

پایدارسازی لیزر گازی دی اکسید کربن با منطق فازی برای درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی

سعید علیائی^۱

مهسا باقری^۲

خلاصه

مقدمه: پایدارسازی توان و فرکانس این لیزر جهت استفاده در درمان تومورهای چشمی ارائه می‌شود. لیزر CO₂ به دلیل دارا بودن ویژگی‌های منحصربه‌فرد، یکی از لیزرهای پرکاربرد در درمان بیماری‌های چشمی از جمله تومورهای داخل چشمی و خارج کردن تومورهای پلک است. با توجه به حساس بودن بافت‌های چشمی و همچنین نیاز به طول موج و توان دقیق لیزر براساس نوع بیماری و دقت بالا در حین عمل جراحی، پایدارسازی لیزر مورد استفاده بسیار حائز اهمیت است.

روش بررسی: مدار کنترلی مبتنی بر منطق فازی به منظور پایدارسازی لیزر CO₂ با نرم‌افزار MATLAB ارائه شده است. مدل طراحی شده سیستم کنترلی، بنابر تسهیل در دریافت پاسخ سیستم و تحلیل آن‌ها، اعمال راحت‌تر تغییر در پارامترهای اصلی توسط کاربر و استفاده از نتایج به دست آمده جهت استفاده در گزارش‌های فنی - پزشکی در قالب یک بسته نرم‌افزاری با استفاده از GUI بیان شده است.

یافته‌ها: با توجه به ناپایدار بودن طول موج و توان لیزر گازی CO₂ با استفاده از پایدارساز فازی طراحی شده لیزر CO₂ می‌توان منبع لیزری با طول موج و توان بسیار دقیق برای عمل جراحی سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی داشت.

نتیجه‌گیری: هدف از طراحی کنترل کننده مبتنی بر منطق فازی، پایدارسازی لیزر CO₂ جهت درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی است تا با دقت بالاتر بتوان از آسیب رساندن به بافت‌های چشم جلوگیری کرد. نتایج به دست آمده از تجزیه و تحلیل سیستم پایدارساز این لیزر، بهبود در عملکرد و کاهش خطای IAE^۱ را نشان می‌دهد. همچنین نرخ تغییرات فرکانس و توان خروجی این لیزر به ترتیب برابر با 10^{-11} و 0.1% به دست آمده است.

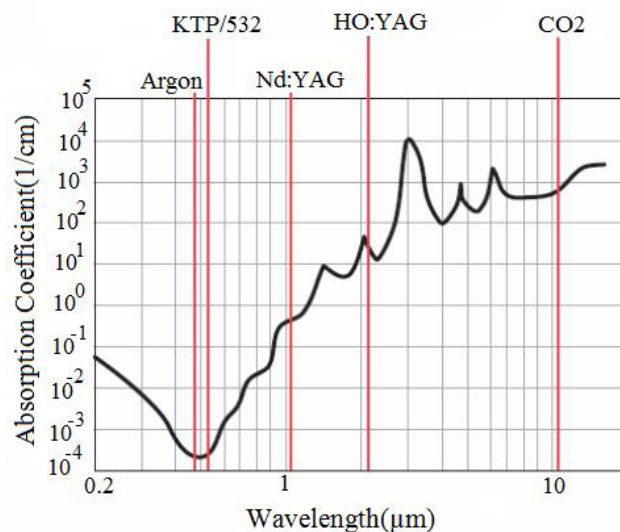
واژه‌های کلیدی: تومورهای چشمی، سیستم کنترلی فازی، لیزر گازی دی اکسید کربن، محیط MATLAB/SIMULINK-GUI

۱. دانشیار دانشکده مهندسی برق، آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد دانشکده مهندسی برق، آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

نویسنده مسئول: سعید علیائی، تلفن: ۰۲۱۲۲۹۷۰۰۰۳
پست الکترونیک: olyaei@srttu.edu

مقدمه

لیزر CO₂ اولین بار در سال ۱۹۶۴ توسط شخصی به نام Patel معرفی شد. در حال حاضر، این لیزر به عنوان یک ابزار مهم برای برش در چشم پزشکی، جراحی مغز و اعصاب، پوست و جراحی پلاستیک، زنان و زایمان و جراحی‌های عمومی استفاده می‌شود [۲۱]. لیزر CO₂ به دلیل داشتن توان بالا، برش سریع و دقیق، نداشتن اثرهای شیمیایی، کار در محدودهٔ فروسرخ دور (در این محدودهٔ کاری، طول موج لیزر به خوبی توسط بافت‌های حاوی آب جذب می‌شود (شکل ۱))، جلوگیری از جریان خون در رگ‌های خونی و کنترل خونریزی یکی از پرکاربردترین لیزرها در چشم پزشکی است. مهم ترین کاربرد این لیزر در زمینهٔ چشم پزشکی از بین بردن و یا آسیب زدن به سلول‌های سرطانی تومورهای چشم با روش LITT² است. LITT یک روش نیمه تهاجمی است که اولین بار استفاده از آن برای درمان تومورهای بدخیم توسط باون در سال ۱۹۸۳ مطرح شد [۳]. در این روش، با تابش نور لیزر و جذب فوتون آن قدر دمای سلول‌های سرطانی افزایش می‌یابد تا از بین بروند [۴].



شکل ۱: منحنی ضریب جذب بر حسب طول موج برای لیزرهای مورد استفاده در درمان سرطان [۵]

یکی از مشکلات و مسائل مهم روش درمانی LITT به‌ویژه در اعضای حساس بدن مانند چشم، مغز و گردن، جلوگیری از آسیب رساندن به بافت سالم مجاور بافت سرطانی است. در راستای همین امر، پایداری توان خروجی و فرکانس منبع لیزر مورد استفاده می‌تواند نقش بسیار مهمی را ایفا کند.

