

مدلسازی نانومقیاس روش LIB با استفاده از دیدگاه کوانتوم-فوتونیک و شبیه سازی پدیده

یونش چند فوتونی (MPI)

غلامرضا آقاخانی، علی آقامحمدی* و عرفان لطفی

گروه فیزیک، واحد سنج، دانشگاه آزاد اسلامی، سنج، ایران

چکیده

هدف از این مقاله، بدست آوردن آستانه‌ی شدت لیزر تابشی برای سوزاندن بافت انسان و همچنین شبیه سازی و استخراج نمودارهای مربوط به پدیده یونش چند فوتونی ناشی از تابش نور لیزر بر آب موجود در بافت زنده است که کاربردهای فراوانی منجمله در علم پزشکی دارد. از آنجایی که اکثر بافت انسان را آب تشکیل میدهد، لذا ماده ی هدف را آب در نظر می‌گیریم. برای شبیه سازی اثرات برخورد نور لیزر به سطح بدن از تئوری "کوانتوم فوتونیک" استفاده می‌کنیم. در هنگام شبیه سازی فوتون‌ها از درون لایه‌های متفاوت عبور می‌کنند. برای هر لایه احتمال جذب فوتون، یونش مولکولی و تجزیه مولکولی برای هر لایه را به صورت مفصل بررسی می‌کنیم و مراحل برای ۱۰ لایه تکرار شده و در هر لایه درصد اتم‌های یونیزه شده تعیین شده است. با توجه به مقادیر به دست آمده نتیجه می‌گیریم میزان shielding به شدت تابش فرودی وابسته است و هر چه شدت تابش بیشتر باشد درصد یونش در لایه اول بیشتر بوده و سهم لایه‌های بعد کمتر خواهد شد و همچنین با آزاد کردن مولکول‌های الکترون‌های آزاد، آن‌ها یک سپر پلاسمای محافظ را تشکیل می‌دهند که از انتقال تابش جلوگیری می‌کند. یک رابطه مستقیم بین شدت تابش لیزر و سپر پلاسمای وجود دارد، به این معنی که، شدت بالاتر لیزر باعث محافظت بیشتر پلاسمای و نفوذ کم‌تر فوتون‌ها به لایه‌های پایین‌تر می‌شود. نتیجه کاربردی پژوهش این است که راه را برای استفاده در کاربردهای پزشکی بر روی بافت بدن انسان در دنیای واقعی هموار می‌کند.

واژه‌های کلیدی: یونش چند فوتونی (MPI)، روش LIB، کوانتوم فوتونیک، لیزر تابشی

ایمیل نویسنده مسئول: a.ghamohamadi@iausdj.ac.ir

۱. مقدمه

مفهوم LIB^۱ یعنی یونیزه شده تمام یا بخشی از ماده در مدت زمان معینی که تحت تابش لیزر قرار می‌گیرد [۱]. یونش باعث ایجاد پلاسمایی از الکترون‌های آزاد می‌شود که آن‌ها نیز باعث جذب فوتون‌ها بیشتر از حالت عادی می‌شود [۲].

در لیزرهای LIB دو سازوکار عمده در یونش ماده نقش اساسی دارند. اول پدیده یونش چند فوتونی یا MPI^۲ است که به این صورت تعریف می‌شود که زمانی ماده ای با انرژی شکاف بزرگتر از انرژی فوتون تابیده وجود داشته باشد، الکترون ممکن است با جذب همزمان تعداد خاصی از فوتون‌ها انرژی

لازم برای رسیدن به باند هدایت را کسب کند و ماده یونیزه شود [۳].

پدیده دوم که در یونش ماده نقش دارد پدیده یونش آبشاری (Cascade Ionization) است. در این پدیده الکترون از میدان نوری تابیده شده انرژی لازم را برای یونیزه شدن جذب می‌کند. سپس این الکترون آزاد که دارای انرژی نیز است، با برخورد به الکترونی دیگر موجب آزاد شدن آن می‌شود و این پدیده به صورت تصاعدی و آبشاری موجب یونیزه شدن ماده می‌شود [۴].

در سال ۲۰۱۹ آقای Gaudiuso و همکارانش، توصیف مختصری در مورد روش‌های مورد استفاده و کاربردهای LIBS در سلامت انسان و حیوانات ارائه کردند و همچنین، در مورد کاربرد LIBS به عنوان ابزاری برای ارائه بازخورد آنلاین برای جراحی لیزر و دندانپزشکی مطالب تئوری ارائه کردند [۵]. در سال ۲۰۲۱ آقای Al-Salihi و همکارانش، روشی برای تشخیص بافت‌های

^۱ Laser Inducted Breakdown

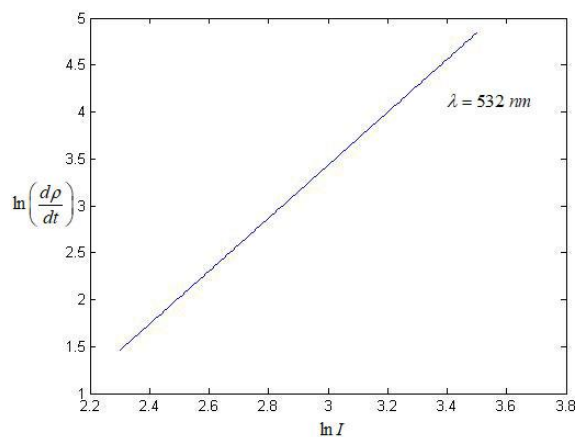
^۲ Multiphotone Ionization

$$B = \frac{e^2}{m' \Delta E \cdot \omega^2 \cdot c \cdot \epsilon_0 \cdot n} \quad (3)$$

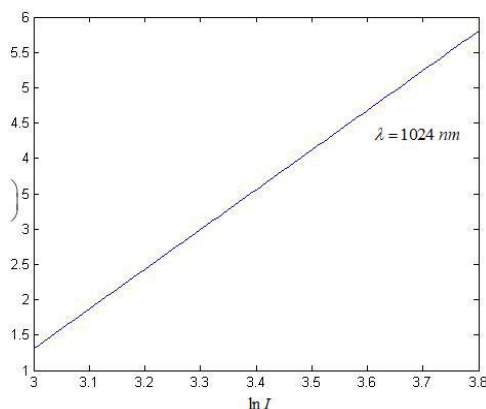
$$\phi(x) = e^{-x^2} \int_0^x e^{y^2} dy \quad (4)$$

$$K = \text{Int} \left(\frac{\Delta E}{\hbar \omega} + 1 \right) \quad (5)$$

که رابطه شماره (۱) وابستگی پدیده MPI را به شدت نوری بیان می‌کند. با استفاده از روابط بالا ما می‌توانیم چگالی الکترون‌ها (ρ) را پیش‌بینی کنیم. برای رسم منحنی تغییرات چگالی الکترون‌ها بر حسب شدت تابش لیزر از معادله (۱) لگاریتم طبیعی می‌گیریم. شکل معادله های بالا برای طول موج‌های $\lambda = 532 \text{ nm}$ و $\lambda = 1024 \text{ nm}$ بصورت زیر است.



