

طراحی و ساخت لیزر شیمیایی پالسی HF برای کاربردهای پزشکی

محمد عترتی خسروشاهی

استادیار

دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده

در این مقاله، طراحی، ساخت و کاربرد لیزر شیمیایی پالسی HF که برای اولین بار در کشور ساخته می‌شود گزارش می‌گردد. گازهایی که به عنوان محیط فعال استفاده شده‌اند عبارتند از پروپان و هگزوفلورید که مجموعاً در فشار ۷۷ mbar تحت اعمال ولتاژ ۲۵ kV یا بالاتر توسط تخلیه الکتریکی عرضی عمل می‌نمایند. برای به دست آوردن یک خروجی همگن، گاز داخل محفظه تقریباً ۱۰۰ ns قبل از اعمال ولتاژ اصلی منبع تغذیه توسط آرایه خازن‌ها پیش‌یونیزه شدند و نتیجه نشان داد که انرژی خروجی این لیزر چند طول موجی با میانگین $2/75 \mu\text{m}$ در ۲۵ mJ حدود ۱۰۰ است و تا فرکانس ۵ Hz به خوبی عمل می‌کند. انتظار می‌رود با بهینه‌سازی بیشتر، انرژی خروجی نزدیک به مقدار نظری خود یعنی ۳۰۰ mJ برسد. نتایج کندگی بافت‌های قرنیه و عدسی چشم نیز مورد بحث و بررسی قرار گرفته است.

Design and Construction of Pulsed HF Chemical Laser for Medical Applications

M. E. Khosroshahi

Assistant Professor

Bio. Med. Engineering Department,
Amirkabir University of Technology

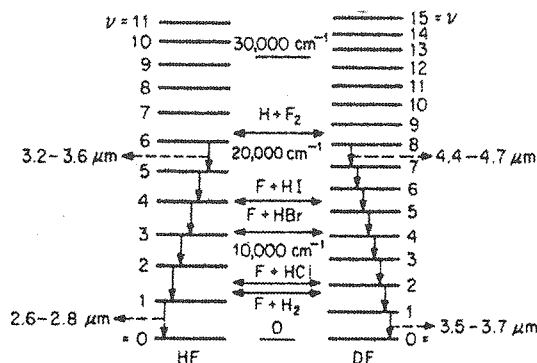
Abstract

In this paper, a first home - built static pulsed HF chemical laser in the country is reported. The active medium was consisted of a proportional mixture of propane and sulphur hexafluoride at 77 mbar. The laser was electrically transverse discharged and UV-preionized using a pair of peaking capacitor arrays. The output energy at 25 kV and 1Hz was measured 100mJ, although it is expected to reach its theoretical value of 300 mJ after optimization. The laser was operational up to 5 Hz. The ablation results show an absorption coefficient of $12 \times 10^3 \text{ cm}^{-1}$ at low fluence and $10 \times 10^3 \text{ cm}^{-1}$ at high fluence respectively for bovine cornea. The corresponding results for lens are $11 \times 10^3 \text{ cm}^{-1}$ and $7 \times 10^3 \text{ cm}^{-1}$ and the SEM evaluation of irradiated site is discussed.

مقدمه

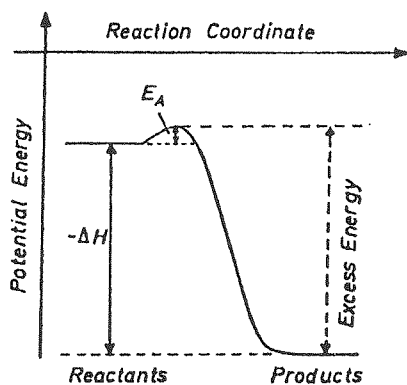
خروجی با گذارهای دورانی - ارتعاشی می شوند. از نظر فیزیک کلاسیکی واکنش بین فلورین و هیدروژن لیزر HF را می توان بدین صورت توضیح داد که وقتی مولکول فلورین نزدیک هیدروژن می شود، مدار الکترونی به گونه ای تغییر می کند که باند شیمیایی جابه جا می شود. پس از اتصال یک فلورین با یک هیدروژن، هیدروژن دومی جدا شده که در نهایت موجب آزاد شدن انرژی باند به صورت ارتعاشی می شود.

