کنترل ضربان قلب با استفاده از فیدبک خطی‌ساز برداری مبتنی بر رویتگر

مینا علی اکبر سمنانی[۱]، احمدرضا ولی*[۲]، سید مهدی حکیمی[۳]، وحید بهنام‌گل[۴]

۱- دانشجوی دکتری، مرکز تحقیقات انرژی‌های تجدیدپذیر، واحد دماوند، دانشگاه آزاد اسلامی، دماوند، ایران، mina_semnani@yahoo.com

*۲- دانشیار، مجتمع دانشگاهی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران، ar.vali@mut.ac.ir

۳- استادیار، مرکز تحقیقات انرژی‌های تجدیدپذیر، واحد دماوند، دانشگاه آزاد اسلامی، دماوند، ایران، sm_hakimi83@yahoo.com

۴- استادیار، مجتمع دانشگاهی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران، vahid_behnamgol@mut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱۰/۱۲ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۲/۱۵

چکیده: قلب دارای سه بخش اصلی نوسان‌ساز بوده و عملکرد صحیح این سه بخش منجر به گردش طبیعی خون خواهد شد. انواع بیماری‌های قلبی با بررسی سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) تشخیص داده می‌شود. رفتار این سیگنال دقیقاً مرتبط با عملکرد سه بخش اصلی قلب است. هر یک از این سه بخش قلب دارای یک رفتار دینامیکی نوسانی بوده که منجر به منقبض شدن بخشی از قلب می‌شود و با تاخیر زمانی بر روی یکدیگر تاثیر می‌گذارند. در صورتیکه عملکرد هر یک از این بخش‌ها دچار اخلال شود، بیماری‌هایی از قبیل تند-ریتمی و یا کند-ریتمی رخ می‌دهد. اگر قلب دچار کندریتمی باشد، می‌بایست از طریق یک سیستم خارجی، سیگنال منظمی به قلب تزریق شود تا ضربان قلب تنظیم گردد. در این مقاله طراحی کنترل‌کننده به منظور کنترل سیگنال ضربان قلب در افرادی با بیماری کند-ریتمی قلبی انجام شده است. برای این منظور به دلیل غیرخطی بودن رفتار قلب و چندمتغیره بودن دینامیک حاکم بر آن، طراحی کنترل‌کننده با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز برداری انجام می‌شود. در طراحی سیستم کنترل، از رویتگر برای تخمین اطلاعات غیرقابل اندازه‌گیری استفاده می‌گردد. عملکرد سیستم کنترل طراحی شده با انجام شبیه‌سازی کامپیوتری بررسی گردیده است.

واژه‌های کلیدی: ضربان قلب، سیگنال الکتروکاردیوگرام، فیدبک خطی‌ساز برداری، رویتگر توسعه یافته.

۱- مقدمه

قلب یکی از اعضای عضله‌ای بدن بوده که وظیفه‌ی آن گردش خون در بدن است. این عضو دارای دو بطن و دو دهلیز بوده و تعداد ضربان قلب در یک دقیقه حدود ۶۰ تا ۱۰۰ بار است. خون بدون اکسیژن از ریه به قلب وارد شده و خون با اکسیژن از قلب به تمامی نقاط بدن پمپ می‌شود. قلب انسان دارای سه بخش دینامیکی نقطه سینوسی دهلیزی SA، نقطه دهلیزی بطنی AV و بخش فیبرهای پورکنژ HP بوده و عملکرد صحیح این سه بخش منجر به گردش خون خواهد شد. در صورتیکه عملکرد هر یک از این سه بخش دچار اختلال شود، فرد دچار بیماری قلبی از قبیل تند-ریتمی و کند-ریتمی خواهد شد. انواع بیماری با بررسی سیگنال ECGتشخیص داده می‌شود. رفتار این سیگنال دقیقاً مرتبط با عملکرد سه بخش اصلی قلب می‌باشد. هر یک از این سه بخش قلب با تاخیر زمانی نسبت به یکدیگر با دریافت یک سیگنال الکتریکی منجر به منقبض شدن عضله در بخش مختص به خود شده و بدین صورت خون پمپاژ می‌شود. در مواقعی که قلب دچار بیماری‌های کند-ریتمی شود.

