لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۱، دورهٔ ۹، شمارهٔ ۳، صفحات:۳۶-۳۳.

نامه به سردبیر

مطالعهٔ لیزر آنژیوپلاستی در طول موج‌های مرئی و بلند

محمدحسین زندی[۱و۲]
وحید مصلی‌نژاد[۲]
محبوبهٔ حاج‌جعفر[۲]
علیرضا بهرام‌پور[۴]

[۱]استادیار فیزیک، مرکز بین المللی علوم و تکنولوژی پیشرفته و علوم محیطی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
[۲]کارشناسی ارشد فوتونیک، مرکز بین المللی علوم و تکنولوژی پیشرفته و علوم محیطی، دانشگاه صنعتی تحصیلات تکمیلی کرمان، کرمان، ایران
[۳] جراح عمومی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
[۴] استاد فیزیک و ریاضی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

نویسنده* مسئول: محمدحسین زندی ، تلفن ۰۳۴۱-۳۲۲۰۰۶۳
پست الکترونیک:mzandi@uk.ac.ir

شریان‌های کرونر(خون رسان قلب)شامل شریان‌های کرونر چپ و راست مسئولیت خون‌رسانی به عضلات قلب را عهده‌دار هستند. اختلالات عروق کرونر منجر به ایجاد بیماری‌های متعدد می‌گردد که شایع‌ترین آن‌ها ناپایداری میوکارد و انفارکتوس حاد میوکارد است. مهم‌ترین علت ناپایداری میوکارد و انفارکتوس به‌ترتیب انسداد و ترومبوز عروق کرونر می‌باشد که۹۰ درصد آن ناشی از پلاک آترواسکلروز است. پلاک آترواسکلروز عمدتاً شامل کلسترول و ترکیبات کلسیم است. درصورتی‌که سطح مقطع عروق کرونر ۷۵ درصد کاهش یابد، ایسکمی رخ می‌دهد.

انفارکتوس حاد میوکارد عامل یک‌سوم مرگ‌ومیرها در کشورهای صنعتی و پیشرفته و تا یک‌چهارم در کشورهای نیمه‌صنعتی می‌باشد. در انفارکتوس میوکارد بالاتر از۷۵ درصد موارد بیش از یک رگ دچار تنگی یا انسداد کامل هستند. تحقیق در زمینه‌های جدید درمان به علت آمار گستردهٔ بیماری نارسایی قلب ضروری به‌نظر می‌رسد.

لیزر آنژیوپلاستی روش نوینی است که مشابهت فراوانی با روش بالون آنژیوپلاستی دارد و می‌تواند کاستی‌های روش‌های درمان قبلی را برطرف کند. در این روش مجموعه‌ای از فیبرهای اپتیکی انعطاف‌پذیر جایگزین کاتتر می‌شوند و پالس‌های فرابنفشی که به نوک کاتتر منتقل می‌شوند، پلاک‌های رسوب کرده را تبخیر و مسیر را باز می‌کنند. گزارش‌های متعدد نشان می‌دهد که استفاده از پالس‌های فرابنفش آمار بازگرفتگی پس از لیزر آنژیوپلاستی را بالا برده است.

یکی از برجسته‌ترین کاربردهای نوین لیزر در ایجاد برش و یا کندگی در نقاط مختلف بدن می‌باشد[۱]. آنچه در این مورد از اهمیت زیادی برخوردار است، ایجاد کندگی‌های بسیار ظریف و قابل کنترل با مینیمم تغییرات دمایی، مکانیکی و شیمیایی در بافت‌های مجاور است[۲و۳]. هم‌اکنون استفاده از لیزر اگزایمر (با طول موج ۱۹۸ نانومتر) در تصحیح عیوب بینایی بسیار متداول می‌باشد.

در این مقاله کندگی با لیزر اگزایمر به‌عنوان ابزار مفیدی در درمان نارسایی عروق قلب پیشنهاد شده‌است. پلاک‌های آرترواسکلروزی که غالباً شامل کلسترول و ترکیبات کلسیم است در شریان‌های کرونری تجمع و به‌تدریج رگ را مسدود می‌کنند[۳]. درمان‌های متداول شامل روش کمترتهاجمی بالون آنژیوپلاستی و بای‌پس(جراحی قلب باز و پیوند رگ) دارای محدودیت‌های بسیاری می‌باشد. در روش بالون آنژیوپلاستی کاتتری که یک بالون در نوک آن تعبیه شده است به‌کمک مشاهدهٔ آنژیوگرافی به محل گرفتگی هدایت می‌گردد و سپس با باد شدن بالون پلاک‌ها به عقب رانده و مسیر باز می‌شود[۴]. در این روش پلاک‌های رسوب‌کرده پاک نمی‌شوند به‌علاوه استفاده از این روش برای بیمارانی با گرفتگی کامل یا طولانی امکان‌پذیر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

