لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۴، دورهٔ ۱۲، شمارهٔ ۳، صفحات: ۱۱-۲ .

مقاله پژوهشی

پایدارسازی لیزر گازی دی‌اکسیدکربن با منطق فازی برای درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی

سعید علیائی [۱]
مهسا باقری [۲]

۱. *دانشیار دانشکدهٔ مهندسی برق، آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران*

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

نویسندهٔ مسئول: سعید علیائی، تلفن: ۰۲۱۲۲۹۷۰۰۰۳
پست الکترونیک: olyaee@srttu.edu

خلاصه

مقدمه: پایدارسازی توان و فرکانس این لیزر جهت استفاده در درمان تومورهای چشمی ارائه می‌شود. لیزر CO_2 به‌دلیل دارابودن ویژگی‌های منحصربه‌فرد، یکی از لیزرهای پرکاربرد در درمان بیماری‌های چشمی ازجمله تومورهای داخل چشمی و خارج کردن تومورهای پلک است. با توجه به حساس بودن بافت‌های چشمی و همچنین نیاز به طول‌موج و توان دقیق لیزر براساس نوع بیماری و دقت بالا در حین عمل جراحی، پایداری لیزر مورد استفاده بسیار حائز اهمیت است.

روش بررسی: مدار کنترلی مبتنی‌بر منطق فازی به‌منظور پایدارسازی لیزر CO_2 با نرم‌افزار MATLAB ارائه شده است. مدل طراحی‌شدهٔ سیستم کنترلی، بنابر تسهیل در دریافت پاسخ سیستم و تحلیل آن‌ها، اعمال راحت‌تر تغییر در پارامترهای اصلی توسط کاربر و استفاده از نتایج به‌دست‌آمده جهت استفاده در گزارش‌های فنی- پزشکی در قالب یک بستهٔ نرم‌افزاری با استفاده از GUI بیان شده است.

یافته‌ها: با توجه به ناپایدار بودن طول‌موج و توان لیزر گازی CO_2 با استفاده از پایدارساز فازی طراحی‌شدهٔ لیزر CO_2 می‌توان منبع لیزری با طول‌موج و توان بسیار دقیق برای عمل جراحی سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی داشت.

نتیجه‌گیری: هدف از طراحی کنترل‌کنندهٔ مبتنی‌بر منطق فازی، پایدارسازی لیزر CO_2 جهت درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی است تا با دقت بالاتر بتوان از آسیب رساندن به بافت‌های چشم جلوگیری کرد. نتایج به‌دست‌آمده از تجزیه‌وتحلیل سیستم پایدارساز این لیزر، بهبود در عملکرد و کاهش خطای IAE[1] را نشان می‌دهد. همچنین نرخ تغییرات فرکانس و توان خروجی این لیزر به‌ترتیب برابر با 10^{-11} و ۰/۱درصد± به‌دست آمده است.

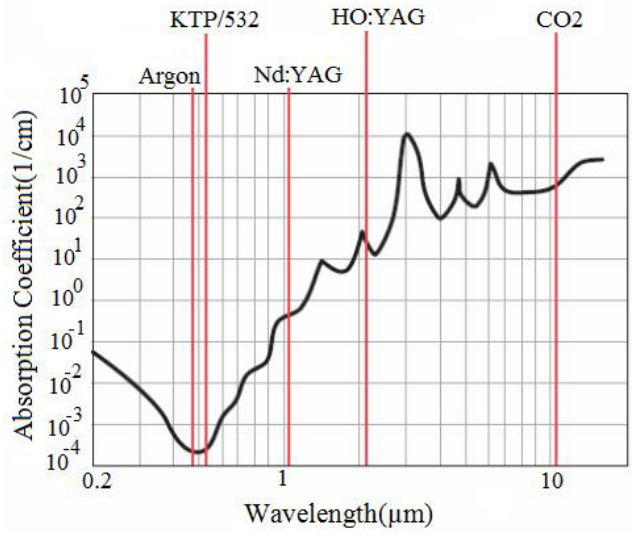
واژه‌های کلیدی: تومورهای چشمی، سیستم کنترلی فازی، لیزر گازی دی‌اکسیدکربن، محیط MATLAB/SIMULINK-GUI

1. Integrated Absolute Error

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

مقدمه

لیزر CO^2 اولین‌بار در سال ۱۹۶۴ توسط شخصی به‌نام Patel معرفی شد. درحال‌حاضر، این لیزر به‌عنوان یک ابزار مهم برای برش در چشم پزشکی، جراحی مغز و اعصاب، پوست و جراحی پلاستیک، زنان و زایمان و جراحی‌های عمومی استفاده می‌شود[۱و۲]. لیزر CO^2 به‌دلیل داشتن توان بالا، برش سریع و دقیق، نداشتن اثرهای شیمیایی، کار در محدودهٔ فروسرخ دور (در این محدودهٔ کاری، طول‌موج لیزر به‌خوبی توسط بافت‌های حاوی آب جذب می‌شود (شکل ۱))، جلوگیری از جریان خون در رگ‌های خونی و کنترل خونریزی یکی از پرکاربردترین لیزرها در چشم‌پزشکی است. مهم ترین کاربرد این لیزر در زمینهٔ چشم‌پزشکی ازبین‌بردن و یا آسیب زدن به سلول‌های سرطانی تومورهای چشم با روش LITT [2] است. LITT یک روش نیمه‌تهاجمی 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 آن‌قدر دمای سلول‌های سرطانی افزایش می‌یابد تا از بین بروند[۴].