[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022

می‌بایست از طریق یک بخش خارجی سیگنال منظم به قلب تزریق شود و ضربان قلب تنظیم گردد. برای این کار به ا صطلاح پز شکی از باتری برای اعمال سیگنال الکتریکی به قلب استفاده می‌شود [۱، ۲].

مدل دینامیکی سیستم ضربان قلب در سال‌های اخیر توسط محققین استخراج شده است. در [۳] با استفاده از معادلات معروف غیرخطی وندرپل رفتار سه بخش SA، AV و HP قلب مدل سازی شده ا ست. برای هر یک از این سه بخش از یک معادله درجه ۲ نوسانی وندرپل استفاده شده است. همچنین در مدل‌سازی انجام شده، تاثیر بخش SA بر روی رفتار AV و تاثیر بخش AV بر روی رفتار HP با استفاده از جملات تاخیر زمانی در نظر گرفته شده است. در [۴] مشابه [۳] از معادلات غیرخطی وندرپل برای مدل‌سازی سه بخش اصلی قلب استفاده شده است. علاوه بر این در این مرجع از معادلات مرتبه دوم غیرخطی برای مدل سازی چهار بخش سیگنال الکتروکاردیوگرام که از معادلات سه بخش ا صلی قلب نیز تاثیر می‌پذیرند ا ستفاده شده ا ست. در شبیه‌سازی‌های مربوط به این مرجع نشان داده شده است که سیگنال الکتروکاردیوگرام خروجی مدل با سیگنال الکتروکاردیوگرام اندازه‌گیری شده از قلب یک انسان سالم مطابقت دارد. همچنین بیماری کند-ریتمی و تند-ریتمی در این مرجع با استفاده از مدل بدست آمده، شبیه‌سازی شده است.

کنترل ضربان و رفتار قلب نیز همانند بسیاری از فرآیندهای پزشکی در سال‌های اخیر مورد توجه محققین بوده ا ست. برخی مراجع مانند [۳] سه روش کنترلی بر اساس تئوری کنترل تناسبی- انتگرالی – مشتقی برای تنظیم ضربان قلب استفاده شده است. در [۵] یک فیدبک غیرخطی مبتنی بر رویتگر برای رد یابی سیگنال الکترو کاردیوگرام مطلوب با استفاده از دو مدل مرتبه دوم و سوم طراحی شده است. مدل مورد استفاده در این مرجع در حالت حلقه‌باز مشابهتی با رفتار قلب یک شخص بیمار نداشته و تحلیل عملکرد کنترل‌کننده در این شرایط و مقایسه با نتایج عملی حاصل از تحقیقات پزشکان غیرممکن است. در [۶] از روش‌های پارامتری برای شناسایی مدل ضربان قلب کاربر ویلچر استفاده شده است. همچنین یک کنترل‌کننده تطبیقی مبتنی بر مدل بر اساس داده‌های شناسایی شده ارایه شده است. در [۷] از روش فیدبک‌خطی‌ساز برای کنترل یک شبیه ساز پمپ گردش خون استفاده شده است. در [۸] از فیدبک خطی‌ساز برای کنترل ضربان قلب و ردیابی سیگنال الکتروکاردیوگرام مطلوب ا ستفاده شده ا ست. در این مرجع نیز مشابه [۵] از دو مدل غیرخطی مرتبه دوم و مرتبه سوم برای طراحی کنترل‌کننده استفاده شده است. در [۹] از یک روش کنترل مقاوم برای تنظیم ضربان قلب و همزمان سازی دو بخش آشوبناک SA و AV استفاده شده است. مدل‌های استفاده شده در این مراجع اگرچه از مدل های معروف برای بیان رفتار دینامیکی قلب است اما بیانگر سیگنال الکتروکاردیوگرام نبوده و مانند مشکل مراجع دیگر قابلیت استفاده از روش‌های تحلیل تجربی پزشکان بر روی این مدل‌ها فراهم نیست.