شکل ۱. تغییرات چگالی الکترون بر حسب تغییرات شدت تابش (طول موج ۵۳۲ نانومتر)



شکل ۲. تغییرات چگالی الکترون بر حسب تغییرات تابش (طول موج ۱۰۲۴ نانومتر)

نئوپلاستیک از بافت‌های غیرنئوپلاستیک با استفاده از طیف‌سنجی شکست ناشی از لیزر بدون کالبراسیون (CF-LIBS) ارائه کردند [۶]. در سال ۱۹۹۸ آقای Ota Samek و همکارانش، در مورد کاربرد طیف‌سنجی شکست ناشی از لیزر و طیف‌سنجی فلورسانس ناشی از لیزر برای تجزیه و بررسی مواد معدنی مهم و عناصر سمی در بدن گزارش ارائه دادند و نمونه‌هایی از قسمت‌های متفاوت بدن از جمله نمونه‌های بافت پوست، ناخن‌های انگشتان و دندان‌ها را مورد مطالعه قرار دادند [۷]. در سال ۲۰۱۴ آقای Mehari و همکارانش، در مورد یک سیستم کنترل بازخورد هدایت‌شده LIBS برای سیستم‌های لیزر جراحی که شناسایی بافت در زمان واقعی را برای فرسایش بافتی خاص ممکن می‌سازد، گفتگو کردند. در این مطالعه، بر تمایز مبتنی بر LIBS بین بافت غضروفی و بافت استخوانی قشر با استفاده از یک مدل ex-vivo تمرکز کردند [۸]. در سال ۲۰۱۱ آقای Kumar Singh و همکارانش، در مورد کارهای انجام شده با استفاده از لیزر در زمینه زیست پزشکی و همچنین تجزیه و بررسی بافت‌های متفاوت، تجزیه و تحلیل مواد معدنی در اندام‌های متفاوت بدن انسان، شناسایی انواع متفاوت سنگ‌های تشکیل شده در بدن انسان، تجزیه و تحلیل ذرات معلق در هوا با استفاده از روش LIBS به صورت خلاصه صحبت کردند [۹].

اگر طول زمانی پالس لیزر تابیده از مرتبه‌ی فمتو ثانیه باشد، فرایند غالب فقط یونش چند فوتونی خواهد بود [۱۰]. در ادامه، به تحلیل و شبیه‌سازی به کمک این سازوکار می‌پردازیم. اگر عرض پالس لیزر یا زمان تابش لیزر خیلی کوچک، یعنی از مرتبه فمتوثانیه باشد، فرایندی که باعث یونیزه شدن مولکول‌ها می‌شود، بطور غالب از نوع یونش چند فوتونی خواهد بود. در ادامه توضیحات و شبیه‌سازی این پدیده بر مبنای نظریه "کوانتوم فوتونیک" آورده شده است [۱۱].

۲. محاسبات

در موادی که انرژی شکاف باند E بیشتر از انرژی یک تک فوتون است، با توجه به اینکه تک فوتون قادر نیست به تنهایی الکترون را از باند ظرفیت به باند هدایت منتقل کند، الکترون می‌تواند با جذب چند فوتون بصورت همزمان به باند هدایت منتقل شود و عمل یونش اتفاق انجام شود. آقای کلدیش رابطه‌ای تقریبی به منظور محاسبه و تخمین نرخ پدیده یونش چند فوتونی بصورت زیر بدست آورده‌اند [۱۲].

$$\left(\frac{d\rho}{dt} \right)_{MPI} = A \cdot (B \cdot I)^k \quad (1)$$

$$A = \frac{2\omega}{9\pi} \left(\frac{\omega m'}{\eta} \right)^{\frac{3}{2}} \cdot \left(\frac{1}{16} \right)^k \cdot e^{2k} \cdot \phi \left(\sqrt{2 \left(k - \frac{\Delta E}{\hbar \omega} \right)} \right) \quad (2)$$

الکترون را به سطح انرژی بالاتر ببرد. (بازه های Δt) با در نظر گرفتن توزیع پواسون برای فوتون ها و شرط بزرگتر یا مساوی بودن تعداد فوتونهای جذب شده از K ، می توان میزان یونش را تعیین کرد.

در روند شبیه سازی هر لایه از اتمها به صورت یک ماتریس ۲۰ در ۲۵ تعریف می شود که با توجه به ساختار کریستالی آمورف برای آب حدود ۹۰ درصد درایه های آن به صورت تصادفی یک خواهند بود [۱۴]. درایه های ۱ نشان دهنده حضور اتم آب هستند. مطابق الگوریتم شبیه سازی در توالی های منظم زمانی تابع تصادفی پواسون را چک میکنیم. چنانچه فوتونی وجود داشته باشد، تعداد فوتونهای موجود در آن Δt را در یک متغیر ذخیره می کنیم و در هر مرحله با تعداد فوتونهای مورد نیاز برای انجام یونش چک می کنیم. چنانچه در توالی بعد فوتونی وجود نداشته باشد متغیر تعریف شده مقدارش صفر خواهد شد و تنها زمانی مقدار خود را حفظ می کند که به طور پی در پی فوتون دریافت کند تا زمانی که شرط $L \geq K$ را برآورده کرده و خروجی O را که نشان دهنده یونیزه شدن اتم است، یک کند. پس از اتمام مراحل فوق برای تمامی اتمها (در شدت تابش مشخص)، یک ماتریس کامل (O) با ابعاد ۲۰ در ۲۵ خواهیم داشت که در واقع اتمهای یونیزه شده در هر شدت را نمایش می دهد. طبق استاندارد تعریف شده در مرجع [۱۵] چنانچه در هر شدت بیش از ۰.۳ اتمها یونیزه شده باشد می توان گفت که بافت یونیزه شده است.

۳-۳- لایه های پایین تر

در ادامه اثر MPI را روی لایه های اتمی پایینتر بررسی خواهیم نمود. در خصوص لایه های دوم به بعد باید این نکته را مد نظر قرار داد که اتم های یونیزه شده طبقات بالاتر مانع رسیدن فوتون به اتم های زیرین خود می شوند (shielding). بنابراین، باید مختصات اتم های یونیزه شده هر طبقه شناسایی شده و در ماتریس اتم های طبقات زیرین، درایه های مربوط به این مختصات صفر شوند. بنابراین، ابتدا درایه های هر طبقه مطابق روشی که در مورد طبقه نخست به کار رفت بصورت تصادفی مقدار دهی می شوند، سپس، مختصات نقاط یونیزه شده از طبقات بالاتر را در ماتریس بدست آمده صفر خواهیم نکرد. مشاهده می شود که در لایه های پایینتر تعداد اتم هایی که بالقوه قادر به یونیزه شدن هستند در حال کاهش یافتن بوده و در نتیجه درصد اتمهای یونیزه شده در این لایه ها نیز کاهش خواهد یافت به طوری که می توان گفت پس از چند لایه اتمی دیگر یونشی صورت نخواهد گرفت (سرعت کاهشی شدید) و لایه های بالاتر مانند یک سپر عمل خواهند کرد (shielding) [۱۶].

۴. تجزیه و تحلیل نتایج

برای انجام شبیه سازی ابتدا پوست انسان را بصورت یک ماتریس ۳۰*۳۰ فرض می کنیم. با توجه به اینکه ۹۰ درصد بافت انسان از آب تشکیل شده است، پس، با استفاده تابع مولد اعداد تصادفی

۳- شبیه سازی

۳-۱- دیدگاه ماکروسکوپی

برای شبیه سازی این بخش روابط بخش محاسبات را وارد فضای متلب کرده و با داده های موجود شبیه سازی را انجام می دهیم.