هر تراز انرژی ارتعاشی دارای چند تراز زیرین «دورانی» است که وقتی آفت مولکولی ارتعاشی روی می دهد، طیف نسبتاً گسترده ای از طول موج های مختلف ساطع می گردد. به خاطر همین ویژگی طیف اپتیکی است که برخی از لیزرها به اصطلاح قابل تنظیم می باشند. شکل (۱).



شکل (۱) ترازهای انرژی ارتعاشی HF و DF.

برای به دست آوردن ترکیب HF می توان از گازهای مختلفی استفاده نمود که در این تحقیقات از واکنش زیر استفاده شده است.



شکل (۲) پروفیل واکنش گرمازا.

لیزر شیمیایی آن دسته از لیزرها هستند که تحریک اتم ها یا مولکول ها به تراز بالاتر توسط واکنش های شیمیایی انجام گیرد. اولین لیزر از این نوع که به طور تجربی با استفاده از روش درخش تحریک و گسیل نمود، لیزر HCl بود که در سال ۱۹۶۱ توسط [۱] Kasper انجام پذیرفت. واکنش های شیمیایی قادرند انرژی خود را با بازدهی زیاد ذخیره و سپس در محفظه رها نمایند، بنابراین یکی از توانایی های بالقوه آنان تولید توان بالا است.

اکثر این نوع لیزرها در گذارهای ارتعاشی مولکول های دو اتمی روی می دهند، بخصوص هالیدهای هیدروژن. لیزرهای دیگری مانند هیدروژن فلورید (HF) و دیوتریوم فلورید (DF) وجود دارند که اولی بین طول موج های $(2/5 - 3)$ μm و دومی بین $(3 - 4/7)$ μm عمل می کنند، البته نوع دوم عبور بهتری از جو دارد. نوع دیگر لیزر شیمیایی ایودین با طول موج $1/3 \mu\text{m}$ است که براساس گذارهای الکترونی عمل می نماید و توسط تحریک مولکول های اکسیژن تولید واکنش شیمیایی می کند [۲].

بعد از مشاهده نمودن عمل اولین لیزر HF توسط [۳] Deutsch که از تخلیه الکتریکی استفاده کرده بود، کاربردهای بسیار متعددی در نظر گرفته شد که عمده ترین آنان شامل نظامی، طیف نگاری، پزشکی، شیمی، مخابرات و تست های غیرمخرب می باشند. کاربردهای اصلی پزشکی لیزر HF شامل کندی بافت های نرم قرنیه و برش ویتره (زلالیه) چشم و همچنین کندن بافت های سخت کلسیفه شده مانند جرم دندان می باشد که قبلاً به طور مفصل تحقیقات در این زمینه ها انجام گرفته اند [۴-۸]. طول موج $2/9 \mu\text{m}$ این لیزر قطعاً می تواند یک جایگزین جدی در برابر لیزر اکسایمر ArF برای انجام نزدیک بینی قرار گیرد، لذا نیازی به جراحی باز مانند عمل ویتره نخواهد بود. مهمتر از هر نکته دیگر در زمینه پزشکی عدم سرطانزایی پرتو است که لیزرهای فرابنفش (UV) می توانند ماهیتاً خطرناک باشند، اما در لیزرهای فرو سرخ میانه (MIR) به هیچ وجه امکان سرطانزایی نخواهند داشت.