در [۱۰] برای تنظیم تعداد ضربان قلب در حالت تمرین با تردمیل از یک روش فازی – عصبی استفاده شده است. در [۱۱] کنترل‌کننده مقاوم برای تنظیم ضربان قلب ورزشکار در حال استفاده از تردمیل طراحی شده است. خروجی مورد نظر در این تحقیق تعداد ضربان قلب و ورودی کنترل سرعت تردمیل است. در [۱۲، ۱۳] برای سیستمی مشابه با [۱۰] و [۱۱] از یک مدل فازی از نوع تاگاکی-سوگنو استفاده شده و کنترل کننده از روش ترکیبی مقاوم – فازی طراحی شده است. در [۱۴] نیز برای سیستم مشابه مراجع قبلی از کنترل‌کننده مد لغز شی انتگرالی تطبیقی ا ستفاده شده ا ست. در [۱۵] ابتدا یک مدل غیرخطی برای سیستم ورزشکار-تردمیل-ضربان قلب ارائه شده و پارامترهای مدل با انجام یک آزمون واقعی در سرعت‌های مختلف بر روی تردمیل شناسایی شده است. سپس برای طراحی کنترل‌کننده از تئوری‌های تنظیم کننده مربعی خطی و نرم بینهایت استفاده شده است. در [۱۶، ۱۷] نیز به صورت مشابه برای سیستم غیرخطی از کنترل‌کننده غیرخطی استفاده شده است. در [۱۸] برای این سیستم از کنترل‌کننده مقاوم و در [۱۹] از یک کنترل‌کننده فیدبک خطی‌ساز مبتنی بر رویتگر زمان گ سسته ا ستفاده شده ا ست. در این مرجع از رویتگر برای تخمین متغیرهای حالت استفاده شده است.

در [۱، ۱۰-۱۹] هدف کنترل تعداد ضربان قلب بوده و برای انجام تمرین‌های ورزشی مناسب است. در این مراجع تعداد ضربان قلب کنترل شده و رفتار سیگنال الکتروکاردیوگرام مورد بحث نیست.

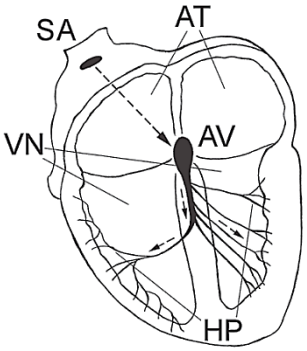
در این مقاله از کنترل‌کننده فیدبک خطی‌ساز برای کنترل سیستم غیرخطی ضربان قلب ا ستفاده شده ا ست. سیستم کنترل به صورت برداری طراحی شده و بردار سیگنال الکتریکی مورد نیاز برای اعمال به سه بخش اصلی قلب تعیین می‌گردد. همچنین از یک رویتگر برای تخمین متغیرهای حالت غیرقابل اندازه‌گیری و توابع نامعین استفاده می‌شود.

در ادامه مقاله در بخش دوم مدل‌سازی سیستم ضربان قلب انجام شده و در بخش سوم طراحی کنترل‌کننده با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز برداری مبتنی بر رویتگر برای ردیابی سیگنال الکتروکاردیوگرام مطلوب انجام می شود. سپس در بخش پنجم با انجام شبیه‌سازی عددی به بررسی کارایی کنترل‌کننده پیشنهادی در کنترل رفتار سیستم ضربان قلب پرداخته می‌شود. در نهایت به نتیجه‌گیری پرداخته خواهد شد.

۲- مدل دینامیکی سیستم ضربان قلب

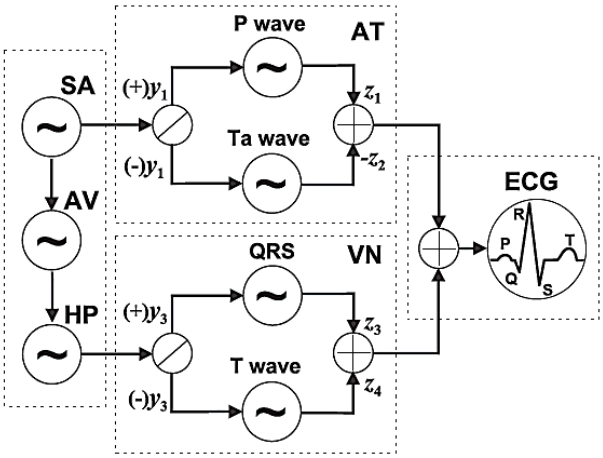
در این بخش مدل سازی سیستم ضربان قلب انجام می شود. در [۴] شمای کلی سیستم الکتریکی قلب در شکل (۱) معرفی شده است:

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]



شکل ۱- شمای کلی سیستم الکتریکی قلب [۴]

شمای کلی سیستم ضربان قلب به صورت شکل (۲) نمایش داده شده است.