شکل۱: منحنی ضریب جذب برحسب طول‌موج 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 پایدارسازی لیزر CO^2 مطرح شده است. در سال ۱۹۷۷، Minguzzi و Tonelli روشی ارزان‌قیمت برای پایداری فرکانسی این لیزر مطرح کردند که در آن، فرکانس پمپاژ در پیک جذب مولکولی لیزینگ به‌وسیلهٔ مدار الکترونیکی قفل می‌شد[۶]. در این روش نوسانات فرکانسی کمتر از ۰/۵ مگاهرتز بود. در سال ۱۹۸۰، Moffatt و Smith از اثر اپتوگالوانیک برای پایدارسازی لیزر CO^2 استفاده کردند که نوسانات توان به کمتراز ۰/۳ درصد رسید[۷]. Akitt و همکاران در سال ۱۹۹۰، یک سیستم الکترونیکی توسعه‌یافته را برای کنترل توان این لیزر مطرح کردند که توانستند توان کلی خروجی لیزر را به ۳ درصد سطح مطلوب برسانند[۸]. Ma و Liang در سال ۲۰۰۲، روشی مبنی‌بر اثر اپتوگالوانیک و کاواک ترکیبی برای کنترل و تنظیم فرکانس لیزرهای CO^2 پیشنهاد کردند که در این روش، پایداری لیزر حدود ۰/۸ درصد بود [۹]. در سال ۲۰۱۰، Choi پایدارسازی این لیزر با استفاده از اثر آکوستواُپتیک را مطرح کرد که نتیجهٔ آن پایداری نسبی فرکانسی و نرخ تغییر توان لیزر به‌ترتیب $۵/۵۷\times۱۰^{-۸}$ و ۹/۳درصد بود[۱۰]. Chen و همکاران در سال ۲۰۱۱، از کنترل‌کنندهٔ PI فازی خودتنظیم برای پایدارسازی 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 پایدارسازی لیزر با منطق فازی ارائه کردیم که در آن میزان IAE تقریباً برابر با ۷/۱۵۷ و پایداری فرکانسی در طولانی‌مدت به $۳/۳\times۱۰^{-۱۱}$ رسید[۱۲].

هدف اصلی این مقاله طراحی کنترل‌کنندهٔ مبتنی‌بر منطق فازی است که با استفاده از آن پایدارسازی لیزر CO^2 جهت درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشمی با دقت بالا امکان‌پذیر می‌شود. در این حالت می‌توان از آسیب رساندن به بافت‌های چشم جلوگیری کرد. برای پایدارسازی لیزر گازی CO^2 از سیستم کنترلی مبتنی‌بر منطق فازی (Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy I) استفاده می‌شود.

روش بررسی

ضرورت پایدارسازی لیزر گازی CO۲

همان‌طورکه اشاره شد یکی از رایج‌ترین لیزرهای مورد استفاده در چشم‌پزشکی، لیزر CO^2 است. لیزرهای CO^2، فقط یک تک‌فرکانس از نور تولید نمی‌کنند. در این لیزرها تعداد متعددی فرکانس نزدیک به‌هم 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 ازجمله CO۲، فرکانس نور خروجی به‌سبب تغییرات دما و درنتیجه تغییر طول کاواک تشدید، متغیر است. معادلهٔ ۱، محدودهٔ طیفی آزاد یا همان فاصلهٔ مودها در کاواک لیزر را بیان می‌کند:

$$FSR = \frac{c}{2nL} \qquad (۱)$$

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

2. Laser Interstitial Thermo Therapy

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

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 بهرهٔ لیزر حرکت می‌کند و موجب تغییر شدت هر مود می‌شود. برای پایدارکردن 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 تخلیهٔ لیزر و یا با استفاده از سیم‌پیچ حرارتی که دور لولهٔ 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 تخلیهٔ لیزر، افت و خیزهای فرکانسی تا ۳۰ برابر کاهش می‌یابد. با استفاده از سیم‌پیچ حرارتی، دمای لولهٔ لیزر و درنتیجه طول آن از طریق مدار فیدبک، در جهت ثابت ماندن فرکانس و توان آن، کنترل می‌شود. به‌دلیل اهمیت لیزر پایدار، نیاز آن در ایران و همچنین این‌که قیمت لیزرهای پایدار نسبت به لیزرهای مشابه معمولی تا ۱۰ برابر بیشتر است، استفاده از کنترل‌کنندهٔ فرکانس و توان لیزر مناسب و مقرون‌به‌صرفه از اهمیت و جایگاه ویژه‌ای برخوردار است.

برای بررسی تأثیر نور لیزر تابانده‌شده بر بافت‌های چشم به محاسبهٔ 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 ناحیهٔ 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 زاید به آن‌ها انجام می‌گیرد، رخ‌دهد. این دید با توجه به تعادل غلظت اکسیژن و دی‌اکسیدکربن در شبکهٔ 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 مسئلهٔ انتقال حرارت زیستی از روش المان محدود [3] با استفاده از نرم‌افزار قدرتمند متلب [4] 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 درنظر گرفته‌شود. شکل۲، یک مدل حرارتی بافت را نشان می‌دهد.



شکل۲: مدل کردن اثر حرارتی نوری

در شکل ۲، S، T و D به‌ترتیب نشان‌دهندهٔ منبع، دما و میزان آسیب‌دیدگی است که همگی تابعی از r، z و t هستند. معادلهٔ انتقال حرارت زیستی پنس به‌صورت زیر است:

$$\rho C\frac{\partial T}{\partial t} = K\nabla^2 T + Q_m + Q_r + W_b C_b (T_b - T) \quad (۲)$$

در معادلهٔ بالا ρ تراکم بافت، C گرمای ویژهٔ بافت، K هدایت گرمایی بافت، Q_m سرعت سوخت و ساز که معمولاً از آن چشم‌پوشی می‌شود (زیرا در برابر Qr ناچیز است)، Q_r منبع لیزر، W_b نرخ پرفیوژن خون، C_b گرمای ویژهٔ 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 اندازهٔ کافی کوچک باشند، دمای این نقاط همگن می‌شود که بیانگر توزیع دمایی است. سطح مورد نظر، مرز همرفتی طبیعی است:

$$-K.\vec{n}.\nabla T = h(T - Te), z = 0 \quad (۳)$$

در معادلهٔ بالا، h ضریب انتقال حرارتی همرفتی سطح است که برابر با ۴×۱۰^{۴} $W.Cm^{-2}.K^{-1}$ است. دمای محیط ۲۳ درجهٔ سانتی‌گراد فرض شده است. محور استوانه، مرز عایق است:

$$\vec{n}.\nabla T = 0, r = 0 \quad (۴)$$

شرط اولیه به‌صورت زیر است:

$$T_O = 37^{o}C \quad (۵)$$

در مختصات استوانه‌ای متقارن، منبع گوسی لیزر به‌صورت زیر است:

$$Q_r(r,z,t) = \frac{-dI}{dz} = \left[\mu_t + 0.5\mu_s (r/\omega(z))^2\right] I(r,z,t) \quad (۶)$$