تاکنون، روش‌های مختلفی برای پایداری‌سازی لیزر CO₂ مطرح شده است. در سال ۱۹۷۷، Minguzzi و Tonelli روشی ارزان قیمت برای

پایداری فرکانسی این لیزر مطرح کردند که در آن، فرکانس پمپاژ در پیک جذب مولکولی لیزینگ به وسیلهٔ مدار الکترونیکی قفل می‌شد [۶]. در این روش نوسانات فرکانسی کمتر از ۵/۰ مگاهرتز بود. در سال ۱۹۸۰، Smith و Moffatt از اثر اپتوگالوانیک برای پایداری‌سازی لیزر CO₂ استفاده کردند که نوسانات توان به کمتر از ۰/۳ درصد رسید [۷]. Akitt و همکاران در سال ۱۹۹۰، یک سیستم الکترونیکی توسعه یافته را برای کنترل توان این لیزر مطرح کردند که توانستند توان کلی خروجی لیزر را به ۳ درصد سطح مطلوب برسانند [۸]. Liang و Ma در سال ۲۰۰۲، روشی مبنی بر اثر اپتوگالوانیک و کاواک ترکیبی برای کنترل و تنظیم فرکانس لیزرهای CO₂ پیشنهاد کردند که در این روش، پایداری لیزر حدود ۰/۸ درصد بود [۹]. در سال ۲۰۱۰، Choi پایداری‌سازی این لیزر با استفاده از اثر آکوستوآپتیک را مطرح کرد که نتیجهٔ آن پایداری نسبی فرکانسی و نرخ تغییر توان لیزر به ترتیب $10^{-8} \times 5/57$ و $9/3$ درصد بود [۱۰]. Chen و همکاران در سال ۲۰۱۱، از کنترل کنندهٔ PI فازی خودتنظیم برای پایداری‌سازی این لیزر استفاده کردند که توانستند خطای IAE را از ۳۹ به ۲۰ کاهش دهند [۱۱]. ما نیز اخیراً در سال ۲۰۱۵، سیستم کنترلی برای پایداری‌سازی لیزر با منطق فازی ارائه کردیم که در آن میزان IAE تقریباً برابر با $7/157$ و پایداری فرکانسی در طولانی مدت به $10^{-11} \times 3/3$ رسید [۱۲].

هدف اصلی این مقاله طراحی کنترل کنندهٔ مبتنی بر منطق فازی است که با استفاده از آن پایداری‌سازی لیزر CO₂ جهت درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی با دقت بالا امکان پذیر می‌شود. در این حالت می‌توان از آسیب رساندن به بافت‌های چشم جلوگیری کرد. برای پایداری‌سازی لیزر گازی CO₂ از سیستم کنترلی مبتنی بر منطق فازی (Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy I) استفاده می‌شود.

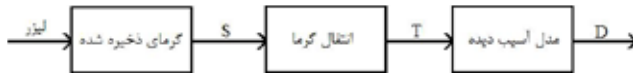
روش بررسی

ضرورت پایداری‌سازی لیزر گازی CO₂

همان‌طور که اشاره شد یکی از رایج ترین لیزرهای مورد استفاده در چشم پزشکی، لیزر CO₂ است. لیزرهای CO₂، فقط یک تک فرکانس از نور تولید نمی‌کنند. در این لیزرها تعداد متعددی فرکانس نزدیک به هم به‌طور همزمان و با مقادیر و شدت متفاوت فعال هستند. برای بسیاری از کاربردها این موضوع اهمیت ندارد اما در موارد جراحی‌های بیماری‌های چشم به‌ویژه درمان سلول‌های سرطانی از اهمیت به‌سزایی برخوردار است. در لیزرهای گازی از جمله CO₂، فرکانس نور خروجی به سبب تغییرات دما و در نتیجه تغییر طول کاواک تشدید، متغیر است. معادلهٔ ۱، محدودهٔ طیفی آزاد یا همان فاصلهٔ مودها در کاواک لیزر را بیان می‌کند:

$$FSR = \frac{c}{2nL} \quad (1)$$

در معادلهٔ بالا، c و L، n به ترتیب طول کاواک، سرعت نور در فضای



شکل ۲: مدل کردن اثر حرارتی نوری

در شکل ۲، S، T و D به ترتیب نشان‌دهنده منبع، دما و میزان آسیب‌دیدگی است که همگی تابعی از r ، z و t هستند. معادله انتقال حرارت زیستی پنس به صورت زیر است:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + Q_m + Q_r + W_b C_b (T_b - T) \quad (2)$$

در معادله بالا ρ تراکم بافت، C گرمای ویژه بافت، K هدایت گرمایی بافت، Q_m سرعت سوخت و ساز که معمولاً از آن چشم‌پوشی می‌شود (زیرا در برابر Q_r ناچیز است)، Q_r منبع لیزر، W_b نرخ پرفیوژن خون، C_b گرمای ویژه خون، T_b دمای شریان، T دمای بافت و t زمان محاسباتی است. فضای بافتی در مختصات استوانه‌ای به مثلث‌های زیادی تقسیم شده است [۱۴]. اگر این مثلث‌ها به اندازه کافی کوچک باشند، دمای این نقاط همگن می‌شود که بیانگر توزیع دمایی است. سطح مورد نظر، مرز همرفتی طبیعی است:

$$-K \cdot n \cdot \nabla T = h(T - T_e), z = 0 \quad (3)$$

در معادله بالا، h ضریب انتقال حرارتی همرفتی سطح است که برابر با $4 \times 10^4 \text{ W.Cm}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ است. دمای محیط ۳۳ درجه سانتی‌گراد فرض شده است. محور استوانه، مرز عایق است:

$$n \cdot \nabla T = 0, r = 0 \quad (4)$$

شرط اولیه به صورت زیر است:

$$T_0 = 37^\circ\text{C} \quad (5)$$

در مختصات استوانه‌ای متقارن، منبع گوسی لیزر به صورت زیر است:

$$Q_r(r, z, t) = \frac{-dl}{dz} = \left[\mu_t + 0.5 \mu_s (r/\omega(z))^2 \right] I(r, z, t) \quad (6)$$

که در آن، $I(r, z, t)$ به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$I(r, z, t) = (1 - R) I_0 \exp \left[-0.5 (r/\omega(z))^2 \right] \times \exp(-\mu_t z) \exp \left[-4(t - t_0)^2 / \tau^2 \right] \quad (7)$$

