خروجی دستگاه تا 40W است. در این چیدمان یک میله لیزری با کریستال یاگ به طول 135mm و قطر 6mm که یون‌های Cr^{+3} ، Tm^{+3} و HO^{+3} به ترتیب با غلظت‌های ۵/۹۰٪، ۰/۸۵٪ و ۰/۳۶٪ در آن قرار دارند، استفاده شده است. به کمک صفحه لمسی این دستگاه، پارامترهای مختلف قابل تنظیم است. تنظیمات دستگاه شامل نرخ تکرار، عرض پالس لیزر و ولتاژ لامپ درخشش است.

۲-۳- فیبر نوری:

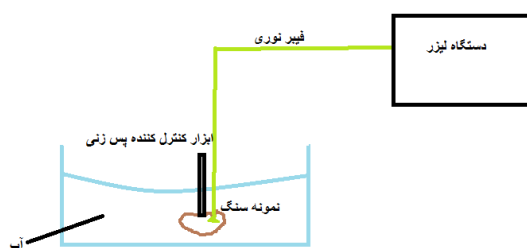
فیبر نوری در سه قطر 360μm، 550μm و 910μm در این آزمایشات مورد استفاده قرار گرفته است.

۲-۴- پلورمتر:

از آنجایی که تنظیم دستگاه لیزر بر اساس ولتاژ لامپ درخشش است، برای اندازه‌گیری توان متوسط از پلورمتر استفاده شد. برای محاسبه انرژی هر پالس توان متوسط تقسیم بر نرخ تکرار می‌شود.

۲-۵- چیدمان آزمایش:

نمونه‌های سنگ کلیه در زیر آب قرار گرفتند. به کمک فیبر نوری، نور لیزر بر روی سطح سنگ تابانده شد. فاصله بین فیبر و سطح سنگ به اندازه ۱ میلی‌متر بوده است. به علت پایداری تکیه با تخریب سنگ و جداسازی ذرات از آن، سنگ عقب زده می‌شود. برای جلوگیری از این امر، پس‌زنی با یک ابزار نگهدارنده کنترل شد. از آنجایی که ضخامت تمام نمونه‌ها یکسان سازی شده بود، معیار اندازه‌گیری تخریب سنگ، زمان تخریب این عمق یکسان در هر سنگ است. شکل (۲) چیدمان آزمایش را نشان می‌دهد.



شکل (۲): چیدمان آزمایش

در نرخ تکرار انتخابی 10HZ، عرض پالس 500μs و قطر فیبر 365μm نمونه‌های سنگ کلیه در انرژی‌های متفاوت پالس تحت

آن نسبت به لیزرهایی مانند Nd:YAG کمتر است لیزر Er:YAG عملکرد بهتری نسبت به لیزر HO:YAG در سنگ شکنی دارد اما فایده مناسب آن در دسترس نیست. در حال حاضر لیزر HO:YAG به علت تخریب همه انواع سنگ‌ها و تولید تکه‌های بسیار کوچک بیش از سایر لیزرها مورد استفاده کلینیکی قرار می‌گیرد.

مراجع

[۱] Amir Zarabi, "The evolution of lasers in urology", Department of Urology, University of Stellenbosch and Tygerberg Hospital, Cape Town, South Africa, 2011.

[۲] Stephen P. Dretler, MD "Laser Lithotripsy: A Review of 20 Years of Research and Clinical Applications", *Lasers in Surgery and Medicine*, 8341-356 (1988).

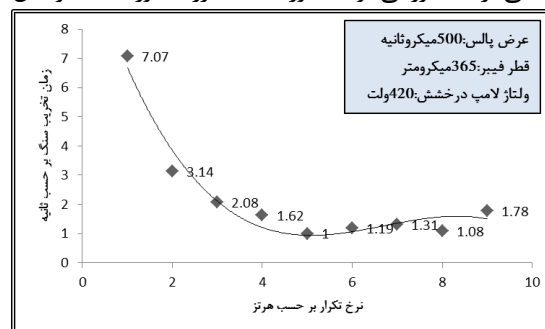
[۳] Michael e. mayo, "interaction of laser radiation with urinary calculi", PhD thesis April 2009.