شکل ۲- شمای کلی سیستم ضربان قلب [۴]

همانطور که در شکل (۲) مشاهده می‌شود، در این مرجع ابتدا شبیه سازی رفتار نقاط قلب انجام شده و سپس امواج P، Ta، QRS و T تولید می‌شوند. در نهایت با ترکیب خروجی ها، سیگنال الکتروکاردیوگرام ساخته خواهد شد. در [۹] از معادلات وندرپل برای مدل‌سازی سه بخش اصلی قلب به شکل زیر استفاده شده است:

$$SA:\begin{cases}\dot{x}_1 = y_1\\ \dot{y}_1 = -a_1 y_1 (x_1 - u_{11})(x_1 - u_{12})\\ -f_1 x_1 (x_1 + d_1)(x_1 + e_1) + u_1\end{cases}$$

$$AV:\begin{cases}\dot{x}_2 = y_2\\ \dot{y}_2 = -a_2 y_2 (x_2 - u_{21})(x_2 - u_{22})\\ -f_2 x_2 (x_2 + d_2)(x_2 + e_2)\\ +k_{SA-AV}\,(y_1^{\tau_{SA-AV}} - y_2) + u_2\end{cases} \qquad (۱)$$

$$HP:\begin{cases}\dot{x}_3 = y_3\\ \dot{y}_3 = -a_3 y_3 (x_3 - u_{31})(x_3 - u_{32})\\ -f_3 x_3 (x_3 + d_3)(x_3 + e_3)\\ +k_{AV-HP}\,(y_2^{\tau_{AV-HP}} - y_3) + u_3\end{cases}$$

که در آن x_1 و y_1 متغیر های حالت بخش SA، x_2 و y_2 متغیرهای حالت بخش AV و x_3، y_3 متغیرهای حالت بخش HP، $u = [u_1 \quad u_2 \quad u_3]^T$ تاخیر زمانی و $x_i^{\tau} = x_i(t-\tau)$ بردار ورودی کنترل می‌باشد. دیگر نمادهای مورد استفاده در رابطه (۱) پارامترهای ثابت مربوط به سه بخش اصلی قلب بوده که مقادیر آن‌ها در بخش شبیه‌سازی ارائه می‌شود. در [۴] دینامیک‌های چهار موج سیگنال الکتروکاردیوگرام به صورت زیر ارائه شده است:

$$Pwave:\begin{cases}\dot{z}_1 = k_1(-c_1 z_1 (z_1 - w_{11})(z_1 - w_{12})\\ -b_1 v_1 - d_1 v_1 z_1 + I_{AT_{De}})\\ \dot{v}_1 = k_1 h_1 (z_1 - g_1 v_1)\end{cases}$$

$$Ta:\begin{cases}\dot{z}_2 = k_2(-c_2 z_2 (z_2 - w_{21})(z_2 - w_{22})\\ -b_2 v_2 - d_2 v_2 z_2 + I_{AT_{Re}})\\ \dot{v}_2 = k_2 h_2 (z_2 - g_2 v_2)\end{cases} \qquad (۲)$$

$$QRS:\begin{cases}\dot{z}_3 = k_3(-c_3 z_3 (z_3 - w_{31})(z_3 - w_{32})\\ -b_3 v_3 - d_3 v_3 z_3 + I_{VN_{De}})\\ \dot{v}_3 = k_3 h_3 (z_3 - g_3 v_3)\end{cases}$$

$$T:\begin{cases}\dot{z}_4 = k_4(-c_4 z_4 (z_4 - w_{41})(z_4 - w_{42})\\ -b_4 v_4 - d_4 v_4 z_4 + I_{VN_{Re}})\\ \dot{v}_1 = k_4 h_4 (z_4 - g_4 v_4)\end{cases}$$