که در آن، I(r,z,t) به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$I(r,z,t) = (1-R)I_0 \exp\left[-0.5(r/\omega(z))^2\right] \times \exp(-\mu_t z)\exp\left[-4(t-\tau)^2/\tau^2\right] \quad (۷)$$

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

3. Finite Element Method (FEM)
4. MATLAB

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

$\omega(z)=\omega_0.\exp(-0.5\mu_{sz})$,ω_0 شعاع پرتوی لیزر است زمانی‌که شدت به 1/e تنزل یابد. $\mu_t=\mu_s+\mu_a$,μ_s ضریب پراکندگی بافت و μ_a ضریب جذب بافت است. مقادیر نسبی برای این پارامترها در جدول ۱ بیان شده است[۱۵].

جدول۱: مقادیر پارامترها در معادلهٔ انتقال حرارت زیستی پنس[۱۵]

خون		
T_b (°C)	C_b (J/(g.°C))	W_b (ml/(g.s))
۳۶/۵	۳/۵	۹×۱۰^{-۳}

بافت				
K (mW/(cm.°C))	C (J/(g.°C))	ρ (g/cm³)	μ_a (cm⁻¹)	μ_s (cm⁻¹)
۱/۴۸	۱/۹۸	۱/۲۴	۰/۷	۱۸۰

لیزر				
Step s	τ min	ω_0 cm	I_0 (W/cm²)	λ(μm)
۱	۱۰	۰/۲۵	۴۰-۸۰	۱۰/۶

طراحی سیستم کنترلی بر مبنای منطق فازی جهت پایدارسازی لیزر CO^2

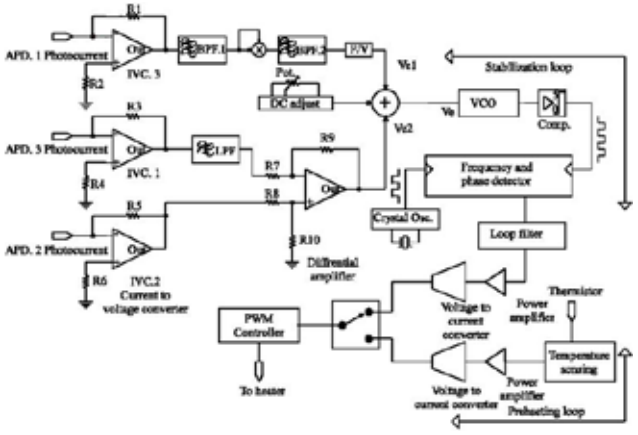
در این بخش، به بررسی کنترل‌کنندهٔ طراحی‌شده برمبنای منطق فازی و نتایج حاصل از شبیه‌سازی ساختار با نرم‌افزار MATLAB/SIMULINK-GUI می‌پردازیم. دراین‌جا طول کاواک ۳۵ سانتی‌متر درنظر گرفته شده است، درنتیجه نمودار بهرهٔ منبع لیزر شامل سه مود طولی است. قطبش مودهای کناری (λ3 و λ1) متعامد با قطبش مود مرکزی (λ2) است که این به‌علت قطبش ناهمسانگرد آینه‌های لیزر است. با فرض مودهای قطبیده‌شده به‌صورت خطی، مودهای کناری به‌وسیلهٔ شکافندهٔ قطبندهٔ پرتو از مود مرکزی جدا می‌شوند. میدان‌های الکتریکی این سه مود به‌صورت زیر به‌دست می‌آید:

$$\vec{E_1} = E_{01}\,Cos\,(2\pi\nu_1 t + \varphi_{01})\,\vec{a_1} \qquad (۸)$$
$$\vec{E_2} = E_{02}\,Cos\,(2\pi\nu_2 t + \varphi_{02})\,\vec{a_2}$$
$$\vec{E_3} = E_{03}\,Cos\,(2\pi\nu_3 t + \varphi_{03})\,\vec{a_3}$$

در این‌جا، E_{0j} (j=1,2,3) دامنهٔ میدان‌های الکتریکی، $\vec{a_j}$ بردارهای واحد و φ_{0j} فازهای اولیه هستند. فرکانس داخل مودی در اثر افزایش حرارتی کاواک کاهش می‌یابد. رابطهٔ بین رانش فرکانس درون مودی ($d\nu_b$) و افزایش حرارتی طول کاواک (dL) به‌صورت زیر است:

$$d\nu_b = -\frac{c}{2L^2}dL \qquad (۹)$$

اساس کار طراحی سیستم کنترلی فازی پایداری برمبنای پایدارسازی با روش ترکیبی قفل فاز و تعادل توان است. پرتوی لیزر که دراینجا سه مود فرض شده است، به‌وسیلهٔ شکافندهٔ پرتوی غیرقطبنده (BS) جدا شده است. بعد از عبور پرتوی بازتاب‌شده با قطبندهٔ خطی °۴۵، روی یک دیود نوری بهمنی SLIK کم‌نویز و سرعت بالا (APD.1) متمرکز می‌شود. یک سیگنال حاوی فرکانس‌های اولیه به‌وسیلهٔ دیود نوری بهمنی در اثر تداخل میدان‌های الکتریکی سه مود بعد از عبور از قطبندهٔ خطی تولید می‌شود. پرتوی عبوری از شکافندهٔ غیرقطبندهٔ پرتو به‌سمت شکافندهٔ قطبندهٔ پرتو هدایت می‌شود و دو جریان نوری متناسب با دامنهٔ میدان‌های الکتریکی تولید می‌شود. همان‌طورکه در شکل ۳ مشاهده می‌شود، سیگنال خروجی APD.1 از طریق مبدل جریان به ولتاژ، به فیلتر میان‌گذر فرستاده می‌شود. در ابتدا، تداخل بین مودها، مؤلفه‌های DC و فرکانس‌های درون مودی ایجاد می‌کند. بنابراین، باید فرکانس دوم را به‌وسیلهٔ مخلوط‌کننده (میکسر) و فیلتر میان‌گذر استخراج کنیم. سپس سیگنال به مبدل فرکانس به ولتاژ (F/V) فرستاده می‌شود. سیگنال خروجی F/V می‌تواند به‌عنوان بخشی از سیگنال خطا استفاده شود. به‌عبارت دیگر، در مسیر موازی یک تقویت‌کنندهٔ تفاضلی بخش دیگری از سیگنال خطا را تولید می‌کند.