[۴] Kin foong chan, T. Joshua pfeiferjoel m.h. Teichman m.d, Ashley j. Welch, Invited A "Perspective on Laser Lithotripsy The Fragmentation Processes", *journal of endourology*, Volume 15, Number 3, April 2001.

[۵] Tao Lü, Qing Xiao, Dancqin Xia, Kai Ruan, Zhengjia Li, "Cavitation effect of holmium laser pulse applied to ablation of hard tissue underwater", *Journal of Biomedical Optics*, July/August 2010

[۶] David S. Finley, Jesen Petersen, Carlos Abdelshahid, Michael Ahlring, David Chu, James Borin, Louis Eichel, Elspeth McLaughlin and Ralph V. Clayman, "effect of holmium laser pulse width on lithotripsy repulsion", *journal of endourology*, volume 19, october 2005

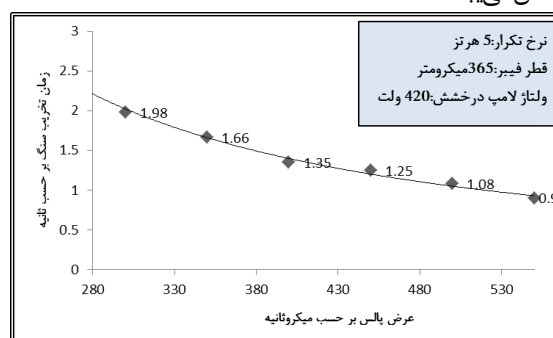
میله لیزر ایجاد می‌شود. گردادیان دمایی موجب القای ضریب شکست شعاعی در میله لیزر می‌شود به طوری که میله لیزر به صورت یک لنز عمل



شکل (۴): نمودار زمان تخریب سنگ بر حسب نرخ تکرار

می‌کند این پدیده موجب انتقال رزوناتور لیزر از حالت پایدار به حالت ناپایدار می‌شود با افزایش نرخ تکرار، می‌توان انتقال یافته به میله لیزر افزایش می‌یابد

در شکل (۵) زمان تخریب سنگ بر حسب عرض پالس نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش عرض پالس زمان تخریب سنگ کاهش می‌یابد



شکل (۵): نمودار زمان تخریب سنگ بر حسب عرض پالس

پس‌زنی با عرض پالس بلندتر کمتر است زیرا قله توان کمتر می‌شود. مطالعات انجام شده در زمینه بررسی تأثیر عرض پالس در سنگ‌شکنی لیزری، نیز بیان می‌کند که عرض پالس‌های کوتاه‌تر تولید پس‌زنی بیشتری در سنگ‌شکنی با لیزر HO:YAG می‌کنند [۶]. در آزمایشات انجام شده در اینجا پس‌زنی تحت کنترل قرار گرفت. عرض پالس بلندتر در فرآیند گرمایی به معنای این است که تابش هر پالس در مدت زمان بیشتری انجام شده است. بنابراین انرژی در مدت زمان بیشتری دریافت شده است. به عبارت دیگر فاصله زمانی بین پالس‌ها نیز کمتر بوده است.

۴- نتیجه‌گیری

عرض پالس بیشتر و انرژی پالس بیشتر فرآیند سنگ‌شکنی را تسریع می‌بخشد. در نرخ تکرار بالاتر از 5HZ نیز به علت اثر لنز گرمایی توان خروجی کاهش می‌یابد لیزر HO:YAG همه انواع سنگ‌ها را تخریب می‌کند به علت تولید قطعات بسیار ریز در سنگ‌شکنی سرعت تخریب