۲- تئوری

عملکرد و خروجی لیزرهای گازی براساس گذارهای مولکولی و ترازهای انرژی اتمی است که اغلب منجر به

ارتعاشی و ناهمگنی می باشند. مهم ترین شرط برای عمل لیزر وجود تفاضل جمعیت مثبت ΔN_{VJ} بین دو حالت ارتعاشی - دورانی است یعنی:

$$\Delta N_{VJ} = (N_{VJ} - \frac{g_J N_{V'J'}}{g_{J'}}) > 0 \quad (5)$$

که برای گزینش شاخه P (برای گسیل $\Delta J = +1$) $V' = V + 1$, $J' = J + 1$ است. با استفاده از رابطه (2) در (5) خواهیم داشت:

$$\Delta N_{VJ} = \frac{N_{gJ}}{Q_V Q_J} \left[e^{-\frac{hc}{k} \left(\frac{G(V)}{T_{vib}} + \frac{F(J)}{T_{rot}} \right)} - e^{-\frac{hc}{k} \left(\frac{G(V-1)}{T_{vib}} + \frac{F(J+1)}{T_{rot}} \right)} \right] \quad (6)$$

بنابراین برای داشتن جمعیت معکوس رابطه زیر باید برقرار شود.

$$\frac{T_{rot}}{T_{vib}} < \frac{\Delta F(J)}{\Delta G(V)} \approx 2(J+1) \frac{B_e}{\omega_e} \quad (7)$$

همچنین توان P_1 ، کل انرژی لیزر و دمای گاز را می توان از رابطه (8) به صورت نظری محاسبه نمود.

$$P_1(t) = \sum_V hc N_A K_C = (V, J) R_V \quad (8)$$

$$E_1(t) = \int_{t_0}^t P_1(s) ds \quad (9)$$

$$\sum_{i=0}^{N_s-1} N_i C_{pi} \frac{dT}{dt} - \frac{dp}{dt} = -P_1 - \sum_{i=0}^{N_s-1} h_i \frac{dN_i}{dt} \quad (10)$$

جائی که N_A عدد آوگادرو، K_C عدد موج در خط مرکزی، R_V آهنگ گسیل القائی گذار، h ثابت پلانک، N_s تعداد ذرات نمونه گاز، C_{pi} ظرفیت گرمائی مولی در فشار ثابت برای ذرات i ، فشار p ، h_i آنتالپی مولی ذرات i می باشد.

۳- تجربی

۳-۱- ساخت لیزر

در لیزرهای گازی احتیاج به یک جفت الکترود است تا بین آنان گاز مربوطه تخلیه (Discharge) شود. انواع مختلف پروفیل های الکترود، شامل Rogowski از اتصال پیوسته سه قسمت بوجود می آید. عیب اصلی این نوع

پروفیل واکنش گرمازا (exothermic) در شکل (2) نشان داده شده است که ظاهراً پس از فعال سازی ترکیب، مولکول آزاد شده فاصله ای از حالت تعادل خود گرفته است. در این فرآیند انرژی مازادی ($E_A - \Delta H$) بوجود می آید که می تواند به دو صورت تابشی و یا برهمکنشی رها گردد. متأسفانه، تحریک الکترونی در لیزرهای شیمیایی معمول نیست و انرژی $h\nu \leq E_A - \Delta H$ که برای ایجاد گذارها در قسمت مرئی لازم است، بین 41 Kcal/mol برای 700 nm و 71 Kcal/mol برای 400 nm می باشد. حال اشاره ای کوتاه به جمعیت مولکولی با بهره آبتیکی که در گذارهای مربوطه یافت می شوند می کنیم.

اول موقعیت نیمه را در نظر می گیریم که در آن توزیع مختلف بولتزمن در درجات آزادی ارتعاشی و دورانی موجودند، ولی هیچ گونه ارتباطی بین دو درجه وجود ندارد. برای یک مولکول دو اتمی می توان جمعیت حالت مولکولی N_{VJ} با عدد کوانتومی دورانی J و انرژی $F(J)$ برای تراز ارتعاشی V ام با چگالی N_V بنویسیم:

$$N_{VJ} = \frac{N_V}{Q_J} e^{-\frac{hcF(J)}{kT_{rot}}} \quad (1)$$

رابطه (1) بر این فرض است که طبق دمای دوران T_{rot} برای حالت های دورانی، یک توزیع بولتزمن وجود دارد. حال اگر حالت های ارتعاشی نیز توسط دمای بولتزمن T_{vib} تعریف گردد، رابطه (1) می شود:

$$N_{VJ} = N \frac{g_J}{Q_V Q_J} e^{-\left[\frac{hc}{k} \left(\frac{G(V)}{T_{vib}} + \frac{F(J)}{T_{rot}} \right) \right]} \quad (2)$$