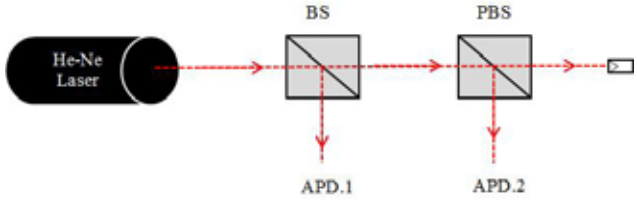
شکل۳: سیستم پایدارساز لیزر برمبنای روش ترکیبی قفل فاز و تعادل توان

برطبق شکل۴، مود مرکزی و مودهای کناری به‌ترتیب روی APD.2 و APD.3 هستند. بنابراین به یک فیلتر پایین‌گذر در انتهای IVC.1 نیاز است. دو سیگنال خطا به اضافهٔ سطح DC، سیگنال کنترلی را تولید می‌کنند. اگر موقعیت ایستای مودها تغییر نکند، سیگنال کنترلی ثابت خواهد بود. تغییرات در طول کاواک موجب ایجاد سیگنال خطا می‌شود.

سیگنال کنترلی به نوسان‌ساز کنترل ولتاژ (VCO) ارسال می‌شود و از طریق آشکارساز فاز/ فرکانس و حلقهٔ فیلتر به کنترل‌کنندهٔ مدولاسیون پهنای پالس (PWM) ارسال می‌شود[۱۸-۱۶]. در این

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

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



شکل۴: ساختار نوری پایدارسازی لیزر با روش ترکیبی قفل فاز و تعادل توان

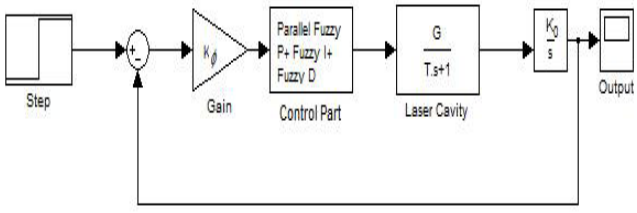
همان‌طورکه در شکل ۳ نشان داده شده است، دو حلقهٔ خودتنظیم در داخل ساختار وجود دارد. حلقهٔ اول، حلقهٔ پیش گرمایش است. ازآنجاکه یک سیم‌پیچ حرارتی برای تنظیم طول کاواک استفاده شده است، لیزر خود باید در یک مود خنک‌سازی مؤثر باشد که این امر به‌وسیلهٔ سیکل پیش‌گرمایش انجام می‌شود. در این حالت سرعت پاسخ به تنظیم دمایی طول کاواک لیزر بسیار مهم است. حلقهٔ دوم، حلقهٔ فاز قفل‌شده نام دارد. زمانی‌که توسط سوییچ سیستم از حلقهٔ پیش‌گرمایش به حلقهٔ فاز قفل شدهٔ 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 محفظهٔ آن بسیار پیچیده است اما، برای سادگی می‌توان آن را با فیلتر پایین‌گذر با ثابت زمانی RC مدل کرد. بنابراین، تابع تبدیل لیزر کنترل‌شده PLL دمایی از معادلهٔ ۱۰ پیروی می‌کند که در آن $K_{\emptyset}$ بهرهٔ مقایسه‌کنندهٔ فاز، $\frac{G}{\tau S+1}$ تابع تبدیل لولهٔ لیزر با ثابت زمانی $\tau=RC$ و K_0 بهرهٔ نوسان‌ساز کنترل‌شده با ولتاژ است[۱۹].

$$\begin{cases} H(S)=\dfrac{\omega_n^2}{S^2+2\omega_n\varsigma+\omega_n^2} \\ \varsigma=\dfrac{1}{2}\left(\dfrac{1}{RC\,K_{\phi}K_0G}\right)^{\frac{1}{2}} \\ \omega_n=\left(\dfrac{K_{\phi}K_0G}{RC}\right)^{\frac{1}{2}} \end{cases} \qquad (۱۰)$$

زمانی‌که لیزر روشن می‌شود، یک چرخهٔ پیش‌گرمایش فعال می‌شود تا یک دمای عملیاتی مناسب را برای لولهٔ لیزر تنظیم کند. دمای کاواک را می‌توان به‌وسیلهٔ ترمیستور اندازه گرفت و سپس این مقدار با یک ولتاژ مرجع مقایسه می‌شود تا دمای پیش‌گرمایش لولهٔ لیزر را تنظیم کند. دمای لیزر توسط یک مدار مجتمع مدولاسیون پهنای باند کنترل می‌شود. حال برای سیستم فیدبک باید بهرهٔ حلقه آن‌قدر تغییر کند تا حاشیهٔ فاز صفر شود. زمانی‌که دمای پیش‌گرمایش به حد دلخواه رسید، بعداز یک تأخیر زمانی برای به تعادل رسیدن دمای کل محفظهٔ لیزر، سوییچ از حالت پیش‌گرمایش به حالت پایدارساز منتقل می‌گردد و حلقهٔ پایدارسازی بسته می‌شود و درنتیجه طول کاواک کنترل می‌شود. در اینجا جهت کاهش خطای IAE و بهبود در عملکرد سیستم پایدارساز، کنترل‌کننده مبنی‌بر منطق فازی انتخاب شده است تا بتوان زمان گذرا و پاسخ حالت پایدار را تنظیم کرد. همچنین، پاسخ این سیستم کنترلی به‌ازای ورودی پله با سایر کنترل‌کننده‌ها مقایسه شده است.