۳-۲- دیدگاه میکروسکوپی

در این دیدگاه برهم کنش ماده و نور در ابعاد اتمی بررسی می شود [۱۳]. لیزر به کار رفته در این آزمایش فوتون هایی تولید می کند که انرژی آنها (با توجه به طول موج لیزر) کمتر از انرژی گپ ماده مورد تابش (آب) است. بنابراین در حالت عادی با تابش این لیزر به سطح بافت یونشی صورت نمی گیرد و تنها شاهد یک تاخیر (ناشی از جذب و گسیل دوباره فوتون توسط الکترون) خواهیم بود. لیزر به کار رفته دارای توزیع مکانی گوسی و توزیع زمانی پواسون است. همچنین به خاطر ظاهر شدن MPI و نه Cascade Ionization از لیزر پالسی با طول پالس کوتاه تر (۱۰۰ فمتو ثانیه) استفاده کردیم. توجه فیزیکی پدیده MPI بدین شرح است که اگر فرض کنیم توالی ورود فوتونها به سطح یک اتم به گونه ای باشد که بتواند جذب چند فوتونی را برای یک الکترون ایجاد کند، و اگر انرژی فوتونهای جذب شده از حد انرژی گپ فراتر رود اتم یونیزه خواهد شد. جذب چند فوتونی بدین معنا است که الکترون برانگیخته شده (پس از جذب فوتون) پیش از بازگشت به حالت پایه خود تحت تابش فوتون ثانویه ای قرار بگیرد و انرژی بالاتری پیدا کند و به همین ترتیب این فرایند ادامه پیدا کند. مشخصات لیزر و بافت در جدول زیر خلاصه شده است.

جدول ۱. مشخصات لیزر و بافت

Taw p	I0	w	lambda
100 fs	1-10e16 W/m ²	6 micron	0.58 micron
row	a	M	Eg
1gr/cm ³	3A	18 amu	6.9

تعداد فوتونهای مورد نیاز برای غلبه بر انرژی گپ آب (K) طبق رابطه زیر بدست می آید.

$$K = \text{fix}((\Delta E / (z \cdot w)) + 1)$$

بنابراین، یک الکترون باید حداقل به اندازه K الکترون در بازه زمانی مناسب جذب کند تا بتواند بر انرژی گپ غلبه کند، از طرفی می دانیم، برهمکنش فوتون و الکترون زمانی در حد اتونانیه دارد. اگر در این مدت فوتون دوم وارد شود می تواند

و تعداد فوتون‌ها در هر بازه را با تقسیم انرژی آن بازه به $\hbar\omega$ بدست می‌آوریم:

$$N(t_1, \Delta t, \Delta A_0) = \frac{I_0 \cdot \Delta A_0 \cdot \Delta t}{\hbar\omega} \cdot e^{\frac{-4t_1^2}{\tau^2}} \quad (\lambda)$$

در روابط بالا پارامتر ΔA_0 بدین منظور لحاظ می‌گردد که هر ردیف از لیزر تابیده، به تعدادی از مولکول‌ها برخورد می‌کند. برای تولید توزیع پواسون مقدار میانگین را با تقسیم تعداد کل فوتون‌ها به تعداد نمونه‌ها که برابر 10^5 است، اقدام می‌کنیم. روند فیزیکی یونش به اینصورت است که مولکول با توجه به موقعیت مکانی خودش نسبت به محور شعاع تابش، فوتون-هایی را دریافت می‌کند و الکترون‌های مدار ظرفیت آن به یک شبه تراز برانگیخته می‌شوند. این فوتون جذب شده دارای طول عمر مشخصی است که اگر در این مدت الکترون بتواند فوتون دیگری را جذب کند، به یک شبه تراز بالاتر دیگری برانگیخته می‌شود. در غیر اینصورت فوتون جذب شده باز نشر شده و به لایه‌های داخلی‌تر نفوذ می‌کند. این روند تا جایی ادامه پیدا می‌کند که میزان انرژی دریافتی از مجموع فوتون-های متوالی به اندازه‌ای باشد که الکترون بتواند وارد باند هدایت شود [۱۹].

مشخصات لیزر و همچنین بافت پوست انسان در جدول زیر آمده است:

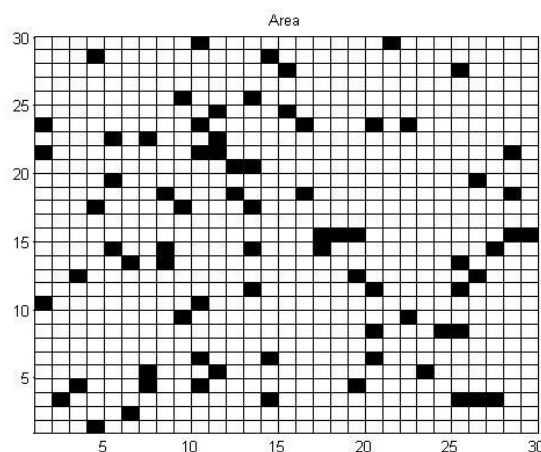
مقدار	مشخصه	مقدار	مشخصه
$6 \mu m$	$w(\text{pulse width})$	100 fs	$\tau_p(\text{Taw p})$
580 nm	λ	$1-10 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$	I_0
18 amu	M	1 gr/cm^3	$\rho(\text{row})$
6.9 e.v.	E_G	$3 \text{ \AA}$	$a(\text{mole. dis.})$

جدول ۲. مشخصات لیزر و آب

پیاده‌سازی تئوری بالا ما را در امر شبیه‌سازی پدیده فوق و محاسبه چگالی الکترون‌ها در بازه زمانی مشخص برای تابش لیزر و در نهایت تحلیل وضعیت پدیده یونش کمک می‌کند.

با توجه به ماتریسی که برای ساختار بافت بدن در نظر گرفته ایم، شرایط فوتون‌های تابیده به هر درایه یا مولکول را بررسی می‌کنیم. تعداد فوتون‌های متوالی تابیده به هر الکترون و جذب شده را در متغیری بنام L ذخیره می‌کنیم تا با شرط یونیزه شدن مقایسه گردد. در بازه‌های زمانی متوالی $\Delta t = 1 \text{ attos}$ ، ماتریس تابش لیزر را بررسی می‌کنیم، اگر در درایه‌ای تعداد فوتون‌های موجود بر حسب توزیع پواسون صفر بود، L را نیز صفر می‌کنیم به این دلیل که در مدت زمان طول عمر فوتون

با احتمال ۹۰ درصد درایه‌های ماتریس متناظر با پوست را برابر عدد ۱ و مابقی را صفر می‌کنیم. شکل بافت شبیه‌سازی شده بصورت شکل شماره (۲) است.



شکل ۳. شکل متناظر با ماتریس بافت (مربع‌های سفید آب هستند) برای شبیه‌سازی لیزر دو فرض را در ابتدا در نظر می‌گیریم به اینصورت که

- ۱- تابع توزیع مکانی لیزر در صفحه عمود بر بردار انتشار، بصورت تابع توزیع گوسی است
- ۲- تابع توزیع زمانی لیزر در محورهای به موازات بردار انتشار، بصورت تابع توزیع پواسون است.

لیزر را بصورت یک ماتریس بنام P در نظر می‌گیریم. هر درایه این ماتریس نشان دهنده تعداد فوتون‌های تابیده به مولکول متناظر است. برای تولید درایه‌های این ماتریس از تابع توزیع پواسون استفاده می‌کنیم. برای شبیه‌سازی تابع پواسون به میانگین تعداد الکترون‌ها در بازه زمانی تابش لیزر و همچنین به بازه‌های توزیع نیاز داریم. بازه‌های توزیع الکترون را با توجه به فرضیات تئوری کوانتوم-فوتونیک، بازه‌های زمانی ۱ آتوانیه در نظر می‌گیریم [۱۷]. تعداد کل الکترون‌های تابیده را با استفاده از شدت تابش لیزر و انرژی کل لیزر با روابط زیر بدست می‌آوریم [۱۸]:

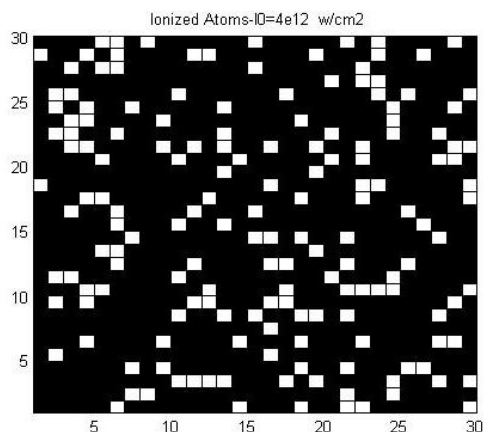
انرژی کل لیزر:

$$E(t, r) = \int_{-\infty}^t I(t, r) dt \quad (6)$$

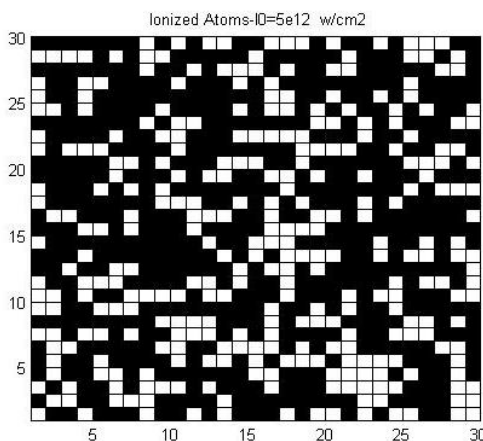
با توجه به اینکه ما

بازه زمانی تابش لیزر را به بازه‌های Δt تقسیم کرده‌ایم، انرژی در هر بازه از رابطه زیر بدست می‌آید:

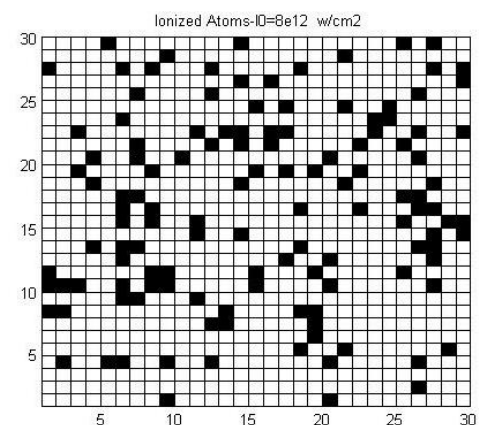
$$E(t_1, \Delta t, \Delta A_0) = I_0 \cdot \Delta A_0 \cdot \Delta t \cdot e^{\frac{-4t_1^2}{\tau^2}} \quad (7)$$



شکل ۶. یونش مولکولها (طول موج ۵۳۲ نانومتر-شدت تابشی 4e12 (w/cm2



شکل ۷. یونش مولکولها (طول موج ۵۳۲ نانومتر-شدت تابشی 5e12 (w/cm2



شکل ۸. یونش مولکولها (طول موج ۵۳۲ نانومتر-شدت تابشی 8e12 (w/cm2

همچنین، می‌توان نمودار یونیزه شدن بافت را بر حسب شدت تابش و مشاهده آستانه شدت تابش برای یونیزه شدن را در یک نمودار بصورت زیر مشاهده کرد.

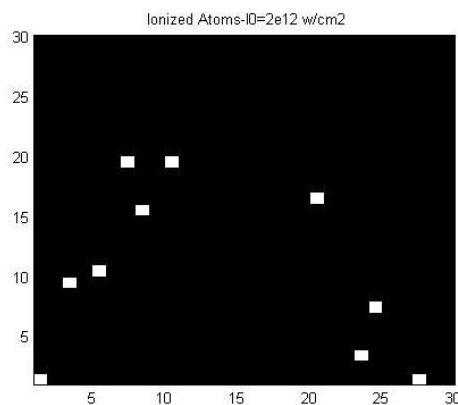
جذب شده فوتون دیگری نتابیده و فوتون‌های پیشین باز نشر می‌شوند. اگر درایه ماتریس تابش صفر نبود و همچنین، هنوز عمل یونش رخ نداده بود، فوتون‌ها را به مقدار قبلی اضافه کرده و شرط یونش را بررسی می‌کنیم. وضعیت یونش را با ماتریس بنام Ionized مشخص می‌کنیم. اگر مولکولی یونیزه شده باشد، درایه مربوطه را یک می‌کنیم و در غیر اینصورت صفر باقی می‌ماند.

نتیجه یونش را به ازای شدت‌های تابش متفاوت در دو طول موج $\lambda = 532,1024 \text{ nm}$ بررسی و رسم کرده‌ایم که به

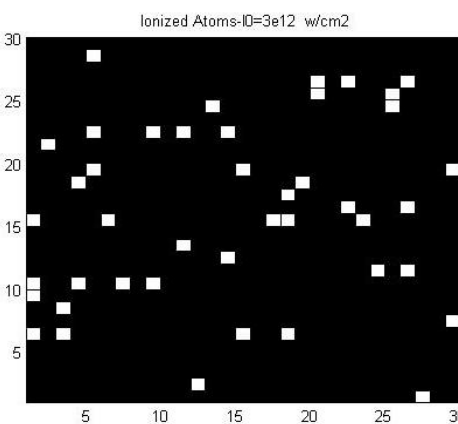
ترتیب از شدت $I_0 = 1 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$ تا

$I_0 = 10 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$ هستند. در زیر شکل‌های

نتایج آورده شده است.

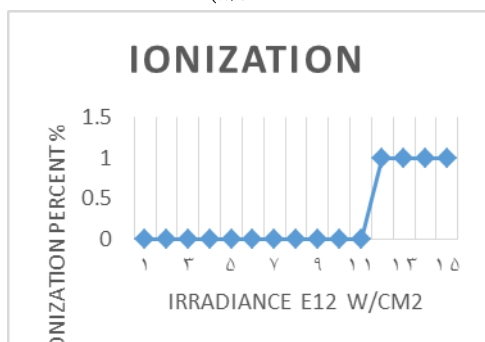


شکل ۴. یونش مولکولها (طول موج ۵۳۲ نانومتر-شدت تابشی 2e12 (w/cm2



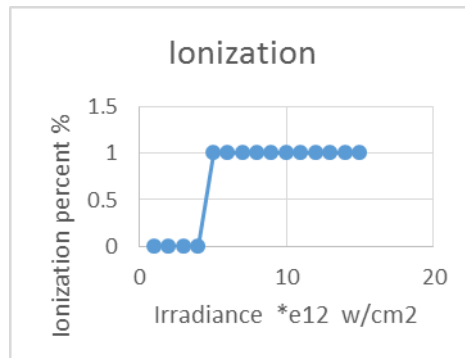
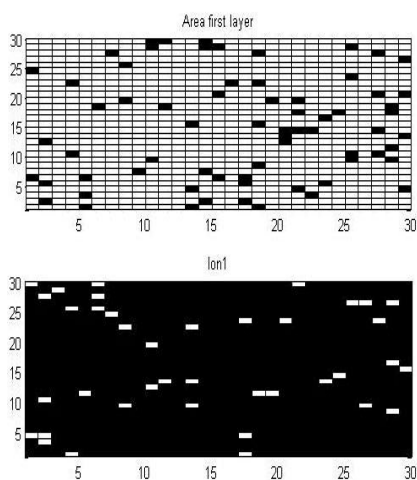
شکل ۵. یونش مولکولها (طول موج ۵۳۲ نانومتر-شدت تابشی 3e12 (w/cm2

شکل ۱۲. یونش مولکولها (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر-شدت تابشی 10e12 w/cm2)

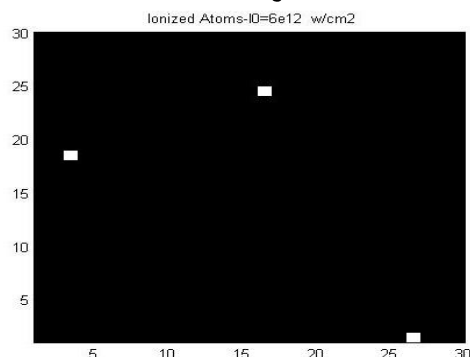


نمودار ۱۳. نمودار یونش بر حسب شدت‌های متفاوت تابش لیزر در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر
۵. بررسی یونش در لایه‌های متفاوت