که در آن N عدد چگالی مولکول ها، Q_V ، Q_J به ترتیب جمع حالت های دورانی و ارتعاشی و یا به گفته دیگر تابع پارش بولتزمن هستند و $g_J = 2J + 1$ است که در واقع وزن آماری تراز را نشان می دهد.

$$Q_J = \frac{KT}{hB_e}, \quad Q_V = 1 + \sum_{v=1} e^{-\frac{hc}{k} G(V)} \quad (3)$$

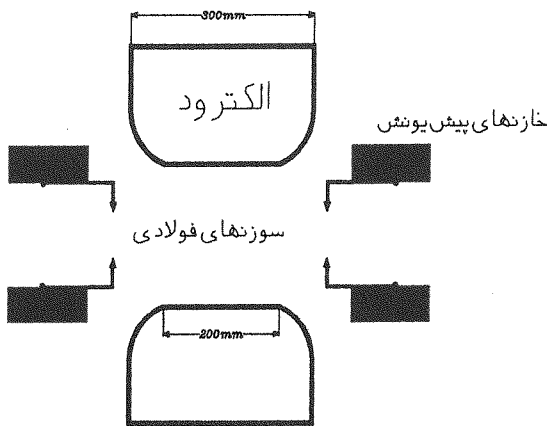
مقادیر انرژی ارتعاشی و دورانی عبارتند از:

$$F(J) = B_e J(J+1), \quad G(V) = (\omega_e V - \omega_e X_e V^2) \approx \omega_e V \quad (4)$$

جائی که B_e ، ω_e ، X_e به ترتیب ثابت های دورانی،

آلوده به گرد و غبار با ابعاد بسیار کوچک جلوگیری گردد.

معمولاً به خاطر وجود قوس‌ها (Arc) وقتی گازی در محفظه تخلیه الکتریکی می‌شود، ناحیه تخلیه شده یکنواخت نخواهد بود. بنابراین برای به دست آوردن یک ناحیه تخلیه همگن بدون قوس، بهتر است گاز از قبل توسط مکانیزمی پیش‌یونیزه شود. این عمل باعث تولید کافی الکترون‌های آزاد از طریق «بهمن الکترون‌ها» می‌گردد و پس از اعمال ولتاژ اصلی، فضای سراسر بین الکترودها به طور همگن تخلیه شده و یک خروجی مناسب تری به دست آید. روشی که در این تحقیقات استفاده شده است، پیش‌یونش UV توسط خازن‌هایست که به صورت آرایه در امتداد الکترودها قرار گرفته‌اند شکل (۳). بعد از تخلیه خازن‌ها، گاز موجود در محفظه، توسط سوزنهائی که می‌تواند از جنس فولاد یا تنگستن باشد، پیش‌یونیزه می‌گردد. مشخصات خازن‌های سرامیکی به کار رفته شده هر کدام ۲ nF و با ظرفیت ۴۰ kV می‌باشد.



شکل (۳) نحوه قرار گرفتن خازن‌های پیش‌یونش

در این طراحی ۲٪ بازدهی با انرژی خروجی ۵J/۰ فرض شده است، لذا مقدار انرژی که باید توسط مدار پمپ شود ۲۵J است. چگالی انرژی نسبت انرژی ورودی به حجم فعال است (E/V) و با در نظر گرفتن ابعاد الکترودها، حجم محیط فعال ۱۸۰ cm^۳ می‌شود، بنابراین چگالی انرژی حدود ۱۳۹ Jlit^{-۱} خواهد بود. انرژی ذخیره شده در خازن اصلی $E_s = \frac{1}{2} mc_m V^2$ است و اگر گاز با حداکثر ۴۰ kV پمپ شود، ظرفیت خازن اصلی حدود ۳۰ nF می‌شود. این بدان معناست که ظرفیت خازن‌های پیش‌یونش حدود ۱۳ nF برای هر آرایه است.