که در آن z_1 و v_1 متغیرهای حالت موج P، z_2 و v_2 متغیرهای حالت موج Ta، z_3 و v_3 متغیرهای حالت موج QRS و z_4 و v_4 متغیرهای حالت موج T بوده و متغیرهای $I_{AT_{De}}$، $I_{AT_{Re}}$، $I_{VN_{De}}$ و $I_{VN_{Re}}$ برای تاثیر پذیری از خروجی دینامیک‌های سه بخش اصلی قلب به شکل زیر تعریف می‌شوند:

$$I_{AT_{De}} = \begin{cases}0 & for\ \ y_1 \le 0\\ k_{AT_{De}} y_1 & for\ \ y_1 > 0\end{cases}$$

$$I_{AT_{Re}} = \begin{cases}k_{AT_{Re}} y_1 & for\ \ y_1 \le 0\\ 0 & for\ \ y_1 > 0\end{cases}$$

$$I_{VN_{De}} = \begin{cases}0 & for\ \ y_3 \le 0\\ k_{VN_{De}} y_3 & for\ \ y_3 > 0\end{cases} \qquad (۳)$$

$$I_{VN_{Re}} = \begin{cases}k_{VN_{Re}} y_3 & for\ \ y_3 \le 0\\ 0 & for\ \ y_3 > 0\end{cases}$$

برای ساختن سیگنال الکتروکاردیوگرام رابطه زیر استفاده می‌شود:

$$ECG = z_0 + z_1 + z_2 + z_3 + z_4 \qquad (۴)$$

که در آن $z_0 = 0.2$ برای تنظیم خط مرجع سیگنال الکتروکاردیوگرام انتخاب می‌شود [۴].

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]

۳- سیستم کنترل پیشنهادی

فیدبک خطی ساز برای سیستم‌های غیرخطی ارائه شده است. با هدف ردیابی برای طراحی فیدبک خطی‌ساز، سیستم تک ورودی –تک خروجی زیر را در نظر بگیرید.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x)+g(x)u \\ y &= h(x) \end{aligned} \quad (۵)$$

که در آن x بردار حالت، $f(x)$، $g(x)$ و $h(x)$ توابع غیرخطی، u ورودی کنترل و y خروجی سیستم است. ابتدا به صورت زیر از خروجی مشتق گرفته تا ورودی ظاهر شود:

$$y^{(r)} = L_f{}^{(r)}h(x)+L_gL_f{}^{(r-1)}h(x)u \quad (۶)$$

با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز، ورودی کنترل با حذف توابع غیرخطی معین $L_f{}^{(r)}h(x)$ و $L_gL_f{}^{(r-1)}h(x)$ به صورت رابطه (۷) انتخاب می‌شود:

$$u = \frac{1}{L_gL_f{}^{(r-1)}h(x)}\left(-L_f{}^{(r)}h(x)+v\right) \quad (۷)$$

که در آن v ورودی کمکی بوده و می‌توان آن‌را از هر روش خطی تعیین نمود [۲۰].

حال فرض کنید در رابطه (۵) سیستم چند ورودی - چند خروجی غیرخطی با شد. برای این سیستم به صورت زیر از تک تک خروجی‌ها مشتق گرفته تا ورودی ظاهر شود:

$$\begin{bmatrix} y_1^{(r_1)} \\ y_2^{(r_2)} \\ \vdots \\ y_m^{(r_m)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_f^{r_1}h_1(x) \\ L_f^{r_2}h_2(x) \\ \vdots \\ L_f^{r_m}h_m(x) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{m} L_{g_k}L_f^{r_1-1}h_1(x)u_k \\ \sum_{k=1}^{m} L_{g_k}L_f^{r_2-1}h_2(x)u_k \\ \vdots \\ \sum_{k=1}^{m} L_{g_k}L_f^{r_m-1}h_m(x)u_k \end{bmatrix} = L(x)+J(x)u \quad (۸)$$

برای این سیستم بردار ورودی کنترل به‌صورت زیر طراحی می‌گردد:

$$u = J(x)^{-1}\left[-L(x)+V\right], \quad V = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ \vdots \\ v_m \end{bmatrix} \quad (۹)$$

در این‌صورت بردار خروجی به صورت زیر تبدیل می‌شود:

$$\begin{bmatrix} y_1^{(r_1)} \\ y_2^{(r_2)} \\ \vdots \\ y_m^{(r_m)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ \vdots \\ v_m \end{bmatrix} \quad (۱۰)$$

حال می‌توان بردار ورودی v را از هر روش خطی برای پایدارسازی و یا ردیابی خروجی‌ها تعیین نمود. توجه شود که تک تک درایه‌های بردار v را می‌توان برای پایدار سازی خروجی‌ها به صورت مجزا طراحی نمود [۲۱، ۲۲].