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



شکل۵: سیستم حلقهٔ بستهٔ پایدارساز

این کنترل‌کننده از سه کنترل‌کنندهٔ فازی تناسبی، انتگرال‌گیر و مشتق‌گیر که به‌صورت موازی با هم قرار دارند، تشکیل می‌شود. سیگنال کنترلی کنترل‌کنندهٔ موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D از جمع جبری سیگنال‌های کنترلی کنترل‌کننده‌های Fuzzy P، Fuzzy I و Fuzzy D ایجاد می‌شود. حال به‌ترتیب به بررسی نوع عملکرد کنترل‌کنندهٔ P، کنترل‌کنندهٔ I و کنترل‌کنندهٔ D می‌پردازیم. خروجی کنترل‌کنندهٔ مرسوم P به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$u_p(t) = K_P\, e(t) \qquad (۱۱)$$

در معادلهٔ ۱۱، $u_p(t)$، K_P و $e(t)$ به‌ترتیب خروجی کنترل‌کنندهٔ مرسوم P، ثابت تناسبی و سیگنال خطا هستند. فرم گسستهٔ معادلهٔ بالا به‌صورت زیر است:

$$u_p(z) = K_P\, e(z) \qquad (۱۲)$$

با تبدیل z معکوس گرفتن از معادلهٔ ۱۲ خواهیم داشت:

$$u_p(nT) = K_P\, e(nT) \qquad (۱۳)$$

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

$$u_p(nT) = K_P\, e(nT) + K\Delta(nT) \qquad (۱۴)$$

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

در معادلـهٔ ۱۴، $\Delta e(nT)=e(nT)-e(nT-t)$ و K ثابـت اسـت. حال به‌ترتیب ضرایـب K_P و K را به‌صورت K_{p1} و K_{p2} نام‌گذاری می‌کنیم. معادلهٔ ۱۴ به‌صورت زیر دوباره بازنویسی می‌شود:

$$u_p(nT) = K_{P1}\, e(nT) + K_{P2}\Delta(nT) \qquad (۱۵)$$

به‌منظـور افزایـش درجهٔ آزادی، بهـرهٔ اضافـی G_p در $u_p(nt)$ ضرب می‌شود. بنابراین عملکرد کنترل‌کنندهٔ فازی P به‌صورت زیر است:

$$u`_p(nT) = G_P\, u_p(nT) \qquad (۱۶)$$

در کنترل‌کنندهٔ مرسوم I خروجی به‌صورت زیر است:

$$u_I(t) = K_I \int e(t)dt \qquad (۱۷)$$

در معادلـهٔ بـالا، $u_I(t)$ ، K_I و $e(t)$ به‌ترتیب خروجـی کنترل‌کنندهٔ مرسـوم I، ثابت انتگرالی و سـیگنال خطا هسـتند. در حوزهٔ s فرکانسی، معادلهٔ ۱۷ به‌صورت زیر تبدیل می‌شود:

$$u_I(s) = \frac{K_I}{s} e(s) \qquad (۱۸)$$

فرم گسسـتهٔ معادلهٔ ۱۸ بـا اعمال تبدیـل $s = (2/T)(z-1)/(z+1)$ به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$u_I(z) = \left(\frac{K_I T}{2} + \frac{K_I T}{1-z^{-1}}\right) e(z) \qquad (۱۹)$$

در اینجا $T>0$ زمان نمونه‌برداری اسـت. با تبدیل معکوس z گرفتن از معادلهٔ بالا، داریم:

$$u_I(nT) - u_I(nT-T) = K_I T e(nT) - \frac{K_I T}{2}\left(e(nT) - e(nT-T)\right) \qquad (۲۰)$$

حال ضرایب K_IT و $K_IT/2$ را به‌ترتیب به‌صورت K_{i1} و K_{i2} نام‌گذاری می‌کنیم و معادلهٔ بالا به‌صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$u_I(nT) - u_I(nT-T) = K_{i1} e(nT) - K_{i2}\left(e(nT) - e(nT-T)\right) \qquad (۲۱)$$

با تقسیم رابطهٔ بالا بر T داریم:

$$\frac{u_I(nT) - u_I(nT-T)}{T} = \frac{K_1}{T} e(nT) - K_{i2}\left(\frac{e(nT) - e(nT-T)}{T}\right) \qquad (۲۲)$$

معادلـهٔ ۲۲ را به‌صـورت زیـر بازنویسـی می‌کنیـم:

$$\Delta u_I(nT) = K_{i1} e(nT) - K_{i2} r(nT) \qquad (۲۳)$$

در معادلـهٔ بالا، $\Delta u_I(nT)$ ، $e(nT)$ و $r(nT)$ به‌ترتیب خروجی کنترلی افزایشی کنترل‌کنندهٔ مرسوم انتگرالی، سیگنال خطا و نرخ تغییر سیگنال خطا هسـتند. K_{i1} برابر با K_1/T اسـت. براسـاس معـادلات ۲۲ و ۲۳، $\Delta u_I(nT)$ برابر با $(u_I(nT)-u_I(nT-T))/T$ است. پس داریم:

$$u_I(nT) = u_I(nT-T) + T\Delta u_I(nT) \qquad (۲۴)$$

عبـارت $T\Delta u_I(nT)$ به‌وسـیلهٔ عملگـر کنترلـی فازی به‌صـورت زیر جایگزین می‌شود:

$$u_I(nT) = u_I(nT-T) + G_I \Delta u_I(nT) \qquad (۲۵)$$

در اینجا GI بهرهٔ کنترل‌کنندهٔ فازی I است.