در معادله بالا $R=0.05$ ضریب بازتاب آینه و I_0 نرخ شار است. همچنین

آزاد و ضریب شکست متوسط هستند. اگرچه ارتعاش‌های آکوستیکی نیز می‌تواند موجب ناپایداری فرکانسی شود، ولی در تقریب اول از آن درمقایسه با اثر دما می‌توان صرف‌نظر کرد. در اثر تغییر در طول لیزر، فرکانس هر مود روی خط بهره لیزر حرکت می‌کند و موجب تغییر شدت هر مود می‌شود. برای پایدار کردن فرکانس و شدت خروجی لیزر، ابتدا این تغییرات توسط آشکارساز نوری آشکار می‌شود سپس سیگنال حاصل، از طریق یک مدار الکتریکی با فیدبک منفی جهت تنظیم طول لیزر برای ثابت نگه داشتن فرکانس، مورد استفاده قرار می‌گیرد. این کار با دو روش کنترل جریان تخلیه لیزر و یا با استفاده از سیم‌پیچ حرارتی که دور لوله لیزر پیچیده می‌شود، صورت می‌گیرد. براساس تحقیقات انجام‌شده، با استفاده از روش سیم‌پیچ حرارتی می‌توان به پایداری تا ۱۰۰ برابر دست یافت درحالی‌که با روش کنترل جریان تخلیه لیزر، افت و خیزهای فرکانسی تا ۳۰ برابر کاهش می‌یابد. با استفاده از سیم‌پیچ حرارتی، دمای لوله لیزر و در نتیجه طول آن از طریق مدار فیدبک، در جهت ثابت ماندن فرکانس و توان آن، کنترل می‌شود. به دلیل اهمیت لیزر پایدار، نیاز آن در ایران و همچنین این که قیمت لیزرهای پایدار نسبت به لیزرهای مشابه معمولی تا ۱۰ برابر بیشتر است، استفاده از کنترل‌کننده فرکانس و توان لیزر مناسب و مقرون‌به‌صرفه از اهمیت و جایگاه ویژه‌ای برخوردار است.

برای بررسی تأثیر نور لیزر تابانده‌شده بر بافت‌های چشم به محاسبه حرارت پزشکی می‌پردازیم. هدف از بررسی انتقال حرارت زیستی دستیابی به توزیع دمای دقیق پس از اعمال حرارت و جلوگیری از آسیب دیدن بافت‌های سالم اطراف ناحیه جراحی است. اولین مدل‌سازی ریاضی انتقال حرارت در بافت‌های زنده توسط پنس ارائه شده است [۱۳].

در این مدل به‌طور نسبی فرض شده است که انتقال حرارت اصلی بین بافت و خون در بستر مویرگ‌ها و شریانچه و وریدچه‌های کوچک خون در که عمل حمل مواد غذایی به بافت و برگرداندن مواد زائد به آن‌ها انجام می‌گیرد، رخ‌دهد. این دید با توجه به تعادل غلظت اکسیژن و دی‌اکسیدکربن در شبکه مویرگی حاصل شده است. در این رابطه فرض شده است که خون با دمای سرخرگ تغذیه‌کننده وارد مویرگ می‌شود و پس از آنکه تعادل گرمایی بین دمای مویرگ‌ها و بافت برقرار شد، از طریق مویرگ‌ها وارد وریدچه‌ها می‌شود. برای حل مسئله انتقال حرارت زیستی از روش المان محدود^۳ با استفاده از نرم‌افزار قدرتمند متلب^۴ استفاده شده است زیرا این روش با هندسه‌های دلخواه، سازگار است. در اینجا، مشخصات نوری و حرارتی بافت موردنظر باید به‌درستی انتخاب شود. همچنین، منبع لیزر، شرایط مرزی و شرایط اولیه باید به‌دقت در حل مدل انتقال حرارتی زیستی در نظر گرفته‌شود. شکل ۲، یک مدل حرارتی بافت را نشان می‌دهد.

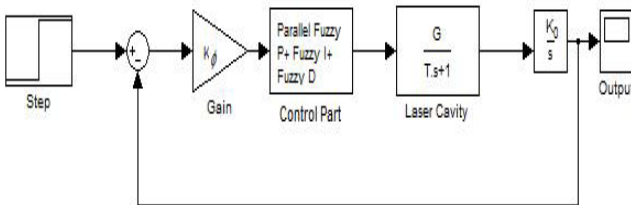
3. Finite Element Method (FEM)

4. MATLAB

در این جا، E_{0j} (j=1,2,3) دامنه میدان های الکتریکی، $\vec{a}_j$ بردارهای واحد و ϕ_{0j} فازهای اولیه هستند. فرکانس داخل مودی در اثر افزایش حرارتی کاواک کاهش می یابد. رابطه بین رانش فرکانس درون مودی (dv_b) و افزایش حرارتی طول کاواک (dL) به صورت زیر است:

حاشیه فاز صفر شود. زمانی که دمای پیش‌گرمایش به حد دلخواه رسید، بعد از یک تأخیر زمانی برای به تعادل رسیدن دمای کل محفظه لیزر، سوئیچ از حالت پیش‌گرمایش به حالت پایدار ساز منتقل می‌گردد و حلقه پایدارسازی بسته می‌شود و در نتیجه طول کاواک کنترل می‌شود. در اینجا جهت کاهش خطای IAE و بهبود در عملکرد سیستم پایدار ساز، کنترل کننده مبنی بر منطق فازی انتخاب شده است تا بتوان زمان گذرا و پاسخ حالت پایدار را تنظیم کرد. همچنین، پاسخ این سیستم کنترلی به ازای ورودی پله با سایر کنترل کننده‌ها مقایسه شده است.

بلوک دیاگرام کاواک لیزر و پایدار ساز آن در شکل ۵ نشان داده شده است. در اینجا، کنترل کننده موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D جهت تحلیل پاسخ سیستم و پایداری لیزر استفاده شده است.