از رویتگر می‌توان برای تخمین اطلاعات غیرقابل اندازه‌گیری سیستم استفاده نمود. در این حالت با فراهم بودن تخمین متغیرها و توابع نامعین، می‌توان کنترل‌کننده را پیاده‌سازی نمود. تخمین بخش‌های غیرقابل اندازه‌گیری و نامعین می‌تواند با ا ستفاده از یک رویتگر تو سعه یافته انجام شود. در این بخش یک رویتگر توسعه یافته جدید معرفی می‌شود. برای این منظور سیستم غیرخطی را به فرم زیر در نظر بگیرید:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= y \\ \dot{y} &= F(x,y)+u \end{aligned} \quad (۱۱)$$

که در آن x و y متغیرهای حالت، $F(x,y)$ تابع غیرخطی و u ورودی کنترل است. توجه شود که در این سیستم تنها متغیر حالت x قابل اندازه‌گیری می‌باشد. برای این سیستم رویتگر حالت به شکل زیر در مرجع [۲۳] تعریف گردیده است:

$$\begin{aligned} \dot{\hat{x}} &= \hat{y}+\beta_1 e \\ \dot{\hat{y}} &= \hat{F}+u+\beta_2 fal(e,\alpha_1,\delta) \\ \dot{\hat{F}} &= \beta_3 fal(e,\alpha_2,\delta) \\ e &= x-\hat{x} \end{aligned} \quad (۱۲)$$

که در آن e خطای تخمین، β_1، β_2 و β_3 پارامتر های تنظیم رویتگر و $\hat{x}$ ، $\hat{y}$ و $\hat{F}$ به ترتیب تخمین متغیرهای x، y و F می‌باشند. تابع $fal(e,\alpha,\delta)$ نیز به شکل زیر تعریف می‌گردد:

$$fal(e,\alpha,\delta) = \begin{cases} \dfrac{e}{\delta^{1-\alpha}}, & |e| \le \delta \\ |e|^{\alpha}\, sign(e), & |e| > \delta \end{cases} \quad (۱۳)$$

اثبات پایداری این رویتگر و همگرایی خطای آن در [۲۳] انجام شده است.

برای طراحی سیستم کنترل ضربان قلب با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز، بردار خروجی برای سه بخش اصلی قلب به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$y = \begin{bmatrix} y_{SA} & y_{AV} & y_{HP} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 \end{bmatrix}^T \quad (۱۴)$$

با م شتق گیری از خروجی‌های تعریف شده و ا ستفاده از رابطه (۵-۴) داریم:

[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]
[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022

$$\dot{y} = \begin{bmatrix} \dot{y}_{SA} \\ \dot{y}_{AV} \\ \dot{y}_{HP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \end{bmatrix} \quad (۱۵)$$

همانطور که مشاهده می‌شود، ورودی کنترل در اولین مشتق از خروجی‌ها ظاهر نگردیده و بنابراین طبق اصول روش فیدبک خطی‌ساز، مشتق دوم بردار خروجی به صورت رابطه (۱۶) محاسبه می‌شود:

$$\ddot{y} = \begin{bmatrix} F_{SA} \\ F_{AV} \\ F_{HP} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned} F_{SA} &= -a_1 y_1 (x_1 - u_{11})(x_1 - u_{12}) - \\ &f_1 x_1 (x_1 + d_1)(x_1 + e_1) \\ F_{AV} &= -a_2 y_2 (x_2 - u_{21})(x_2 - u_{22}) - \\ &f_2 x_2 (x_2 + d_2)(x_2 + e_2) + k_{SA-AV} (y_1^{\tau_{SA-AV}} - y_2) \\ F_{HP} &= -a_3 y_3 (x_3 - u_{31})(x_3 - u_{32}) - \\ &f_3 x_3 (x_3 + d_3)(x_3 + e_3) + k_{AV-HP} (y_2^{\tau_{AV-HP}} - y_3) \end{aligned} \quad (۱۶)$$