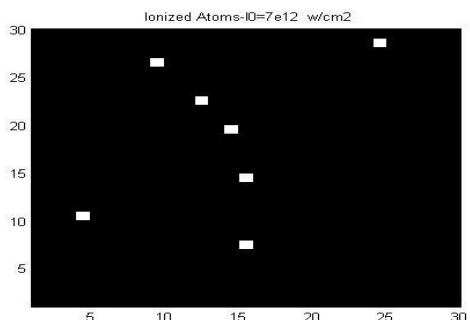
آنچه که تاکنون انجام گرفته، شبیه‌سازی روش LIB در لایه اول پوست بدن بوده است. برای بررسی اثر لیزر بر روی لایه‌های پایین‌تر توجه به این نکته ضروری است که در اثر یونش مولکولها، الکترون‌های آزاد شده تشکیل یک سپر محافظ پلاسمایی (Plasma shielding) می‌دهند که این سپر پلاسمایی مانع از عبور تابش و یا همان فوتون‌های لیزر می‌شود [20]. انتظار داریم سپر پلاسمایی با شدت تابش لیزری رابطه مستقیم داشته باشد، یعنی هر چه شدت بیشتر باشد میزان حفاظت پلاسمایی بیشتر شده و فوتون‌های کمتری به لایه‌های پایین‌تر نفوذ کنند. شکل زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۵۳۲ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 3 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$ نشان می‌دهد.



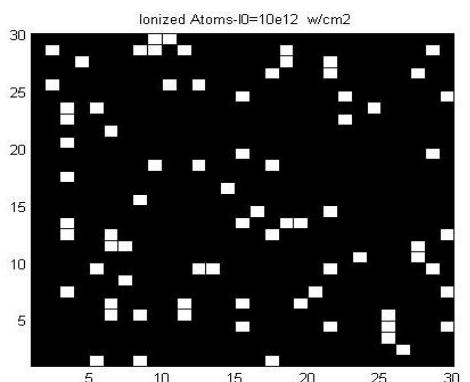
نمودار ۹. نمودار یونش مولکولها بر حسب شدت تابش لیزر در طول موج ۵۳۲ نانومتر



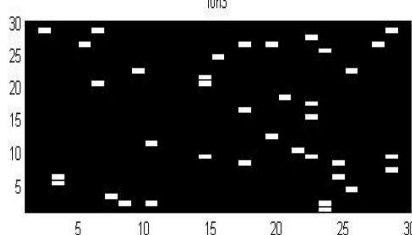
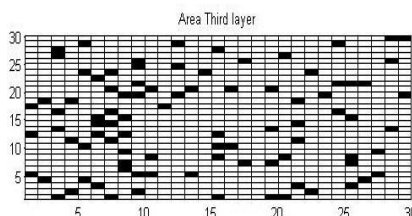
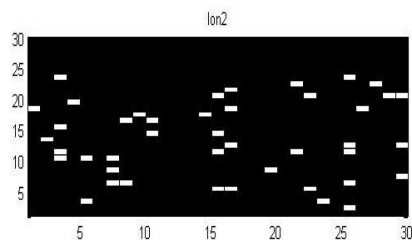
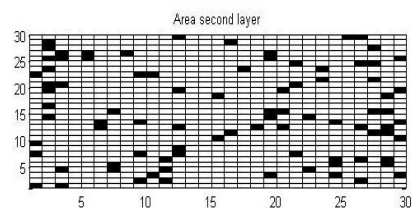
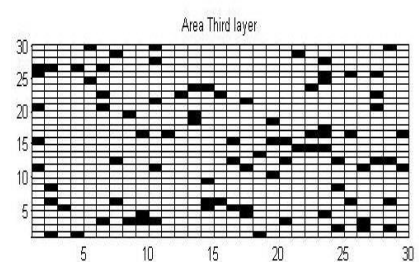
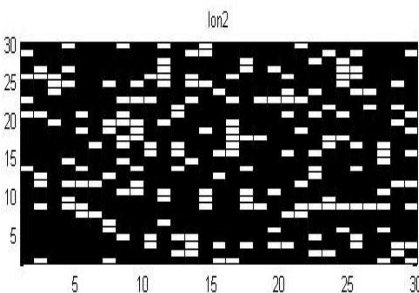
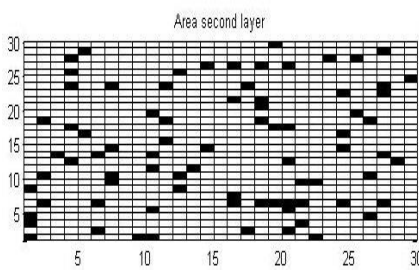
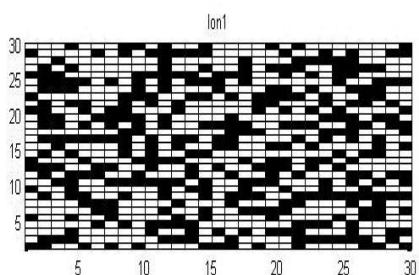
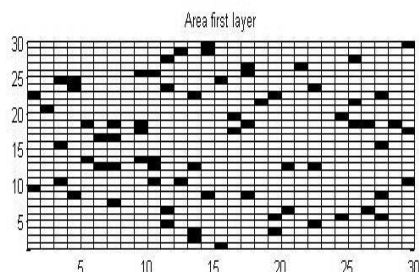
شکل ۱۰. یونش مولکولها (طول موج 1064 نانومتر-شدت تابشی 6e12 w/cm2)



شکل ۱۱. یونش مولکولها (طول موج 1064 نانومتر-شدت تابشی 7e12 w/cm2)

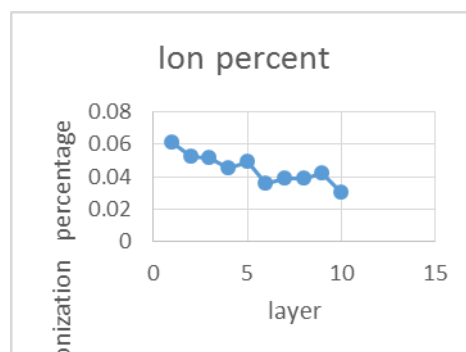


شکل زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۵۳۲ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 6 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ نشان می‌دهد.

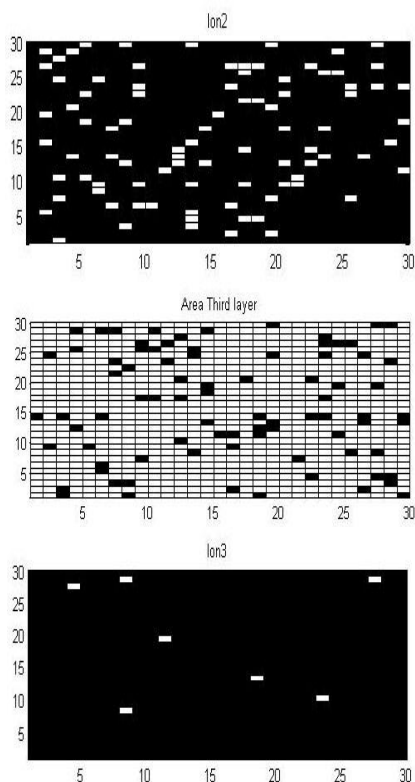


شکل ۱۴. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $3 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)

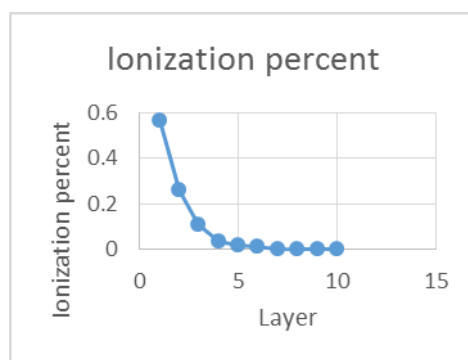
همچنین، پس از هر شکل، نمودار درصد یونش لایه‌های متفاوت را در شدت‌های تابش متفاوت رسم می‌کنیم. نمودار زیر برای طول موج ۵۳۲ نانومتر و شدت تابشی $I_0 = 3 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ رسم شده است.