شکل ۵: سیستم حلقه بسته پایدار ساز

این کنترل کننده از سه کنترل کننده فازی تناسبی، انتگرال گیر و مشتق گیر که به صورت موازی با هم قرار دارند، تشکیل می‌شود. سیگنال کنترلی کنترل کننده موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D از جمع جبری سیگنال‌های کنترلی کنترل کننده‌های Fuzzy P، Fuzzy I و Fuzzy D ایجاد می‌شود. حال به ترتیب به بررسی نوع عملکرد کنترل کننده P، کنترل کننده I و کنترل کننده D می‌پردازیم. خروجی کنترل کننده مرسوم P به صورت زیر بیان می‌شود:

$$u_p(t) = K_p e(t) \quad (11)$$

در معادله ۱۱، $u_p(t)$ و K_p به ترتیب خروجی کنترل کننده مرسوم P، ثابت تناسبی و سیگنال خطا هستند. فرم گسسته معادله بالا به صورت زیر است:

$$u_p(z) = K_p e(z) \quad (12)$$

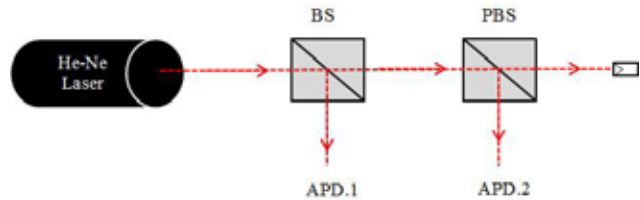
با تبدیل Z معکوس گرفتن از معادله ۱۲ خواهیم داشت:

$$u_p(nT) = K_p e(nT) \quad (13)$$

$K\Delta e(t)$ باید به معادله بالا اضافه شود، پس معادله ۱۳ به فرم زیر تبدیل می‌شود:

$$u_p(nT) = K_p e(nT) + K\Delta(nT) \quad (14)$$

روش پایدارسازی که حاصل ترکیب دو روش قفل فرکانسی و تعادل توان است، یک پایدار ساز تعادل توان موازی با قفل فاز فرکانس است که خود موجب بالا رفتن پایداری می‌شود.



شکل ۴: ساختار نوری پایدار سازی لیزر با روش ترکیبی قفل فاز و تعادل توان

همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، دو حلقه خودتنظیم در داخل ساختار وجود دارد. حلقه اول، حلقه پیش‌گرمایش است. از آنجاکه یک سیم‌پیچ حرارتی برای تنظیم طول کاواک استفاده شده است، لیزر خود باید در یک مود خنک‌سازی مؤثر باشد که این امر به وسیله سیکل پیش‌گرمایش انجام می‌شود. در این حالت سرعت پاسخ به تنظیم دمایی طول کاواک لیزر بسیار مهم است. حلقه دوم، حلقه فاز قفل شده نام دارد. زمانی که توسط سوئیچ سیستم از حلقه پیش‌گرمایش به حلقه فاز قفل شده دمایی منتقل می‌شود، در این حلقه دما در مقدار ثابتی باقی نمی‌ماند. بنابراین دما طوری تنظیم می‌شود که نسبت گرمایی و نسبت خنک‌سازی متعادل شوند.

رفتار دمایی لیزر و محفظه آن بسیار پیچیده است اما، برای سادگی می‌توان آن را با فیلتر پایین‌گذر با ثابت زمانی RC مدل کرد. بنابراین، تابع تبدیل لیزر کنترل شده PLL دمایی از معادله ۱۰ پیروی می‌کند که در آن K_0 بهره مقایسه کننده فاز، $\frac{G}{\tau S + 1}$ تابع تبدیل لوله لیزر با ثابت زمانی $\tau = RC$ و K_0 بهره نوسان ساز کنترل شده با ولتاژ است [۱۹].

$$\begin{cases} H(S) = \frac{\omega_n^2}{S^2 + 2\omega_n\zeta S + \omega_n^2} \\ \zeta = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{RC K_\phi K_G} \right)^{\frac{1}{2}} \\ \omega_n = \left(\frac{K_\phi K_G}{RC} \right)^{\frac{1}{2}} \end{cases} \quad (10)$$

زمانی که لیزر روشن می‌شود، یک چرخه پیش‌گرمایش فعال می‌شود تا یک دمای عملیاتی مناسب را برای لوله لیزر تنظیم کند. دمای کاواک را می‌توان به وسیله ترمیستور اندازه گرفت و سپس این مقدار با یک ولتاژ مرجع مقایسه می‌شود تا دمای پیش‌گرمایش لوله لیزر را تنظیم کند. دمای لیزر توسط یک مدار مجتمع مدولاسیون پهنای باند کنترل می‌شود. حال برای سیستم فیدبک باید بهره حلقه آن قدر تغییر کند تا

معادله ۲۲ را به صورت زیر بازنویسی می کنیم:

$$\Delta u_I(nT) = K_{i1}e(nT) - K_{i2}r(nT) \quad (23)$$

در معادله بالا، $\Delta u_I(nT)$ ، $e(nT)$ و $r(nT)$ به ترتیب خروجی کنترلی افزایشی کنترل کننده مرسوم انتگرالی، سیگنال خطا و نرخ تغییر سیگنال خطا هستند. K_{i1} برابر با K_I/T است. براساس معادلات ۲۲ و ۲۳، $\Delta u_I(nT)$ برابر با $(u_I(nT) - u_I(nT-T))/T$ است. پس داریم:

$$u_I(nT) = u_I(nT-T) + T \Delta u_I(nT) \quad (24)$$

عبارت $T \Delta u_I(nT)$ به وسیله عملگر کنترلی فازی به صورت زیر جایگزین می شود:

$$u_I(nT) = u_I(nT-T) + G_I \Delta u_I(nT) \quad (25)$$

در اینجا G_I بهره کنترل کننده فازی I است.