با توجه به رابطه (۱۶) بردار ورودی کنترل برای ردیابی خروجی‌های مرجع بر اساس روش فیدبک خطی ساز به صورت رابطه (۱۷) انتخاب می‌گردد:

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -F_{SA} + \ddot{y}_{SA_{ref}} + v_{SA} \\ -F_{AV} + \ddot{y}_{AV_{ref}} + v_{AV} \\ -F_{HP} + \ddot{y}_{HP_{ref}} + v_{HP} \end{bmatrix} \quad (۱۷)$$

که در آن $\ddot{y}_{SA_{ref}}$، $\ddot{y}_{AV_{ref}}$ و $\ddot{y}_{HP_{ref}}$ مشتق مرتبه دوم خروجی‌های مرجع یک انسان سالم و نرمال بوده و بخش‌های خطی کنترل‌کننده به صورت زیر طراحی خواهد شد:

$$\begin{bmatrix} v_{SA} \\ v_{AV} \\ v_{HP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -k_{SA_1} e_{SA} - k_{SA_2} \dot{e}_{SA} \\ -k_{AV_1} e_{AV} - k_{AV_2} \dot{e}_{AV} \\ -k_{HP_1} e_{HP} - k_{HP_2} \dot{e}_{HP} \end{bmatrix} \quad (۱۸)$$

که در آن بردار خطا به صورت رابطه (۱۹) می‌باشد.

$$\begin{bmatrix} e_{SA} \\ e_{AV} \\ e_{HP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_{SA} - y_{SA_{ref}} \\ y_{AV} - y_{AV_{ref}} \\ y_{HP} - y_{HP_{ref}} \end{bmatrix} \quad (۱۹)$$

با جایگذاری روابط، ورودی کنترل با استفاده از فیدبک خطی‌ساز برداری به صورت زیر حاصل می‌شود:

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -F_{SA} + \ddot{y}_{SA_{ref}} - k_{SA_1}\left(x_1 - y_{SA_{ref}}\right) - k_{SA_2}\left(y_1 - \dot{y}_{SA_{ref}}\right) \\ -F_{AV} + \ddot{y}_{AV_{ref}} - k_{AV_1}\left(x_2 - y_{AV_{ref}}\right) - k_{AV_2}\left(y_2 - \dot{y}_{AV_{ref}}\right) \\ -F_{HP} + \ddot{y}_{HP_{ref}} - k_{HP_1}\left(x_3 - y_{HP_{ref}}\right) - k_{HP_2}\left(y_3 - \dot{y}_{HP_{ref}}\right) \end{bmatrix} \quad (۲۰)$$

در صورت تخمین متغیر های حالت و توابع غیرخطی غیر قابل اندازه‌گیری توسط رویتگر، ورودی کنترل با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز به صورت رابطه (۲۱) تعیین می‌شود.

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\hat{F}_{SA} + \ddot{y}_{SA_{ref}} - k_{SA_1}\left(x_1 - y_{SA_{ref}}\right) - k_{SA_2}\left(\hat{y}_1 - \dot{y}_{SA_{ref}}\right) \\ -\hat{F}_{AV} + \ddot{y}_{AV_{ref}} - k_{AV_1}\left(x_2 - y_{AV_{ref}}\right) - k_{AV_2}\left(\hat{y}_2 - \dot{y}_{AV_{ref}}\right) \\ -\hat{F}_{HP} + \ddot{y}_{HP_{ref}} - k_{HP_1}\left(x_3 - y_{HP_{ref}}\right) - k_{HP_2}\left(\hat{y}_3 - \dot{y}_{HP_{ref}}\right) \end{bmatrix} \quad (۲۱)$$

با استفاده از رویتگر مطرح شده متغیرهای حالت و توابع نامعین و غیر قابل اندازه‌گیری مربوط به سه بخش اصلی قلب به شرح زیر تخمین زده خواهند شد.