در کنترل‌کنندهٔ مرسوم D خروجی به‌صورت زیر است:

$$u_D(t) = K_C \tau_D \frac{de(t)}{dt} \qquad (۲۶)$$

در معادلـهٔ بـالا، $u_D(t)$ ، τ_D و $e(t)$ به‌ترتیـب خروجـی کنترل‌کنندهٔ مشـتق‌گیر، ثابت زمانی مشـتق‌گیر و سیگنال خطا هسـتند. در حوزهٔ s فرکانس، معادلهٔ ۲۶ به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$u_D(s) = K_C \tau_D s\, e(s) = K_D s\, e(s) \qquad (۲۷)$$

در اینجا K_D بهرهٔ کنترل‌کننده است. با تبدیل دو خط مستقیم، معادلهٔ بالا به‌صورت زیر نوشته می‌شود:

$$u_D(z) = K_D \frac{2}{T}\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} e(z) \qquad (۲۸)$$

با تبدیل z معکوس گرفتن از معادلهٔ بالا، داریم:

$$u_D(nT) + u_D(nT-T) = K_D \frac{2}{T}\left(e(nT) - e(nT-T)\right) \qquad (۲۹)$$

با تقسیم معادلهٔ بالا بر T خواهیم داشت:

$$\Delta u_D(nT) = K_{d1} r(nT) \qquad (۳۰)$$

در اینجـا $\Delta u_D(nT)$ برابـر بـا $(uD(nT)+ uD(nT-T))/T$ اسـت. $\Delta uD(nT)$ و $r(nT)$ به‌ترتیـب خروجی کنترلی افزایشـی کنترل‌کنندهٔ فازی D و نرخ تغییرات سیگنال خطا هستند. K_{d1} برابر با $2K_D/T$ است. برای این کنترل‌کننده، مؤلفهٔ $K_{d2}e(nT)$ باید افزوده شـود که اطلاعات مفید در رابطه با پاسخ سیستم نسبت به سیگنال مرجع را بدهد.

$$\Delta u_D(nT) = K_{d1} r(nT) + K_{d2} e(nT) \qquad (۳۱)$$

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

ازآنجاکه $\Delta u_D(nT)$ برابر با $(u_D(nT)+ u_D(nT-T))/T$ است، عبارت $T\Delta uD(nT)$ را با عملگر کنترلی فازی $G_D\Delta u_D(nT)$ جایگزین می‌کنیم. بنابراین معادلهٔ بالا به‌صورت زیر بازنویسی می‌شود:

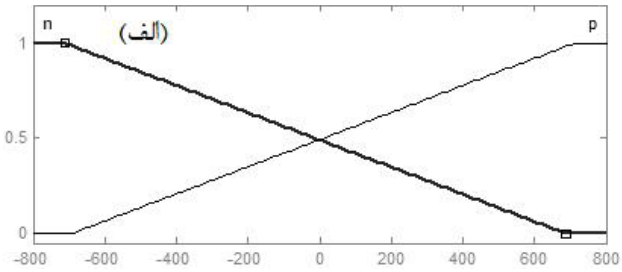
$$u_D(nT) = -u_D(nT-T) + G_D \Delta u_D(nT) \qquad (۳۲)$$

بنابراین تابع کنترلی این کنترل‌کننده به‌صورت زیر است:

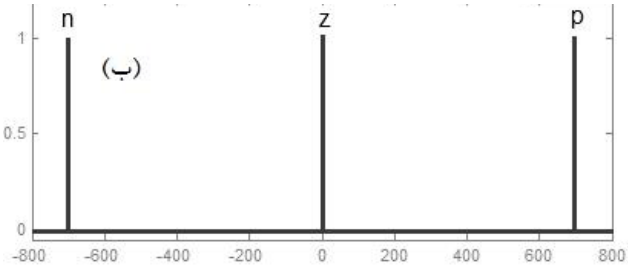
$$\begin{aligned} u(nT) &= u`_p(nT) + u_I(nT) + u_D(nT) \\ u(nT) &= G_p u_p(nT) + u_I(nT) + G_I \Delta u_I \\ &(nT) - u_D(nT-T) + G_D \Delta u_D(nT) \end{aligned} \qquad (۳۳)$$

در معادلهٔ بالا، G_P ،G_I و G_D به‌ترتیب بهرهٔ 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 کنترل‌کنندهٔ موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D را نشان می‌دهد. باتوجه به شکل۶ در قسمت فازی‌سازی، $K_{p1}e(nT)$ و $K_{p2}\Delta e(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کنندهٔ فازی P هستند. $K_{i1}e(nT)$ و $K_{i2}r(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کنندهٔ فازی I هستند. $K_{D1}r(nT)$ و $K_{D2}e(nT)$ ورودی‌های کنترل‌کنندهٔ فازی D هستند. توابع عضویت تمامی ورودی‌ها یکسان است که در شکل ۷ نمایش داده شده است. در بخش تعریف قوانین فازی، یک‌سری قواعد جهت کنترل پارامترها پیاده‌سازی و تعریف می‌شود. این قوانین برای سه کنترل‌کنندهٔ فازی P، فازی I و فازی D به‌ترتیب در جدول‌های ۲، ۳ و ۴ بیان شده‌اند که n، p و z به‌ترتیب بیان‌کنندهٔ مثبت، منفی و خنثی است. توابع عضویت برای خروجی‌های سه کنترل‌کنندهٔ فازی P، فازی I و فازی D در شکل ۸ نشان داده شده است.