در کنترل کننده مرسوم D خروجی به صورت زیر است:

$$u_D(t) = K_C \tau_D \frac{de(t)}{dt} \quad (26)$$

در معادله بالا، $u_D(t)$ ، τ_D و $e(t)$ به ترتیب خروجی کنترلی کننده مشتق گیر، ثابت زمانی مشتق گیر و سیگنال خطا هستند. در حوزه s فرکانس، معادله ۲۶ به صورت زیر بیان می شود:

$$u_D(s) = K_C \tau_D s e(s) = K_D s e(s) \quad (27)$$

در اینجا K_D بهره کنترل کننده است. با تبدیل دو خط مستقیم، معادله بالا به صورت زیر نوشته می شود:

$$u_D(z) = K_D \frac{2}{T} \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} e(z) \quad (28)$$

با تبدیل z معکوس گرفتن از معادله بالا، داریم:

$$u_D(nT) + u_D(nT-T) = K_D \frac{2}{T} (e(nT) - e(nT-T)) \quad (29)$$

با تقسیم معادله بالا بر T خواهیم داشت:

$$\Delta u_D(nT) = K_{d1} r(nT) \quad (30)$$

در اینجا $\Delta u_D(nT)$ برابر با $(u_D(nT) + u_D(nT-T))/T$ است. $\Delta u_D(nT)$ و $r(nT)$ به ترتیب خروجی کنترلی افزایشی کنترل کننده فازی D و نرخ تغییرات سیگنال خطا هستند. K_{d1} برابر با $2K_D/T$ است. برای این کنترل کننده، مؤلفه $K_{d2}e(nT)$ باید افزوده شود که اطلاعات مفید در رابطه با پاسخ سیستم نسبت به سیگنال مرجع را بدهد.

$$\Delta u_D(nT) = K_{d1} r(nT) + K_{d2} e(nT) \quad (31)$$

در معادله ۱۴، $\Delta e(nT) = e(nT) - e(nT-T)$ و K ثابت است. حال به ترتیب ضرایب K_P و K را به صورت K_{p1} و K_{p2} نام گذاری می کنیم. معادله ۱۴ به صورت زیر دوباره بازنویسی می شود:

$$u_p(nT) = K_{p1} e(nT) + K_{p2} \Delta e(nT) \quad (15)$$

به منظور افزایش درجه آزادی، بهره اضافی G_p در $u_p(nT)$ ضرب می شود. بنابراین عملکرد کنترل کننده فازی P به صورت زیر است:

$$u'_p(nT) = G_p u_p(nT) \quad (16)$$

در کنترل کننده مرسوم I خروجی به صورت زیر است:

$$u_I(t) = K_I \int e(t) dt \quad (17)$$

در معادله بالا، $u_I(t)$ ، K_I و $e(t)$ به ترتیب خروجی کنترلی کننده مرسوم I ، ثابت انتگرالی و سیگنال خطا هستند. در حوزه s فرکانسی، معادله ۱۷ به صورت زیر تبدیل می شود:

$$u_I(s) = \frac{K_I}{s} e(s) \quad (18)$$

فرم گسسته معادله ۱۸ با اعمال تبدیل $s = (2/T)(z-1)/(z+1)$ به صورت زیر بیان می شود:

$$u_I(z) = \left(-\frac{K_I T}{2} + \frac{K_I T}{1-z^{-1}} \right) e(z) \quad (19)$$

در اینجا $T > 0$ زمان نمونه برداری است. با تبدیل معکوس z گرفتن از معادله بالا، داریم:

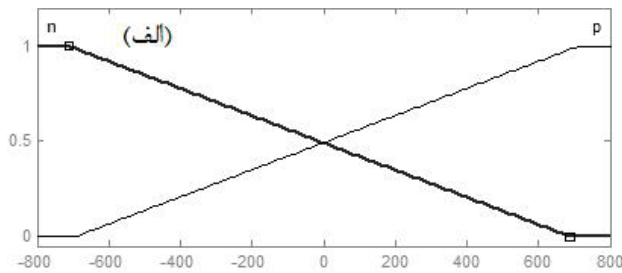
$$u_I(nT) - u_I(nT-T) = K_I T e(nT) - \frac{K_I T}{2} (e(nT) - e(nT-T)) \quad (20)$$

حال ضرایب $K_I T$ و $K_I T/2$ را به ترتیب به صورت K_{i1} و K_{i2} نام گذاری می کنیم و معادله بالا به صورت زیر بازنویسی می شود:

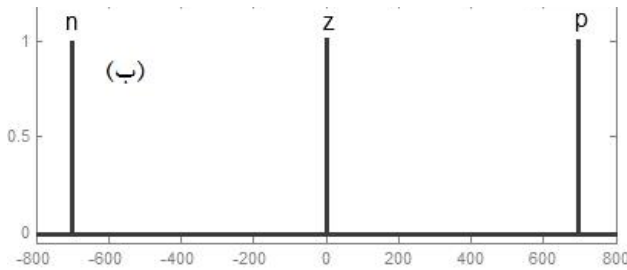
$$u_I(nT) - u_I(nT-T) = K_{i1} e(nT) - K_{i2} (e(nT) - e(nT-T)) \quad (21)$$

با تقسیم رابطه بالا بر T داریم:

$$\frac{u_I(nT) - u_I(nT-T)}{T} = \frac{K_{i1}}{T} e(nT) - K_{i2} \left(\frac{e(nT) - e(nT-T)}{T} \right) \quad (22)$$



شکل ۷: توابع عضویت ورودی‌های سه کنترل‌کننده فازی P، فازی I و فازی D



شکل ۸: توابع عضویت خروجی‌های سه کنترل‌کننده فازی P، فازی I و فازی D

جدول ۲: قواعد فازی کنترل‌کننده فازی P

$K_{p1}e(nT)$	$K_{p2}\Delta e(nT)$	$u_p(nT)$
n	n	z
n	p	p
p	n	n
p	p	z

جدول ۳: قواعد فازی کنترل‌کننده فازی I

$K_{i1}e(nT)$	$K_{i2}r(nT)$	$\Delta u_i(nT)$
n	n	z
n	p	z
p	n	z
p	p	p

از آنجا که $\Delta u_D(nT)$ برابر با $(u_D(nT) + u_D(nT-T))/T$ است، عبارت $T\Delta u_D(nT)$ را با عملگر کنترلی فازی $G_D\Delta u_D(nT)$ جایگزین می‌کنیم. بنابراین معادله بالا به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