نمودار ۱۵. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $3 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)



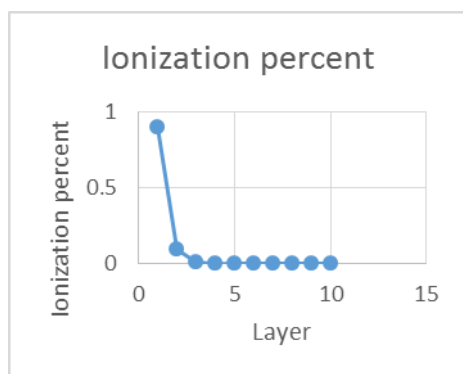
شکل ۱۶. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $6e12 \text{ w/cm}^2$)



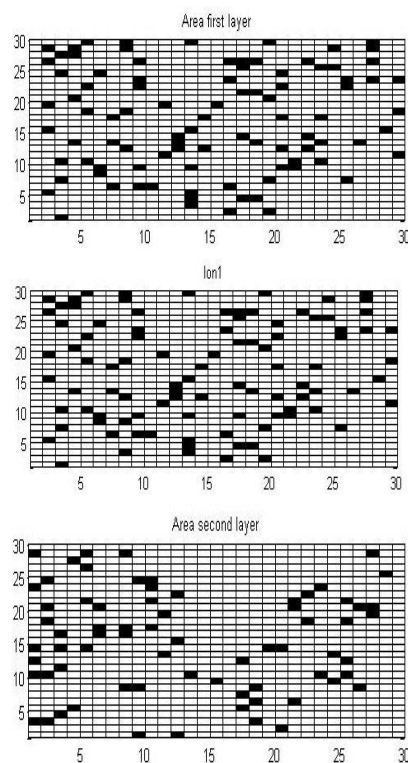
نمودار ۱۷. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $6e12 \text{ w/cm}^2$)

شکل زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۵۳۲ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 9 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ نشان می‌دهد.

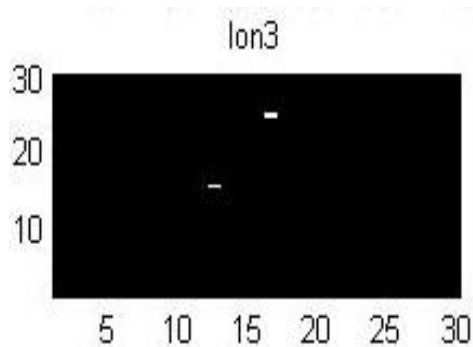
شکل ۱۸. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $9e12 \text{ w/cm}^2$)



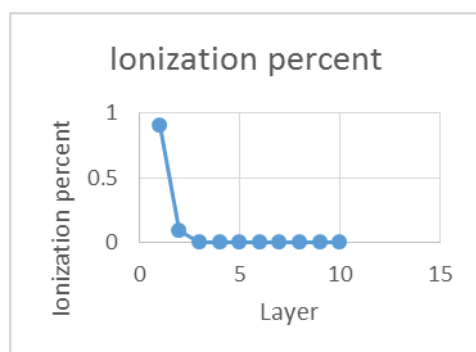
نمودار ۱۹. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۵۳۲ نانومتر، شدت $6e12 \text{ w/cm}^2$)



شکل‌های زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 6 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ نشان می‌دهد.

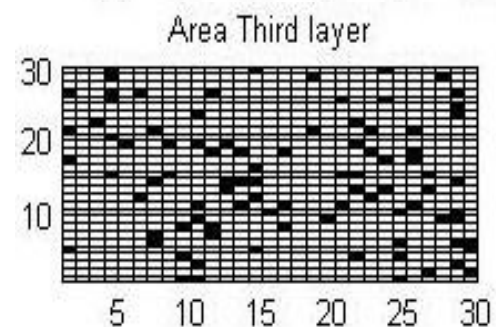
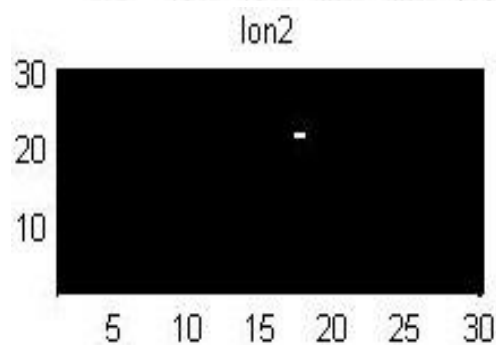
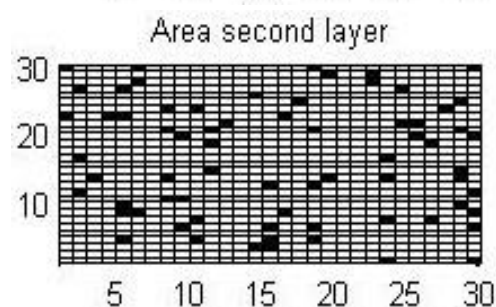
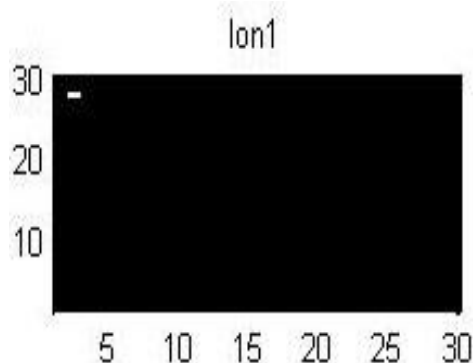
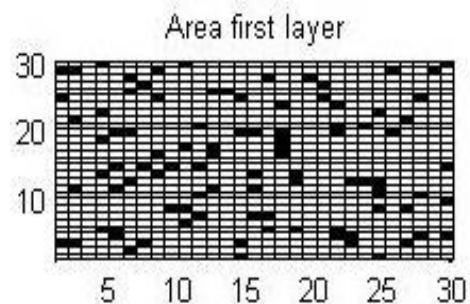