شکل۷: توابع عضویت ورودی‌های سه کنترل‌کنندهٔ فازی P، فازی I و فازی D



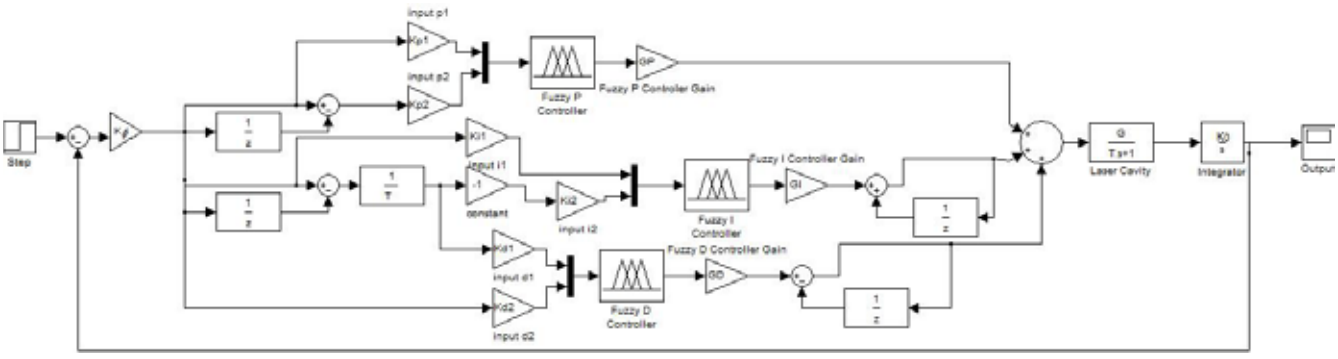
شکل۸: توابع عضویت خروجی‌های سه کنترل‌کنندهٔ فازی P، فازی I و فازی D

جدول۲: قواعد فازی کنترل‌کنندهٔ 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

جدول۳: قواعد فازی کنترل‌کنندهٔ 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



شکل۶: سیستم کنترلی لیزر با استفاده از کنترل‌کنندهٔ موازی Fuzzy P+ Fuzzy I+ Fuzzy D

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

جدول۴: قواعد فازی کنترل‌کنندهٔ فازی D

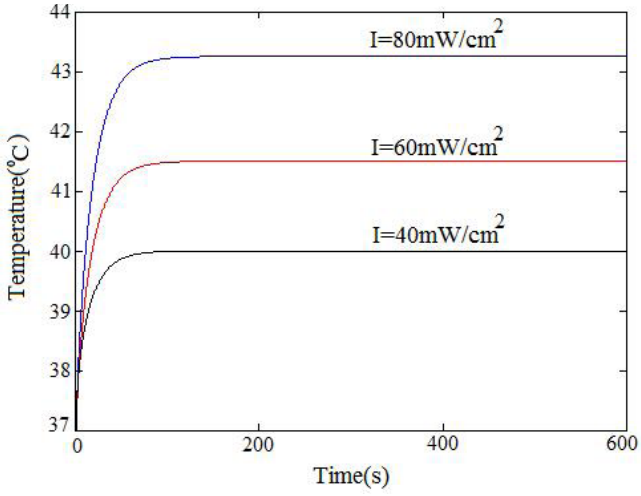
$K_{d1}e(nT)$	$K_{d2}e(nT)$	$\Delta u_D(nT)$
n	n	z
n	p	n
p	n	n
p	n	p

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

$$\begin{cases} u_P(nT) = \dfrac{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Pi} u_{Pi}}{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Pi}} \\ \Delta u_I(nT) = \dfrac{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Ii} \Delta u_{Ii}}{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Ii}} \\ \Delta u_D(nT) = \dfrac{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Di} \Delta u_{Di}}{\sum_{i=1}^{4} \mu_{Di}} \end{cases} \quad (۳۴)$$

یافته‌ها و نتایج

دراینجا، نتیجهٔ شبیه‌سازی تغییرات دما برحسب زمان برای نرخ شارهای مختلف در شکل ۹ نشان داده شده است که با افزایش دما بعد از ۱۲۰ ثانیه، به وضعیت ثبات و پایداری می‌رسد. همان‌طورکه از شکل ۹ ملاحظه می‌شود، دما نباید از ۴۳ یا ۴۴ درجهٔ سانتی‌گراد بیشتر شود زیرا افزایش بیش از حد میزان توان تابشی بر سطح و درنتیجه افزایش دما موجب آسیب رساندن به بافت‌های سالم چشم انسان می‌شود. بنابراین درصورتی‌که فرکانس منبع بالا باشد، فرض تعادل حرارتی بین بافت و خون مویرگی خطای بزرگی به‌وجود خواهد آورد. درواقع، در شرایطی که از منابع حرارتی دارای فرکانس بالا مثل لیزر استفاده می‌شود، برای مدل‌سازی دقیق‌تر باید تغییرات دمای خون شبکهٔ مویرگی را هم درنظر گرفت. بنابراین برای مدل‌سازی دقیق باید به نوع منبع حرارتی و خصوصیات آن توجه داشت. درنتیجه، کنترل میزان توان تابشی بر سطح در کاربردهای چشم‌پزشکی از اهمیت به‌سزایی‌برخورداراست.



شکل۹: منحنی دما برحسب زمان در مرکز شعاعی $r = 0cm$ و $z = 0cm$

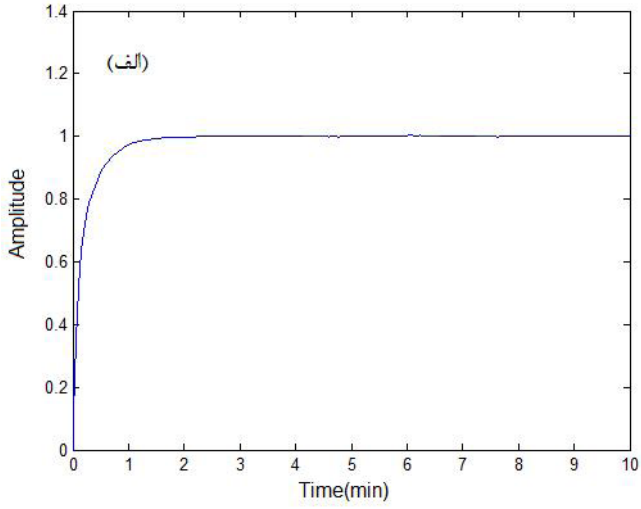
پاسخ خروجی سیستم به‌ازای ورودی پله در شکل ۱۰ نشان داده شده است. پاسخ خروجی سیستم به‌ازای ورودی پله، خطای IAE را برابر با ۶/۵۵۷ نشان می‌دهد. شکل‌های ۱۱ و ۱۲ به‌ترتیب نوسانات فرکانسی و توان خروجی لیزر در قبل و بعد از اعمال سیستم پایدار شدهٔ فازی را نشان می‌دهد که به‌ترتیب برابر با 10^{-11} و ۰/۱ درصد± هستند.