نمی‌باشد. در روش جراحی قلب باز (بای‌پس) قسمتی از رگ که دچار گرفتگی است با یک رگ دیگر تعویض می‌شود و درحقیقت پیوند رگ، مسیر جدیدی را برای خون ایجاد می‌کند[۵]. آمار روبه‌افزایش گرفتگی عروق کرونری باعث شده است تا روش‌های نوینی برای افرادی که کاندید درمان با دو روش قبلی نیستند پیشنهاد شود. عوارض و پیامدهای متعدد جراحی قلب باز و ناتوانی روش آنژیوپلاستی در درمان افرادی که گرفتگی کامل دارند و یا به‌علت بیماری‌های دیگر قادر به تحمل عمل قلب باز نیستند، ضرورت توسعهٔ روش‌های جدید را گوشزد می‌کند.

روش لیزر آنژیوپلاستی روشی بسیار امیدبخش برای جبران کاستی‌های موجود در روش‌های قبلی و همچنین کاهش آمار جراحی‌های قلب باز است. در این روش مجموعه‌ای از فیبرهای اپتیکی انعطاف‌پذیر با ضخامت کمتر از ۱۰۰ میکرومتر در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند تا کاتترهایی قطر ۰/۹ تا ۱/۷ میلی‌متر ساخته شود. کاتتر مورد نظر همانند روش بالون آنژیوپلاستی به محل انسداد هدایت می‌شود و سپس تابش پالس‌های لیزر باعث بخار شدن پلاک‌ها و باز شدن مسیر بسته در مدت زمان چند ده ثانیه می‌شوند[۶و۷].

سیستم‌های معمول لیزر آنژیوپلاستی از لیزر اگزایمر(XeCl) با طول موج ۳۰۸ نانومتر با مدت زمان پالس چند ده نانوثانیه با نرخ تکرار۲۵ تا ۸۰ هرتز و چگالی انرژی ۳۰ $\frac{mj}{mm^2}$ تا ۸۰ $\frac{mj}{mm^2}$ وابسته به جنس پلاک و موقعیت گرفتگی استفاده می‌کنند[۶]. در این طول موج انرژی فوتون‌ها در حدود ۴ ev است و توانایی قابل توجهی در شکستن پیوندهای بین مولکولی و بخارکردن بافت بدون ایجاد گرما دارد. داده‌های کلینیکی متفاوتی کارآیی این روش را برای زدودن گرفتگی‌ها بیشتر از ۹۰ درصد گزارش کرده‌اند[۷]. اگرچه این روش در پاک‌سازی درون رگ قدرت بسیار بالایی دارد، آمارهای کلینیکی بازگرفتگی این روش را ۱۰ درصد بیشتر از روش بالون آنژیوپلاستی نشان می‌دهند[۷]. بازگرفتگی در مدت زمان کمتر از ۶ ماه ایجاد می‌شود و علت اصلی آن واکنش‌های التهابی ایجادشده توسط سه عامل متفاوت زیر است: ۱- برهمکنش پرتوی فرابنفش با DNA و پروتئین موجود در سلول های جدارهٔ رگ[۸] ۲- اتساع رگ به‌علت ایجاد حباب‌هایی با قطری بزرگ‌تر از ضخامت داخلی رگ در اثر جذب بالای پرتوی فرابنفش توسط مولکول‌های آب [۷و۸و۹] ۳- موج شوک تولیدشده درهنگام برخورد پالس و تبخیر بافت[۹].

اگرچه پژوهش جامعی درمورد میزان اثر منفی هر یک از عامل‌های بالا صورت نگرفته‌است، داده‌های پراکنده بیانگر آن است که دو عامل نخست دارای آثار تخریبی وسیع‌تری هستند[۷و۹]. داده‌های کلینیکی نشانگر آن است که با تزریق سالین[1] مشکلات مربوط به حباب‌سازی تا ۷۱ درصد ازبین می‌رود[۱۰]. درهنگام تابش پالس‌های اپتیکی پرشدت با عرض پالس کوتاه (در حدود نانوثانیه) و فوق کوتاه (در حدود پیکو و فمتو ثانیه)، پلاسمای موضعی (میکروپلاسما) در محدودهٔ کانون تابش تشکیل می‌شود[۳]. ضریب جذب نور در پلاسما بسیار بیشتر از محیط معمولی است و درنهایت در محل ایجاد پلاسما کندگی ایجاد می‌شود.