الکترودها ناهموار بودن محل اتصال و ضعیف بودن کیفیت تخلیه گاز در ناحیه وسط می‌باشد. نوع دوم Bruce، کاملاً برحسب تخمین تجربی به دست می‌آید، نوع سوم Harrison، در واقع توافق عددی بین دو نوع قبلی است و نوع چهارم Chang است که از قسمت‌های منفصل به صورت پیوسته و تراشیده شده بوجود می‌آید که برخلاف نوع اول فاقد ناحیه ممتد میانی است. مزیت اصلی این نوع پروفیل، داشتن ناحیه قوی تخلیه و یکنواختی در مرکز می‌باشد که توسط تساوی زیر تعریف می‌شود:

$$X = u + k \cos v \sinh u$$

$$Y = v + k \sin v \cosh u \quad (11)$$

جائی که U و V توابع سیال و پتانسیل و x و y مختصات فضا می‌باشد، K پارامتری است برای کنترل پهنای الکترودها و برای $\frac{\pi}{2}$ پروفیل سطح الکترودها $y = \frac{\pi}{2} + k \cosh X$ است. پس از یک سری محاسبات طولانی عددی به این نتیجه خواهیم رسید که پروفیل گوسی با پهنای X مساوی است با:

$$X = (1 + k) [(\pi + 2k) / mk \ln(n_{ef} / n_{eo})]^{-1/2} \quad (12)$$

بر حسب فاصله الکترودها، d_0 داریم

$$X_0 = d_0 (1 + k) [(\pi + 2k) / k \ln(n_{ef} / n_{eo})]^{-1/2}$$

$$\approx d_0 [\pi k_m \ln(n_{ef} / n_{eo})]^{-1/2} \quad (13)$$

جائی که n_{ef} و n_{eo} چگالی اولیه و نهایی الکترون‌ها است و

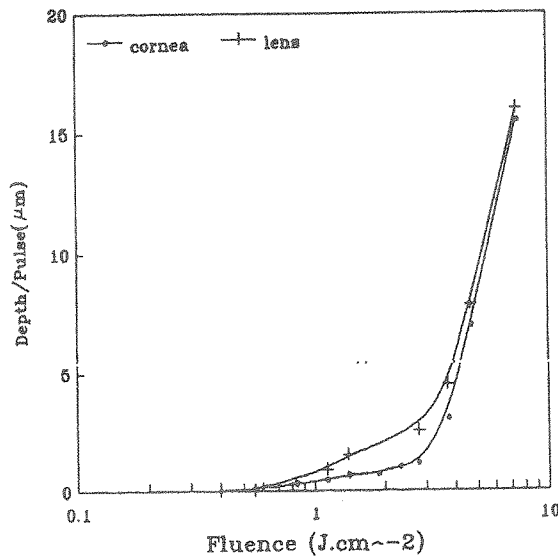
$$m = \frac{E}{(a - \beta)} \frac{\partial(\alpha - \beta)}{\partial E} = \frac{\partial \ln(\alpha - \beta)}{\partial \ln E} \quad (14)$$

α و β به ترتیب، آهنگ یونیزاسیون و بهم پیوستگی می‌باشند. در این آزمایش، الکترودها از جنس آلومینیم با خلوص بالا و به طول ۶۰ cm توسط ماشین CNC و الکترودها پولیش، به صورت نیمه ساخته شد، شکل (۳). لازم به ذکر است که برای به دست آوردن ناحیه تخلیه یکنواخت، سطح الکترودها باید کاملاً صیقل داده شده باشند تا از ایجاد جرقه الکتریکی قوی در نواحی

در این لیزر، آینه عقب از جنس برنج به قطر ۷۶ mm و با شعاع ۱۰ m و آینه جلو از CaF_2 مسطح ($R_2 = \infty$) استفاده شده است. بنابر این $g_1 = 1 - \frac{L}{R_1}$ با مقدار $g_1 = 0.9$ طول کواک ۱۰۰ cm می شود که شرط پایداری را ارضاء می کند.