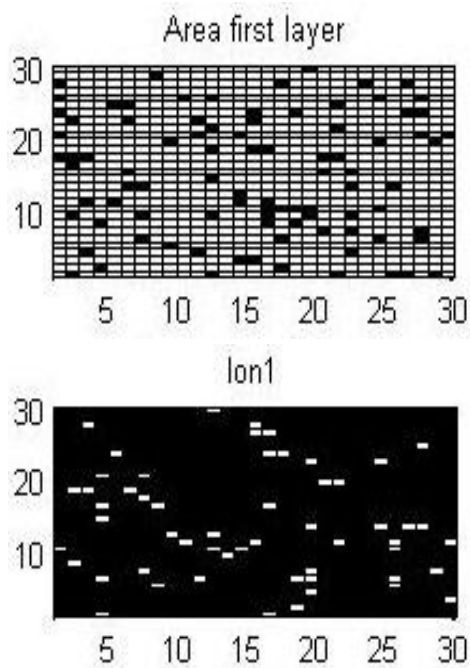
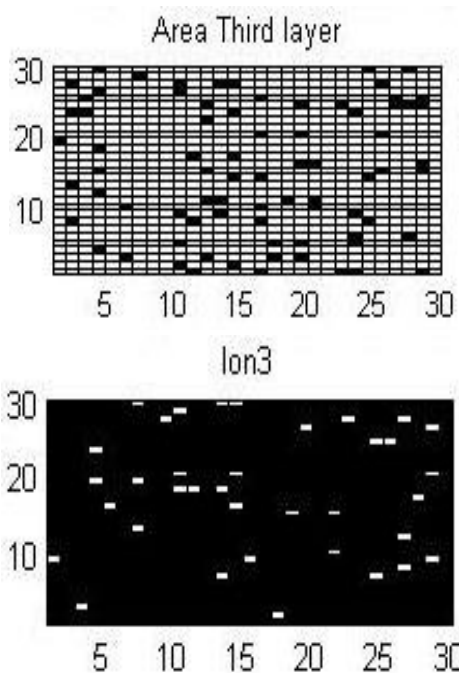
شکل ۲۰. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $6 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)



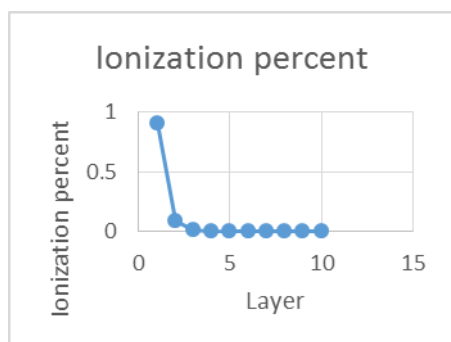
نمودار ۲۱. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $6 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)

شکل زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 9 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ نشان می‌دهد.



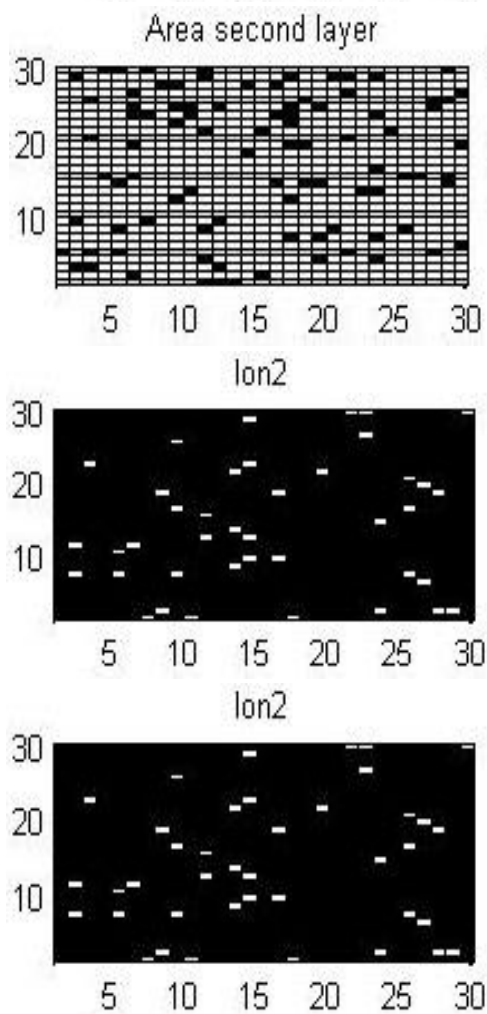


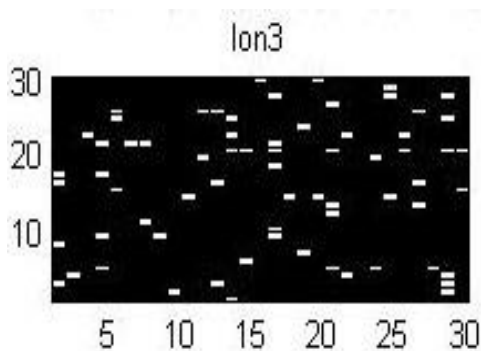
شکل ۲۲. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $9 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)



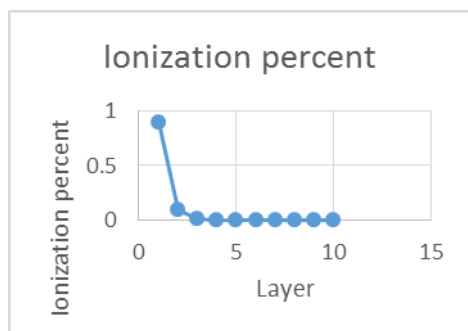
نمودار ۲۳. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $9 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$)

شکل زیر یونش ۳ لایه متوالی را در طول موج ۱۰۶۴ نانومتر و شدت تابش $I_0 = 14 \times 10^{12} \text{ w/cm}^2$ نشان می‌دهد.





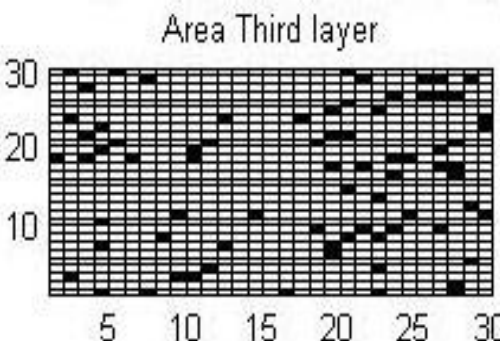
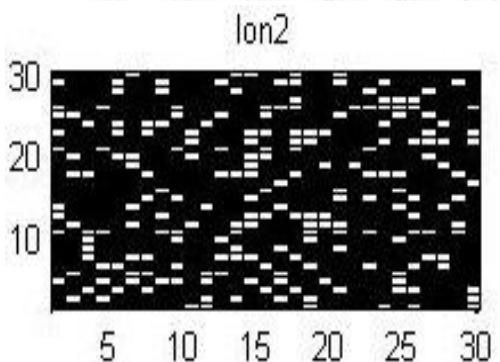
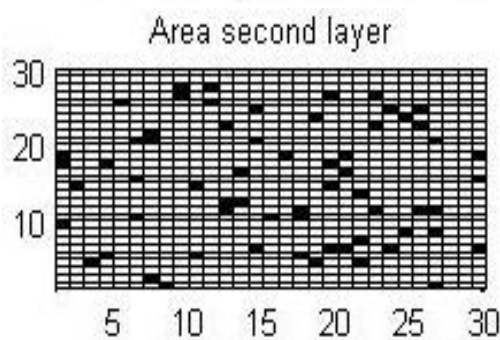
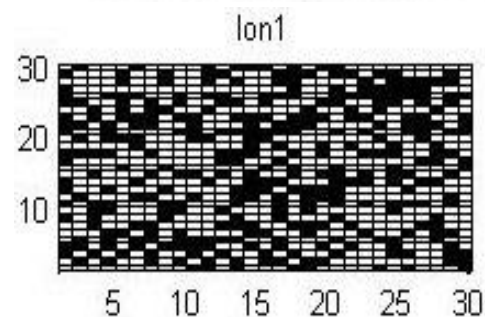
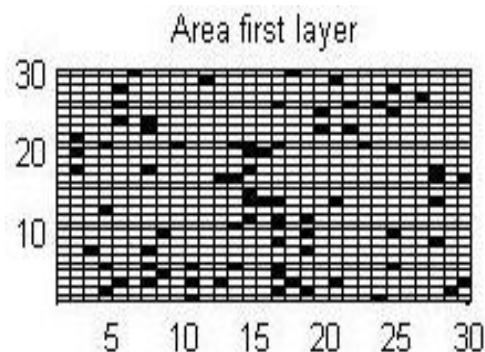
شکل ۲۴. مقایسه یونش ۳ لایه متوالی اول (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $14e12 \text{ w/cm}^2$)