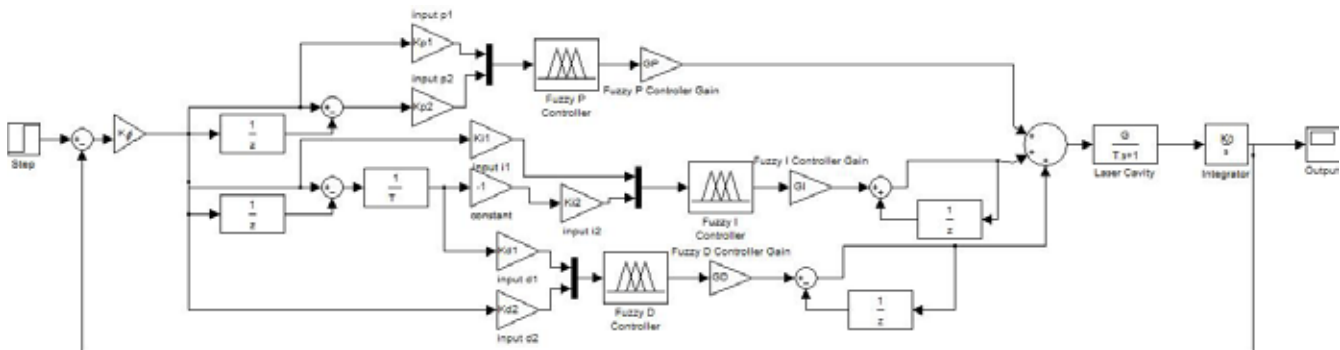
$$u_D(nT) = -u_D(nT-T) + G_D\Delta u_D(nT) \quad (32)$$

بنابراین تابع کنترلی این کنترل‌کننده به صورت زیر است:

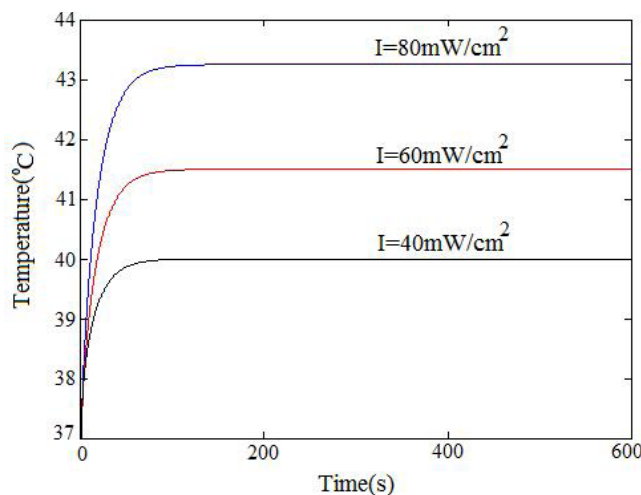
$$\begin{aligned} u(nT) &= u'_p(nT) + u_I(nT) + u_D(nT) \\ u(nT) &= G_p u_p(nT) + u_I(nT) + G_I \Delta u_I \\ &\quad (nT) - u_D(nT-T) + G_D \Delta u_D(nT) \end{aligned} \quad (33)$$

در معادله بالا، G_D و G_I ، G_p به ترتیب بهره کنترل‌کننده‌های فازی P، فازی I و فازی D هستند.

هر کنترل فازی از سه قسمت فازی‌ساز، قوانین کنترل فازی و غیرفازی‌ساز تشکیل می‌شود. شکل ۶ ساختار سیستم کنترلی لیزر با کنترل‌کننده موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D را نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۶ در قسمت فازی‌سازی، $K_{p1}e(nT)$ و $K_{p2}\Delta e(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کننده فازی P هستند. $K_{i1}e(nT)$ و $K_{i2}r(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کننده فازی I هستند. $K_{D1}r(nT)$ و $K_{D2}e(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کننده فازی D هستند. توابع عضویت تمامی ورودی‌ها یکسان است که در شکل ۷ نمایش داده شده است. در بخش تعریف قوانین فازی، یک سری قواعد جهت کنترل پارامترها پیاده‌سازی و تعریف می‌شود. این قوانین برای سه کنترل‌کننده فازی P، فازی I و فازی D به ترتیب در جدول‌های ۲، ۳ و ۴ بیان شده‌اند که n، z و p به ترتیب بیان‌کننده مثبت، منفی و خنثی است. توابع عضویت برای خروجی‌های سه کنترل‌کننده فازی P، فازی I و فازی D در شکل ۸ نشان داده شده است.



شکل ۶: سیستم کنترلی لیزر با استفاده از کنترل‌کننده موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D



شکل ٩: منحنی دما بر حسب زمان در مرکز شعاعی $z = 0 \text{ cm}$ و $r = 0 \text{ cm}$

پاسخ خروجی سیستم به‌ازای ورودی پله در شکل ١٠ نشان داده شده است. پاسخ خروجی سیستم به‌ازای ورودی پله، خطای IAE را برابر با ٦/٥٥٧ نشان می‌دهد. شکل‌های ١١ و ١٢ به‌ترتیب نوسانات فرکانسی و توان خروجی لیزر در قبل و بعد از اعمال سیستم پایدار شده‌ی فازی را نشان می‌دهد که به‌ترتیب برابر با 10^{-11} و $0.1 \pm$ درصد هستند.

حال در سیستم حلقه بسته پایدارساز از کنترل‌کننده‌های PID، Fuzzy، و Fuzzy-PID استفاده کرده و عملکرد این کنترل‌کننده‌ها را با کنترل‌کننده Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D مقایسه می‌کنیم. مقادیر به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی برای خطای IAE و زمان خیزش t_r برای این کنترل‌کننده‌ها در جدول ٥ بیان شده است. از مقایسه عملکرد این کنترل‌کننده‌ها می‌توان دریافت که کنترل‌کننده موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D، خطای سیستم را به مقدار قابل توجهی کاهش می‌دهد و در کوتاه‌ترین زمان، سیستم را به پایداری می‌رساند و تغییرات نوسانات توان خروجی را کاهش می‌دهد.