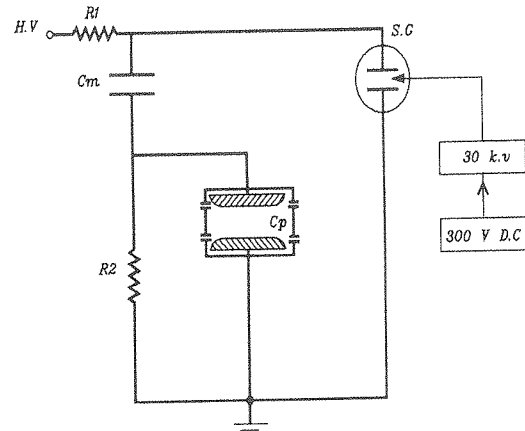
۲-۳- کندگی بافت های چشم

جهت مطالعه کیفیت برهمکنش این لیزر چند طول موجی با مواد ارگانیک، از قرنیه و عدسی تازه چشم گاو استفاده شد. برای کنترل شاریدگی از یک سری تضعیف کننده استفاده شد، سپس نور لیزر توسط یک عدسی CaF_2 با کانونی ۵۰ mm بر روی سطح هدف مورد نظر متمرکز گردید. نرخ میانگین کندگی از تقسیم عمق میانگین (Δ) بر تعداد پالس ها (n) به دست آمد و همانطور که در شکل (۶) مشاهده می شود، آستانه شاریدگی برای آغاز کندگی قرنیه و عدسی حدود 0.6 Jcm^{-2} است.



شکل (۶) نمودار کندگی قرنیه و عدسی با لیزر HF بر حسب شاریدگی.

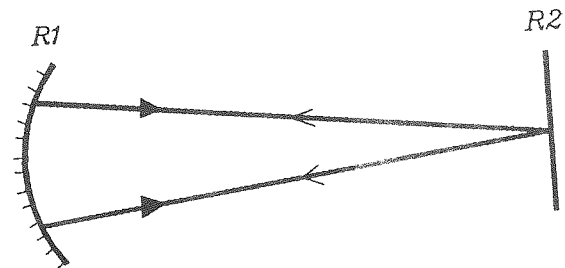
زیر 2 Jcm^{-2} نرخ برداشت ماده تقریباً به طور خطی بستگی به لگاریتم شاریدگی دارد، اما بالای این مقدار عمق برداشت هر دو ماده خیلی سریع افزایش می یابد به طوری که حوالی 8 Jcm^{-2} مقدار کندگی به $16 \mu\text{m}$ در پالس می رسد. می توان از شیب خط شکل (۶) مقادیر ضریب جذب قرنیه و عدسی در زیر آستانه شاریدگی را با استفاده از قانون بیر (F/F_0) به ترتیب حدود $11 \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ و $12 \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ به دست آمد،



شکل (۴) مدار الکتریکی.

همانطور که در شکل (۴) ملاحظه می شود، مدار توسط R_1 شارژ شده و از طریق خازن های پیش یونش تخلیه می شوند و نقش R_2 عمدتاً جلوگیری از نوسانات ناخواسته مدار است. وقتی منبع تغذیه روشن می شود، ولتاژ آماده اعمال در داخل محفظه می باشد، اما قبل از آن باید گاز پیش یونیزه شود که این تأخیر تقریباً ۱۰۰ ns است. در زمان $t = 0$ و $V_i = 0$ داریم $V_i \ll V_B$ جایی که V_i و V_B به ترتیب ولتاژ یونیزه کردن گاز داخل سوئیچ اسپارک (جرقه) و ولتاژ شکست (Voltage breakdown) می باشد. بعد از گذشت زمان معینی V_i به مقدار V_B نزدیک شده و گاز یونیزه می شود و بدین ترتیب محیط عایق داخل سوئیچ اسپارک تبدیل به کانال هادی می گردد. البته ولتاژ لازم برای ایجاد جرقه از طریق پالس ترانسفورمر به دست می آید که دامنه آن حدود ۲۰ kV است و توسط تریگر اعمال می شود.