حال در سیستم حلقهٔ بستهٔ پایدارساز از کنترل‌کننده‌های PID ، Fuzzy و Fuzzy-PID استفاده کرده و عملکرد این کنترل‌کننده‌ها را با کنترل‌کنندهٔ 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 ۵ بیان شده است. از مقایسهٔ عملکرد این کنترل‌کننده ها می‌توان دریافت که کنترل‌کنندهٔ 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.

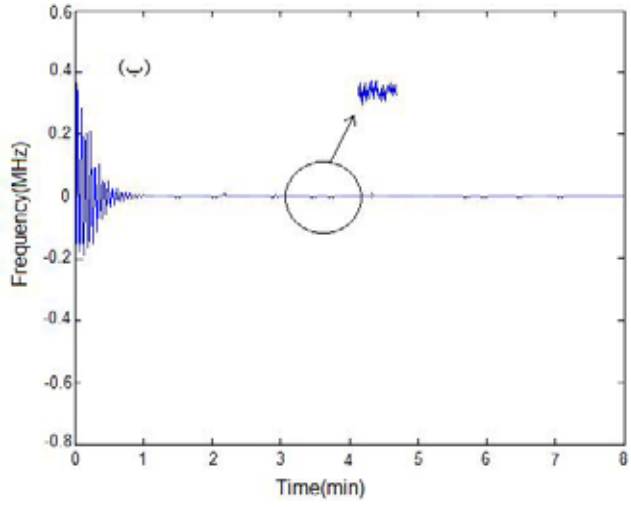
جدول۵: مقایسهٔ عملکرد کنترل‌کننده‌ها

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

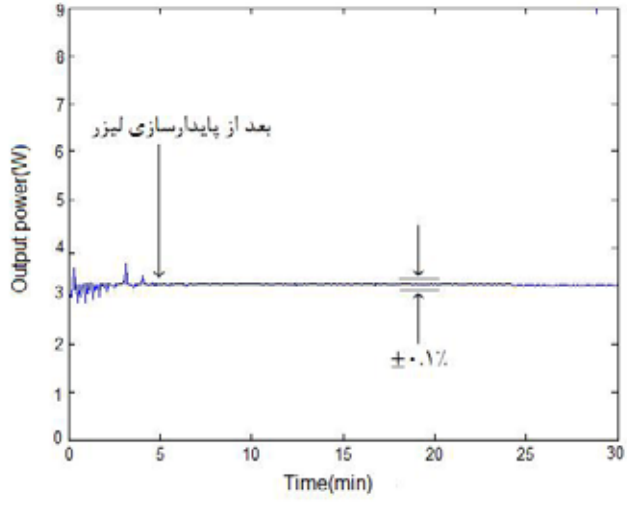
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]



شکل۱۰: پاسخ پلهٔ سیستم کنترلی



شکل۱۰: پاسخ پلهٔ سیستم کنترلی



شکل۱۰: پاسخ پلهٔ سیستم کنترلی

نتیجه‌گیری

در ایـن مقاله کنترل‌کنندهٔ مبنی‌بر منطق فازی برای پایدارسـازی لیزر گازی CO_2 برای درمان سـلول‌های سـرطانی تومورهای چشـمی ارائه گردید. مدار کنترلی پایدارسـاز لیزر با نرم‌افزار MATLAB شبیه‌سازی شده است. همچنین برای تسهیل کاربر در اعمال تغییرات در پارامترهای اصلی و مشـاهدهٔ همزمان شـکل موج خروجی بـه‌ازای ورودی تابع پله، بستهٔ نرم‌افزاری GUI طراحی شد. در سیستم کنترلی فازی طراحی‌شده برای پایدارسـازی لیزر بـا تغییر پارامترهای اصلـی ازجمله K_{p2}، K_{p1} و G_P بـرای کنترل‌کننـدهٔ فازی P و پارامترهـای K_{i2}، K_{i1} و G_I برای کنترل‌کنندهٔ فـازی I و پارامترهای K_{d2}، K_{d1} و G_D برای کنترل‌کنندهٔ فـازی D می‌توان خطای IAE، زمـان خیز و فراجهش را کاهش داد و با تنظیم مناسـب در کمترین زمان و با کمترین خطا به مطلوب‌ترین نتیجه رسـید. نتایج به‌دسـت‌آمده بهبود در عملکرد و کاهش خطای IAE این سیسـتم کنترلی را درمقایسه با سیستم‌های کنترلی ارائه‌شده در گذشته نشـان می‌دهد. تغییرات تـوان خروجی و فرکانس لیـزر به‌ترتیب برابر با ۰/۱درصد ± و 10^{-11} حاصل شـد که در این حالت، ناپایداری فرکانسـی از نوسـانات سـیگنال خطا تخمین زده شـده اسـت که تقریباً برابربا ۵۰ کیلوهرتز اسـت. باتوجه به پایداری مطلوب لیزر گازی CO_2 با سیسـتم کنترلی مطرح شده این ساختار برای درمان سلول‌های سرطانی تومورهای چشـمی مناسـب خواهد بود. باتوجه 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 گسـترده‌ای از شـرایط عملیاتی را پوشـش دهند و همچنیـن می‌توانند در شـرایط نویزی و اختـلال کار کنند. در ادامهٔ این تحقیـق و پژوهش می‌توان کنترل‌کننـده‌ای مبتنی‌بر ترکیبی از دو روش منطق فازی و شـبکهٔ عصبی جهـت کنترل فرکانس و تـوان لیزر گازی دی‌اکسـیدکربن را طراحی و شبیه‌سـازی کرد تا بتوان با داشـتن منبع لیزری با طول‌موج و توان هرچه دقیق‌تر از آسیب رساندن به بافت حساس چشمی جلوگیری کرد و دقت عمل جراحی را هرچه بیشتر افزایش داد.

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

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, Cervenan 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. Olyaee 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. Olyaee 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. Olyaee 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. Olyaee S, Abbas Zadeh F, Hamedi S. The stabilization of two-mode He-Ne laser cavity based on thermally controled 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.

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