اهمیت بسیار قابل توجه این پدیده آن است که با انتخاب مناسب پارامترهای لیزر می‌توانیم بافت را با دقت زیاد و بدون تخریب بافت‌های مجاور بخار کنیم. مطالعات متعدد نشان داده‌اند که با انتخاب پالس‌های فوق کوتاه برهمکنش گرمایی نیز حذف می‌شود. نتایج تجربی خوب این روش در تبخیر بافت‌های سخت دندان و بافت قرنیه نشان می‌دهد امکان بهره‌گیری از این تکنیک در لیزر آنژیوپلاستی نیز وجود دارد[۱۳-۱۱]. اولین فرض منطقی در امکان‌سنجی استفاده از لیزر کندگی با طول موج بلند آن است که اگر آستانهٔ شاریدگی لازم برای شروع کندگی کمتر و یا برابر با شاریدگی‌های استفاده‌شده در لیزر آنژیوپلاستی با طول موج کوتاه لیزر اگزایمر باشد، آنگاه استفاده از طول موج بلند توجیه‌پذیر می‌شود.

بجز محاسبهٔ حداقل انرژی و شدت پرتوی لازم برای کندگی پلاک و ضریب جذب پلاسما برخی جنبه‌های مهم دیگر نیز وجود دارد. اولین و مهم‌ترین جنبهٔ تحویل شدت‌های بالا به نوک یک کاتتر مشابه، کاتتر موجود در لیزر آنژیوپلاستی کنونی است. شدت‌های کنونی که در لیزر آنژیوپلاستی استفاده می‌شود، درحدود 10^{10} $\frac{W}{cm^2}$ است و امکان انتقال این شدت از طریق فیبر معمولی اپتیکی وجود دارد. اما برطبق محاسبات انجام‌شده آستانهٔ شدت‌های لازم برای پالس‌های پیکوثانیه‌ای از مرتبهٔ 10^{12} $\frac{W}{cm^2}$ و برای پالس‌های فمتوثانیه‌ای از مرتبهٔ 10^{13} $\frac{W}{cm^2}$ یا 10^{14} $\frac{W}{cm^2}$می‌باشد. در چنین شدت‌هایی آثار غیر خطی فیزیکی باعث اتلاف بالا در فیبر و افزایش دما و تخریب فیبرهای اپتیکی معمولی می‌شود. به‌علاوه پاشیدگی پرتو در فیبر معمولی برای پالس‌های فوق کوتاه و پُرشدت بالا می‌باشد و باعث پهن‌شدگی و افزایش مدت‌زمان پالس حتی در انتقال‌های کوتاه‌بُرد می‌شود[۲۶].

اکنون مطالعات امیدبخشی در زمینهٔ روش‌های انتقال پالس‌های فوق‌کوتاه با توان بالا از طریق فیبرهای اپتیکی با اتلاف کم و

[1] saline infusion

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

فیبرهای فتونیک کریستال برای انتقال پالس‌های با شدت‌های یادشده در حال انجام است[۲۷]. انواعی از این فیبر را که دارای انعطاف کافی باشند، می‌توانیم برای لیزر آنژیوپلاستی به‌واسطهٔ تشکیل پلاسما به‌کار بریم[۲۸]. ازآنجاکه محاسبات نشان می‌دهد تشکیل پلاسما در آب دارای آستانهٔ کمتری نسبت به پلاک می‌باشد، بنابراین برای بالابردن کارآیی باید نوک کاتتر را در تماس کامل با پلاک قرار دهیم. مسئلهٔ بسیار پراهمیت دیگر کنترل آثار جانبی شامل انباشت گرما، ایجاد حباب و امواج شوک ناشی از کندگی است.

مطالعات متعدد نشان می‌دهد درصد تبدیل انرژی پالس اُپتیکی به گرما، حباب و امواج شوک با کوچک‌شدن پالس اُپتیکی در محدودهٔ فمتوثانیه کاهش چشمگیری دارد. به‌عنوان مثال مقدار تبدیل انرژی به حباب در پالس‌های نانوژول ۲۲ درصد است درحالی‌که این مقدار برای پالس‌های فمتوثانیه تنها ۳ درصد می‌باشد[۲]. ازآنجاکه مدت‌زمان لازم برای بازترکیب الکترون از مرتبهٔ نانوثانیه است و پالس‌های فمتو مدت زمان کمتری دارند، بنابراین در جریان کندگی پلاسمایی مقدارگرمای تولیدشده کاهش می‌یابد. برای برآورد مدت زمان عمل بازکردن مسیر رگ باید عمق کندگی را به‌ازای تابش هر پالس بدانیم.