نمودار ۲۵. درصد یونش لایه‌های ۱ تا ۱۰ (طول موج ۱۰۶۴ نانومتر، شدت $14e12 \text{ w/cm}^2$)

۶. نتیجه گیری

مراحل گفته شده در مقاله برای ۱۰ لایه تکرار شده و در هر لایه درصد اتم‌های یونیزه شده تعیین شده است. با توجه به مقادیر به دست آمده نتیجه می‌گیریم میزان shielding به شدت تابش فرودی وابسته است به طوری که هر چه شدت تابش بیشتر باشد درصد یونش در لایه اول بیشتر بوده و سهم لایه‌های بعد کمتر خواهد شد و سپر قویتری ایجاد خواهد گشت و همچنین با آزاد کردن مولکول‌های الکترون‌های آزاد، آن‌ها یک سپر پلاسمای محافظ را تشکیل می‌دهند که از انتقال تابش جلوگیری می‌کند. یک رابطه مستقیم بین شدت تابش لیزر و سپر پلازما وجود دارد، به این معنی که، شدت بالاتر لیزر باعث محافظت بیشتر پلازما و نفوذ کمتر فوتون‌ها به لایه‌های پایین‌تر می‌شود. و نتیجه کاربردی روش این است که راه را برای استفاده در کاربردهای پزشکی بر بافت بدن انسان در دنیای واقعی هموار می‌کند.



cartilage differentiation - ex vivo study as a prospect for a laser surgery feedback mechanism, *Biomed Opt Express*. 1; 5(11): 4013–4023.(2014).

۷. منابع

- [9]. Singh VK, Rai AK. Prospects for laser-induced breakdown spectroscopy for biomedical applications: a review. *Lasers Med Sci*. 2011 Sep;26(5):673-87, (2011).
- [10]. G. Mainfray, MULTIPHOTON IONIZATION OF ATOMS. *Journal de Physique Colloques*, 46 (C1), 113- 125, (1985).
- [11]. Sergei Slussarenko¹, Geoff J. Pryde¹ Centre, Quantum Dynamics & Centre for Quantum Computation and Communication Technology, Griffith University, Brisbane, QLD 4111, Australia.
- [12]. Kotelnikov I. A., Shkurinov A. P. Multi-photon ionization by a two-color laser pulse– ISSN 1818-7994, (2020).
- [13]. L. Britnell, R. M. Ribeiro, A. Eckmann, R. Jalil, B. D. Belle, A. Mishchenko, Y.-J. Kim, R. V. Gorbachev, T. Georgiou, S. V. Morozov, A. N. Grigorenko, A. K. Geim, C. Casiraghi, A. H. Castro Neto,* K. S. Novoselov, Strong Light-Matter Interactions in Heterostructures of Atomically Thin Films, 32, 14-25, (2019).
- [14]. J. Chem, Assessing the utility of structure in amorphous materials, *Phys*. 150, 114502, (2019).
- [15]. H. Kaatuzian, *Quantum Photonics* (1 ed1). Tehran, Iran: A.U.T,(2012).
- [16]. Chase A.MunsonJennifer L.GottfriedFrank C.De LuciaJr. Kevin L.McNesbyAndrzej W.Miziolek, Laser-based Detection Methods of Explosives, US Army Research Laboratory, AMSRD-ARL-WM-BD, Aberdeen Proving Ground, MD 21005-5069, USA.
- [17]. A. BenHayun¹ , O. Reinhardt¹ , J. Nemirovsky¹ , A. Karnieli² , N. Rivera³ , I. Kaminer¹, Shaping quantum photonic states using free electrons, Ben Hayun et al., *Sci. Adv*. 7 : 4270, (2021).
- [1]. T. Hussain, M. A Gondal, Laser induced breakdown spectroscopy (LIBS) as a rapid tool for material analysis, *J. Phys.: Conf. Ser.* 439 012050,(2013).
- [2]. Ying M, Xia Y, Sun Y, Lu Q, Zhao M and Liu X 2003 Study of the plasma produced from laser ablation of a KTP crystal *Appl. Surf. Science* 207 227-235.
- [3]. Popov, V. S. Tunnel and multiphoton ionization of atoms and ions in a strong laser field (Keldysh Theory). *Phys. -Usp.* 47, 855–885 (2004).
- [4]. Vasiliki. Tileli, W. Ralph Knowles, Milos Toth, Bradley L. Thie, Noise characteristics of the gas ionization cascade used in low vacuum scanning electron microscopy, *Journal of Applied Physics* 106, 014904, (2009).
- [5]. Rosalba Gaudiuso, Noureddine Melikechi, Zienab A. Abdel-Salam, Mohamed A. Harith, Vincenzo Palleschi, Vincent Motto-Ros, Benoit Busser, Laser-induced breakdown spectroscopy for human and animal health: A review, *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy*, Volume 152, 0584-8547(2019),
- [6]. Mahmoud Al-Salihi, Rongxing Yi, Shiqi Wang, Qiang Wu, Fangrui Lin, Junle Qu, and Liwei Liu, "Quantitative laser-induced breakdown spectroscopy for discriminating neoplastic tissues from non-neoplastic ones," *Opt. Express* 29, 4159-4173, (2021).
- [7]. Ota Samek, Miroslav Liska, Jozef Kaiser, Vladislav Krzyzanek, David C. S. Beddows, Alexander Belenkevitch, Gavin W. Morris, Helmut H. Telle, "Laser ablation for mineral analysis in the human body: integration of LIFS with LIBS," *Proc. SPIE* 3570, Biomedical Sensors, Fibers, and Optical Delivery Systems,(15January1999).
- [8]. Fanuel Mehari, Maximilian Rohde, Christian Knipfer, Rajesh Kanawade, Florian Klämpfl, Werner Adler, Florian Stelzle, and Michael Schmidt, Laser induced breakdown spectroscopy for bone and

[۱۸]. L. A. Lompré, A. L'Huillier, G. Mainfray, and C. Manus, "Laser-intensity effects in the energy distributions of electrons produced in multiphoton ionization of rare gases," J. Opt. Soc. Am. B 2, 1906-1912, (1985)

[۱۹]. Detlef Klimm, Electronic materials with a wide band gap: recent developments, Leibniz Institute for Crystal Growth, Max-Born-Straße 2, 12489 Berlin, Germany.

[20]. J.A.Aguileraa, C.Aragóna, F.Peñalbab, Plasma shielding effect in laser ablation of metallic samples and its influence on LIBS analysis, INASMET, Camino de Portuete, 12, E-20009 San Sebastián, Spain.

Nanoscale modeling of LIB method using quantum-photonic perspective and simulation of multi-photon ionization (MPI)

Gh. Aghakhani, A. ghamohamadi, , E. Lotfi

Physics Department.Islamic Azad university.Sanandaj.Iran

Abstract:

The purpose of this paper is to obtain the threshold intensity of laser radiation for burning human tissue and also to simulate and extract graphs related to the phenomenon of multi-photon ionization caused by laser light irradiation on water in living tissue, which has many applications including medical science. Since most human tissue is made up of water, we consider water to be the target substance. To simulate the effects of laser light hitting the surface of the body, we use the "quantum photonic" theory. During simulation, photons pass through different layers. For each layer, we examine in detail the possibility of photon absorption, molecular ionization and molecular decomposition for each layer. We repeat the steps mentioned in the article for 10 layers and in each layer the percentage of ionized atoms is determined. Then, according to the obtained results, we will conclude about the intensity of radiation and the percentage of ionization.

Keywords: Multiphoton ionization. Laser Inducted breakdown. Quantum photonic theory