نوسان های فوتون بعد از ارضاء شرط آستانه بهره $K_{th} = \gamma + \frac{1}{2L} \ln \left(\frac{1}{R_1 R_2} \right)$ در تشدید کننده شروع به رشد می کنند، یعنی وقتی بهره $G > 1$ باشد. رزوناتوری که در آزمایش استفاده شد از نوع پایدار (Stable) است که شرط آن عبارت است از $0 < g_1 g_2 < 1$ جـائیکه R_1, R_2 و L طول رزاتور و $g_2 = 1 - \frac{L}{R_2}$ ، $g_1 = 1 - \frac{L}{R_1}$ به ترتیب شعاع انحناء آینه های عقب و جلو می باشند، شکل (۵).



شکل (۵) رزاتور پایدار نیم گروی.

۴- بحث و نتیجه گیری

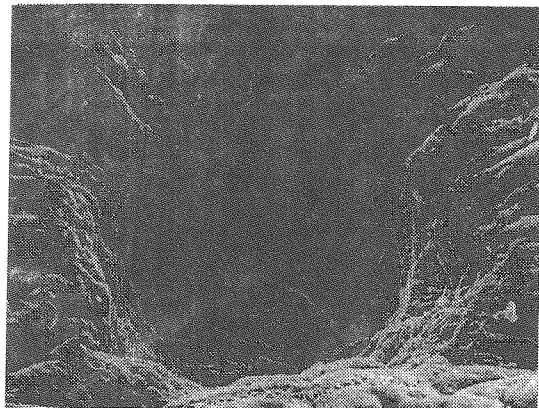
برش های صاف و تعریف شده ای که در قرنیه توسط لیزر HF بوجود آمده است، کاملاً با ضریب جذب بالای مؤثر در این ناحیه طیفی همخوانی دارد و در پالس های کوتاه زیر میکروثانیه ای انتقال گرما به نواحی جداری بافت به حداقل می رسد. همانطور که مشاهده شد، برش بافت عدسی در این طول موج امکان پذیر است و علت بالاتر بودن نرخ کندگی نسبت به قرنیه این است که اکثر مواد عدسی را به جای آب پروتئین تشکیل می دهد. از آنجائی که جذب این طول موج در پروتئین نسبت به آب کمتر است، لذا نفوذ و کندگی بیشتری بوجود خواهد آمد. شایان ذکر است که امکان انتقال پالس های زیر میکروثانیه ای با استفاده از فیبرهای نوری مناسب برای ایجاد برش در بافت های نرم و سخت جذابیت این دستگاه را برای کاربردهای پزشکی افزایش خواهد داد، [۱۰] و [۹]. از نقطه نظر عملی، قابلیت ایجاد برشی با کیفیت بالاتر توسط این لیزر نیز سودمند است چرا که بازدهی آن بیشتر و پیچیدگی سیستم نسبت به دستگاه های تک خطی نیز کمتر می باشد. هر چند دستگاه فعلی کمی حجیم و محدود به فرکانس پایین است، ولی می توان دستگاهی کوچکتر که در چند کیلو هرتز عمل می کند ساخت.

سپاسگزاری

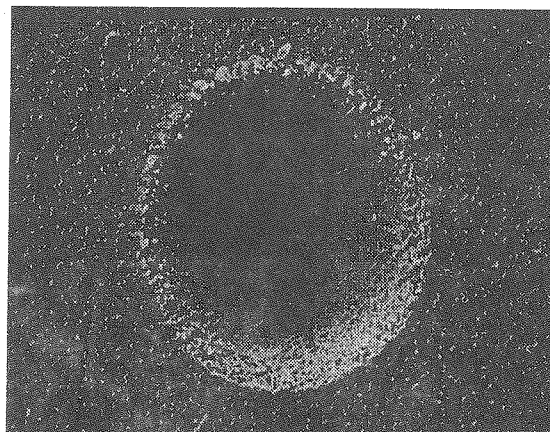
بدینوسیله نهایت سپاس و قدردانی از جناب آقای دکتر نورپناه برای تشویق و همفکری مداوم ایشان در مسیر انجام پروژه های بنیادی، کاربردی و بدیع به ویژه این پروژه و جناب آقای دکتر میلی منفرد برای پشتیبانی بی دریغ ایشان عرض نمود. همچنین تشکر خود را بدینوسیله از آقای دکتر فتحی و معاونت محترم پژوهشی واحد تفرش که در نهایت متضمن موفقیت پروژه بوده اند به حضور ایشان ارائه می نمایم. فرصت را غنیمت شمرده و از زحمات آقایان مهندس صادق زعفرانی برای همکاری و راهنمایی و مهندس جاوید باستار از دانشگاه صنعتی شریف در راستای ساخت الکترودها و محفظه لیزر سپاسگزاری می گردد. همچنین از آقای دکتر لطیفی از دانشکده فیزیک دانشگاه شهید بهشتی برای در اختیار گذاشتن انرژی سنج خود، قدردانی به عمل می آید.