اگرچه مطالعات تئوری برای تعیین مقدار کندگی بر پالس جریان دارد، داده‌های تجربی مقداری را برای آن به‌دست می‌دهد. برای مثال عمق کندگی به‌ازای یک پالس برای بافت قرنیه توسط پالس‌های فمتوثانیه‌ای ۰/۰۱ μm، برای پالس‌های پیکوثانیه‌ای ۰/۱ μm و پالس‌های نانوثانیه‌ای ۱ μm با شاریدگی اندکی بالاتر از حد آستانهٔ تعیین شده است[۹و۲۹]. آنچه بدیهی به‌نظر می‌رسد افزایش مدت زمان عمل، هنگام استفاده از پالس‌های فمتوثانیه‌ای است. مدت زمان عمل در لیزر آنژیوپلاستی با پرتوی UV با نرخ تکراری ۲۵ تا ۸۰ هرتز کمتر از ۱۰ ثانیه است[۳۰]. اما عامل محدودکنندهٔ نرخ تکرار عمر حباب‌های ایجادشده در اثر تبخیر و برهمکنش لیزر با آب است. این مقدار در تکنولوژی کنونی از مرتبهٔ چند میلی‌ثانیه درنظر گرفته‌شده‌است[۴]. ازآنجاکه حباب‌های تولیدشده درهنگام تابش پالس‌های فمتوثانیه بسیار کوچک‌تر از حباب‌های تولیدشده برای پالس‌های نانوثانیه هستند[۳۱]، می‌توانیم عمر آن‌ها را کمتر درنظر بگیریم و نرخ تکرار را بالا ببریم. به این ترتیب میزان کندگی را در یک ثانیه به‌اندازه‌ای برسانیم که در لیزر آنژیوپلاستی کنونی وجود دارد. یکی از ملاحظات دیگر در این عمل اندازهٔ مواد کنده‌شده‌است. چنانچه این ذرات دارای اندازه‌های بزرگی باشند پس از کندگی در ادامهٔ مسیر سرخرگ، مویرگ‌های انتهایی را مسدود می‌کنند. درمطالعه‌ای که درمورد استفاده از لیزر فمتوثانیه با چگالی توان $۱۰^{۱۷}$ $\frac{W}{cm^2}$ در تبخیر و گسیختگی اجسام سخت صورت گرفته‌است، اندازهٔ غالب ذرات درحدود یک میکرومتر گزارش شده‌است[۳۲]. انتظار می‌رود با کاهش توان، این اندازه نیز کاهش یابد. به‌علاوه می‌توان از صافی‌هایی همانند آنچه در عمل استنت‌گذاری به‌کار می‌رود، استفاده کرد و مشکل عمده‌ای در این بخش وجود ندارد. درحالی‌که مسائل پیرامون عمل لیزر آنژیوپلاستی زیاد است، در گام نخست امکان جایگزینی از نقطه‌نظر کاهش انرژی آستانهٔ لازم بررسی شد. چنانچه فیبر توخالی با پارامترهای انتقال مناسب فراهم شود، امکان مطالعهٔ تجربی نیز فراهم خواهدشد.

در این مقاله روش جدید لیزر آنژیوپلاستی به‌کمک پرتوهای مرئی و فروسرخ نزدیک از نقطه‌نظر اندازهٔ انرژی تحویل داده‌شده و ضریب جذب بررسی می‌شود. در طول موج‌های بلند و مرئی در شدت‌های نوری مشخصی به بعد، پلاسمای (چگالی الکترونی بالا) موضعی تشکیل و سپس بافت از روی سطح جدا می‌شود. به‌کمک فیزیک حاکم بر فرآیند تشکیل پلاسما حداقل شاریدگی لازم برای کندگی به‌واسطهٔ پلاسما در پلاک محاسبه می‌شود و سپس با شاریدگی در لیزر آنژیوپلاستی با طول موج کوتاه مقایسه می‌گردد. برطبق نتایج این تحقیق پیشنهاد می‌شود از لیزر با طول موج ۱۰۶۴-۸۰۰ نانومتر و با پهنای زمانی پالس کمتر از ۳۰ پیکوثانیه استفاده شود. همچنین بافت از نظر افزایش ضریب جذب غیر خطی مورد بررسی قرار می‌گیرد و نتایج نشان می‌دهد که استفاده از این طول موج علاوه بر کاهش آستانهٔ شاریدگی کندگی، باعث افزایش ضریب جذب غیر خطی نیز می‌شود. درانتها، مسائل متفرقهٔ درگیر در آنژیوپلاستی با طول موج‌های مرئی و بلند مورد بررسی قرار می‌گیرد.