جدول ٥: مقایسه عملکرد کنترل‌کننده‌ها

کنترل‌کننده‌ها	پارامترها	
	$t_r(s)$	IAE
PID	8	10.004
Fuzzy	5	9
Fuzzy-PID	3.8	8.013
Fuzzy P+ fuzzy I+ fuzzy D	1	6.557

جدول ٤: قواعد فازی کنترل‌کننده فازی D

$K_{d1}e(nT)$	$K_{d2}e(nT)$	$\Delta u_D(nT)$
n	n	z
n	p	n
p	n	n
p	p	p

از روش مرکز جرم به‌منظور غیرفازی‌سازی استفاده شده است. بنابراین، خروجی‌های سه کنترل‌کننده فازی P، فازی I و فازی D به‌صورت زیر است:

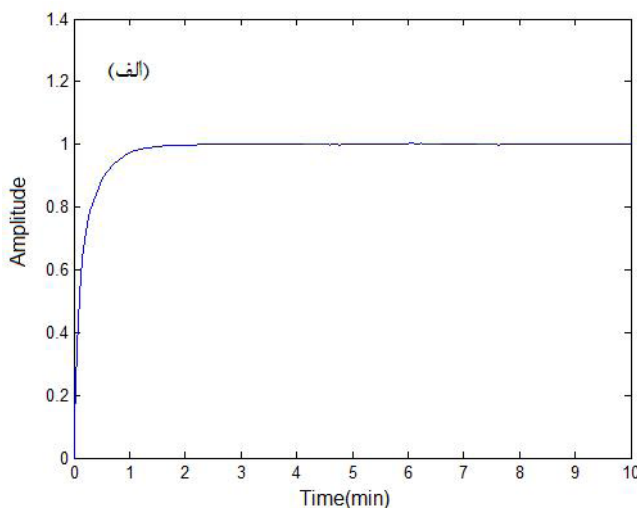
$$\left\{ \begin{aligned} u_P(nT) &= \frac{\sum_{i=1}^4 \mu_{Pi} u_{Pi}}{\sum_{i=1}^4 \mu_{Pi}} \\ \Delta u_I(nT) &= \frac{\sum_{i=1}^4 \mu_{Ii} \Delta u_{Ii}}{\sum_{i=1}^4 \mu_{Ii}} \\ \Delta u_D(nT) &= \frac{\sum_{i=1}^4 \mu_{Di} \Delta u_{Di}}{\sum_{i=1}^4 \mu_{Di}} \end{aligned} \right. \quad (34)$$

یافته‌ها و نتایج

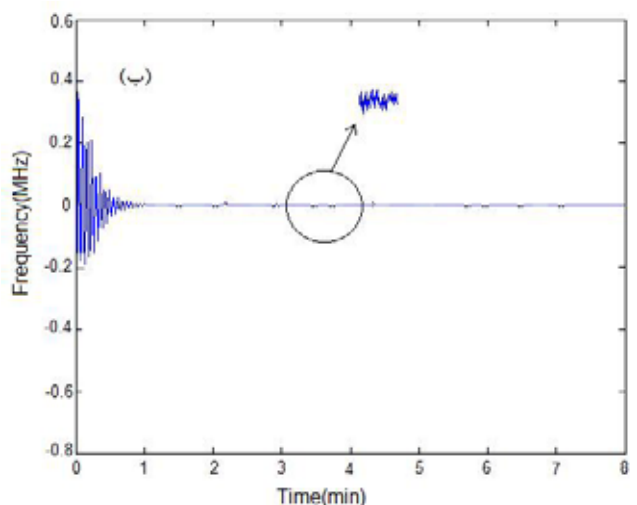
در اینجا، نتیجه شبیه‌سازی تغییرات دما بر حسب زمان برای نرخ شارهای مختلف در شکل ٩ نشان داده شده است که با افزایش دما بعد از ١٢٠ ثانیه، به وضعیت ثبات و پایداری می‌رسد. همان‌طور که از شکل ٩ ملاحظه می‌شود، دما نباید از ٤٣ یا ٤٤ درجه سانتی‌گراد بیشتر شود زیرا افزایش بیش از حد میزان توان تابشی بر سطح و در نتیجه افزایش دما موجب آسیب رساندن به بافت‌های سالم چشم انسان می‌شود. بنابراین در صورتی که فرکانس منبع بالا باشد، فرض تعادل حرارتی بین بافت و خون مویرگی خطای بزرگی به‌وجود خواهد آورد. در واقع، در شرایطی که از منابع حرارتی دارای فرکانس بالا مثل لیزر استفاده می‌شود، برای مدل‌سازی دقیق‌تر باید تغییرات دمای خون شبکه مویرگی را هم در نظر گرفت. بنابراین برای مدل‌سازی دقیق باید به نوع منبع حرارتی و خصوصیات آن توجه داشت. در نتیجه، کنترل میزان توان تابشی بر سطح در کاربردهای چشم‌پزشکی از اهمیت به‌سزایی برخوردار است.