جائیکه F_0, F, α, D به ترتیب عمق کندگی، ضریب جذب، شاریدگی و آستانه شاریدگی هستند. از آنجا که بالای آستانه شاریدگی، مقدار کندگی رابطه مستقیم با مقدار شاریدگی داشته و رابطه فوق قابل استفاده نیست، بنابراین مقدار ضریب جذب قرینه و عدسی با استفاده از فرمول $D = \frac{F - F_0}{\alpha F}$ به ترتیب $10 \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ و cm^{-1} 7×10^2 به دست می آید که این نتایج بسیار مشابه مراجع [۹] و [۷] می باشد. شکل (۷)، SEM، سطح قرنیه را پس از تابش ۴۰ پالس در 10 Jcm^{-2} نشان می دهد و به نظر می رسد که لایه اپی تیلیوم بدون تخریب عرضی کیفیت خود را حفظ نموده است.

تأثیر این لیزر بر روی بافت عدسی چشم نیز مورد بررسی قرار گرفت که طی آزمایشی در $4/5 \text{ Jcm}^{-2}$ پس از ۳۰ پالس، کندگی به عمق تقریبی $250 \mu\text{m}$ بوجود آمد که در شکل (۸) دیده می شود.



شکل (۷) تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح قرنیه در 10 Jcm^{-2} پس از ۴۰ پالس.



شکل (۸) تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح عدسی در $4/5 \text{ Jcm}^{-2}$ پس از ۳۰ پالس.

- [1] Kasper J. V. "HCl Chemical Laser" *phys. Rev Lett*, Vol. 14, p 352, 1965.
- [2] Zhong Rongyao, etal "A Pulsed Oxygen - Iodine Chemical Laser Initiaed by an Electrical.," *Am Inst. phys.*, p. 563, 1986.
- [3] Deutsch T. "Molecular Laser Action in Hydrogen and Deuterum Halides" *Appl . phys. Lett.*, Vol 10, p. 234, 1967.
- [4] Wolbrardht M. "Laser Surgery: CO2 of HF" *IEEE J. QE*, Vol. 20, p. 1427, 1986.
- [5] Sieler T., Marshall J, etal "The Potential of an Infrared HF Laser at $3\mu\text{m}$ for Corneal Surgery" *Laser in Ophthal.*, Vol. 1, p. 49, 1986.
- [6] Dyer PE, Khosroshahi M.E, Tuft S. "Optical Fibre Delivery and Tissue Using a HF Laser". *Laser in Med. Sci.*, Vol. 7, p. 331, 1992.
- [7] Dyer P. E, Khosroshahi M.E, Tuft S. "Studies of Laser - induced Cavitation and Tissue Ablation in Saline Using a Fibre - Delivered Pulsed HF Laser" *Appl. phys. B*, Vol. 56, p. 84. 1993.
- [8] Izatt j., sankey S. "Ablation of Calcified Biological Tissue using Pulsed HF Laser Radiation" *IEEE J. QE* Vol. 26, p. 2261, 1990.
- [9] Valderamma GL., Menefee RF. "Chemical Laser Interaction with Human Cardiovascular Tissue" *SPIE 1202*: 149 : 1990.
- [10] Leortscher H, Mandelbaum S "Preliminary Report on Corneal Incisions Created by a HF Laser" *Am. J. Ophthal.*, Vol. 102, p. 217, 1986.