References

1. Parker S. Int. J. Laser Dent. 2011; 1(1): 1-8.
2. Vogel A, Venugopalan V. Chem Rev. 2003; 103: 577-644.
3. Tsai PS, Blinder P, Migliori BJ, Neev J, Jin Y, Squier JA. Current Opinion in Biotechnology. 2009; 20: 1–10.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

4. Bittel JA. The new England journal of medicine. 1996; 335: 1290-302.
5. Thiam S. Ph.D. thesis, University Park, 2003; 1-56.
6. Spectranetics Corporation http://www .spnc .com/products_VI_peripheral Vascular_01_turboElite. html.
7. Köster R, Kähler J, Brockhoff C, Münzel T, Meinertz T. Am J Cardiovasc Drugs. 2002; 2: 197-207.
8. Oberhoff M, Baumbach A, Herdeg C, Hassenstein S, Xie DY, Blessing E. Lasers in Medical Science. 1997; 12: 328-35.
9. Vogel A, Engelhardt R, Behnle U, Parlitz U. Applied Physics B. 1996; 62: 173-82.
10. Tcheng JE, RPhillips H, Wells LD, Golobic RA, Power JA, Deckelbaum IL. J. Am. Coll. Cardiol. 1995; 26: 1264-9.
11. Stern D, Schoenlein RW, Puliafito CA, Dobi ET, Birngruber R, Fujimoto JG. ArchOphthalmol 1989; 107: 587-92.
12.Niemz MH, Klancnik EG, Bille JF. Lasers in Surgery and Medicine. 1991; 11: 426-31.
13. Niemz MH. J Dent Res. 1995; 74: 1194-9.
14.Kennedy PK. IEEE J. QuantumElectron 1995; 31: 2241–9.
15. Noack J, Vogel A. IEEE J. Quantum Electron 1999; 35: 1156–67.
16. Sacchi J CA. Opt. Soc. Am B. 1991; 8: 337-45.
17.Vogel A, Noack J, Huttmann G, Paltauf G. SPIE4633 2002; 23-37.
18.Diels JC, Rudolph W. Ultrashort Laser Pulse Phenomena, 3th ed. USA., Elsevier Inc. 2006; 1-59.
19. Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical Recipes in C, 2th ed. Cambridge University Press Inc. 1992; 707-47.
20.Deckelbaum L. Texas HeartInstitute Journal 1989; 16: 150-7.
21.Sollier A, Berthe L, Fabbro R. Eur. Phys. J. Appl. Phys. 2001; 16: 131–9.
22.Cabral doCouto P, Guedes RC, CostaCabral BJ. Brazilian Journal of Physics. 2004; 34: 42-7.
23. Zhang Q, Wodtke A. Anal. Chem. 2005; 77(23): 7612-7.
24.Wikipedia.URL:http://en.wikipedia.org/wiki/Hydroxylapatite.
25.Tsukada M, Wakamura M, Yoshida N, Watanabe T. Journal of Molecular Catalysis A: Chemical 2011; 338: 18–23.
26. Feit MD, Rubenchik AM, Shore BW. SPIE2672 1996; 243-49.
27.Konorov SO, Mitrokhin VP, Fedotov AB, Sidorov-Biryukov DA, Beloglazov VI, Skibina NB. Phys. Med. Biol. 2004; 49: 1359–68.
28. Matsuura Y, Miyagi M, Shihoyama K, Kawachi M. Journal of Applied Physics. 2002; 91: 887-9.
29.Rode AV, Gamaly EG, Luther-Davies B, Taylor BT, Graessel M, Dawes JM. Australian Dental Journal 2003; 48: 233-9.
30.Kuntz RE, Baim DS. Grossman's Cardiac Catheterization, Angiography and Intervention. 6th ed, Lippincott Williams & Wilkins. 2000; 601-36.
31.Schaffer C, Nishimura N, Glezer E, Kim A, Mazur E. OPTICS EXPRESS 2002; 10: 196-203.
32.Qiu J, Teichman JMH, Wang T, Neev J, Glickman RD, FoongChan K. Journal of Biomedical Optics. 2011; 15: 1-5.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]