نتیجه‌گیری

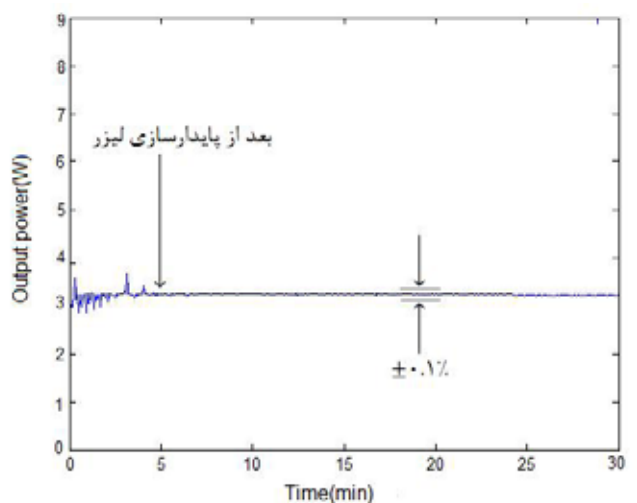
در این مقاله کنترل‌کننده مبنی بر منطق فازی برای پایدارسازی لیزر گازی CO₂ برای درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی ارائه گردید. مدار کنترلی پایدارساز لیزر با نرم‌افزار MATLAB شبیه‌سازی شده است. همچنین برای تسهیل کاربر در اعمال تغییرات در پارامترهای اصلی و مشاهده همزمان شکل موج خروجی به‌ازای ورودی تابع پله، بسته نرم‌افزاری GUI طراحی شد. در سیستم کنترلی فازی طراحی شده برای پایدارسازی لیزر با تغییر پارامترهای اصلی از جمله K_{p1} ، K_{p2} و G_p برای کنترل‌کننده فازی P و پارامترهای K_{i1} ، K_{i2} و G_I برای کنترل‌کننده فازی I و پارامترهای K_{d1} ، K_{d2} و G_D برای کنترل‌کننده فازی D می‌توان خطای IAE، زمان خیز و فراجهش را کاهش داد و با تنظیم مناسب در کمترین زمان و با کمترین خطا به مطلوب‌ترین نتیجه رسید. نتایج به‌دست‌آمده بهبود در عملکرد و کاهش خطای IAE این سیستم کنترلی را در مقایسه با سیستم‌های کنترلی ارائه‌شده در گذشته نشان می‌دهد. تغییرات توان خروجی و فرکانس لیزر به‌ترتیب برابر با ۰/۱ درصد $\pm 10^{-11}$ حاصل شد که در این حالت، ناپایداری فرکانسی از نوسانات سیگنال خطا تخمین زده شده است که تقریباً برابر با ۵۰ کیلوهرتز است. با توجه به پایداری مطلوب لیزر گازی CO₂ با سیستم کنترلی مطرح شده این ساختار برای درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی مناسب خواهد بود. با توجه به اینکه سیستم کنترلی مطرح‌شده براساس منطق فازی طراحی شده است، عملکرد سیستم نسبت به حالت طراحی با کنترل‌کننده‌های مرسوم مطلوب‌تر است زیرا کنترل‌کننده‌های فازی می‌توانند طیف گسترده‌ای از شرایط عملیاتی را پوشش دهند و همچنین می‌توانند در شرایط نویزی و اختلال کار کنند. در ادامه این تحقیق و پژوهش می‌توان کنترل‌کننده‌ای مبتنی بر ترکیبی از دو روش منطق فازی و شبکه عصبی جهت کنترل فرکانس و توان لیزر گازی دی‌اکسیدکربن را طراحی و شبیه‌سازی کرد تا بتوان با داشتن منبع لیزری با طول موج و توان هرچه دقیق‌تر از آسیب رساندن به بافت حساس چشمی جلوگیری کرد و دقت عمل جراحی را هرچه بیشتر افزایش داد.



شکل ۱۰: پاسخ پله سیستم کنترلی



شکل ۱۰: پاسخ پله سیستم کنترلی



شکل ۱۰: پاسخ پله سیستم کنترلی

References

1. Mahdavi S. Laser cataract surgery: the next new thing in ophthalmology. *Cataract & Refractive Surgery Today* 2011; 12: 83-7.
2. Wilmsmeyer S, Philippin H, Funk J. Excimer laser trabeculotomy: a new minimally invasive procedure for patients with glaucoma. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 2006; 670-6.
3. Bown SG. Phototherapy of tumors; *World J. Surgery* 1983; 7: 700-9.
4. Jiang SH, Zhang X. Effects of dynamic changes of tissue properties during laser-induced interstitial thermotherapy (LITT). *Laser in Medical Science* 2005; 19: 197-202.
5. Jacques S. Optical properties of biological tissues. *Journal of Physics in Medicine and Biology* 2013; R37-R61.
6. Minguzzi P, Tonelli M. Simple frequency stabilization of CO₂ laser for far-infrared laser pumping. *Journal of Physics* 1977.
7. Moffatt S, Smith ALS. High frequency optogalvanic signals and CO₂ laser stabilisation. *Optics Communications* 1980; 37: 119-22.
8. Akitt R, Seguin HJJ, Cervenán M, Nikumb S. Electronic mode and power control of a high-power CO₂ laser, *IEEE Journal of Quantum Electronics* 1990; 26: 1413-7.
9. Ma Y, Liang D. Tunable and frequency-stabilized CO₂ waveguide laser. *Optical Engineering* 2002; 41: 3319-23.
10. Choi J. Frequency stabilization of a radio frequency excited CO₂ laser using the photoacoustic effect. *Review of Scientific Instruments* 2010.
11. Chen CS, Chiu B, Chen CH. Self-tuning fuzzy PI control for laser power stabilization, 11th International Conference on Control, Automation and Systems 2011; 997-1002.
12. Olyae S, Bagheri M. Design of fuzzy controlled system CO₂ laser for ophthalmology applications. 4th National Conference on Optics & Laser Engineering 2015, Isfahan.
13. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. *J Appl Phys* 1948; 1: 93-102.
14. Vogl TJ, Straub R, Zangos S, Mack MG, Eichler K, Bottger M. Laserinduced thermotherapy of malignant liver tumors: general principals, equipments, procedures, side effects, complications and results. *European Journal of Ultrasound* 2001; 13: 117-27.
15. Vogl TJ, Straub R, Zangos S, Mack MG. MR-guided laser-induced thermotherapy (LITT) of liver tumours: experimental and clinical data. *International Journal of Hyperthermia* 2004; 20(7): 713-24.
16. Olyae S, Nejad, SM. Design and simulation of velocity and displacement measurement system with subnanometer uncertainty based on a new stabilized laser Doppler-interferometer. *The Arabian Journal for Science and Engineering* 2007; 32: 89-99.
17. Olyae S, Nejad SM. A new design of frequency stabilization system based on the frequency pulling and power-balanced methods, *Proceedings of the 13th Iranian Annual Conference on Optics and Photonics* 2007; 117-23.
18. Olyae S, Abbas Zadeh F, Hamed S. The stabilization of two-mode He-Ne laser cavity based on thermally controlled oscillator, 1st National Conference on Optics and Laser Engnieenring 2009; 70-74 Isfahan.
19. Chien PY, Pan CL. A thermal phased-locked loop for frequency stabilization of internal-mirror He-Ne lasers. *Rev. Sci. Instrum.* 1991; 933-5.