$$SA_{Dynamic}: \begin{cases} \dot{x}_1 = y_1 \\ \dot{y}_1 = F_{SA} + u_1 \end{cases}$$

$$SA_{Observer}: \begin{cases} \dot{\hat{x}}_1 = \hat{y}_1 + \beta_{1_{SA}} e_1 \\ \dot{\hat{y}}_1 = \hat{F}_{SA} + u_1 + \beta_{2_{SA}} fal(e_1, \alpha_{1_{SA}}, \delta_{SA}) \\ \dot{\hat{F}}_{SA} = \beta_{3_{SA}} fal(e_1, \alpha_{2_{SA}}, \delta_{SA}) \end{cases}$$

$$e_1 = x_1 - \hat{x}_1$$

$$AV_{Dynamic}: \begin{cases} \dot{x}_2 = y_2 \\ \dot{y}_2 = F_{AV} + u_2 \end{cases}$$

$$AV_{Observer}: \begin{cases} \dot{\hat{x}}_2 = \hat{y}_2 + \beta_{1_{AV}} e_2 \\ \dot{\hat{y}}_2 = \hat{F}_{AV} + u_2 + \beta_{2_{AV}} fal(e_2, \alpha_{1_{AV}}, \delta_{AV}) \\ \dot{\hat{F}}_{AV} = \beta_{3_{AV}} fal(e_2, \alpha_{2_{AV}}, \delta_{AV}) \end{cases}$$

$$e_2 = x_2 - \hat{x}_2$$

$$HP_{Dynamic}: \begin{cases} \dot{x}_1 = y_1 \\ \dot{y}_1 = F_{HP} + u_1 \end{cases}$$

$$HP_{Observer}: \begin{cases} \dot{\hat{x}}_3 = \hat{y}_3 + \beta_{1_{HP}} e_3 \\ \dot{\hat{y}}_3 = \hat{F}_{HP} + u_3 + \beta_{2_{HP}} fal(e_3, \alpha_{1_{HP}}, \delta_{HP}) \\ \dot{\hat{F}}_{HP} = \beta_{3_{HP}} fal(e_3, \alpha_{2_{HP}}, \delta_{HP}) \end{cases} \quad (۲۲)$$

$$e_3 = x_3 - \hat{x}_3$$

۴- نتایج شبیه‌سازی

در این بخش نتایج شبیه‌سازی کنترل‌کننده طراحی شده ارائه می‌شود. مقادیر پارامترها به شرح جداول (۱) و (۲) در نظر گرفته شده است.

عملکرد رویتگر در تخمین متغیرهای حالت و توابع غیرخطی در شکل‌های (۳) و (۴) قابل مشاهده است. ملاحظه می‌گردد که رویتگر مورد استفاده با دقت و سرعت خوبی متغیرهای حالت و توابع غیرخطی را تخمین زده و در اختیار کنترل‌کننده قرار می‌دهد.

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]

جدول ۱- مقادیر پارامترها در شبیه‌سازی بخش‌های SA، AV و HP

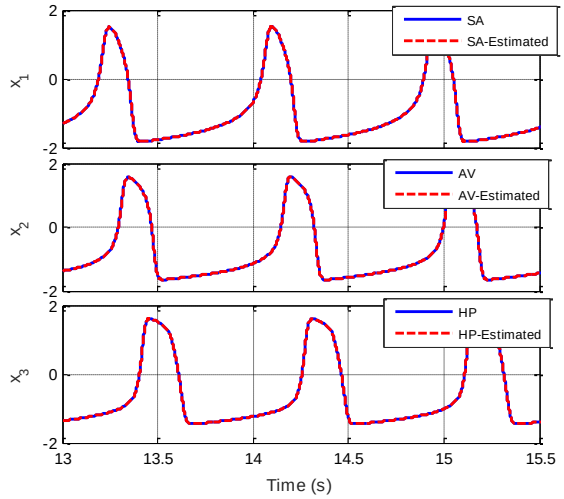
پارامتر	مقدار	پارامتر	مقدار
a_1	۴۰	f_2	۸،۴
a_2	۵۰	f_3	۱،۵
a_3	۵۰	d_1	۳
u_{11}	۰،۸۳	d_2	۳
u_{21}	۰،۸۳	d_3	۳
u_{31}	۰،۸۳	e_1	۳،۵
u_{12}	-۰،۸۳	e_2	۵
u_{22}	-۰،۸۳	e_3	۱۲
u_{32}	-۰،۸۳	k_{SA_AV}	۲۲
f_1	نرمال ۲۲	k_{AV_HP}	۲۲
	تند-ریتمی ۸۷		
	کند-ریتمی ۱۵		

جدول ۲- مقادیر پارامترها در شبیه‌سازی بخش ECG

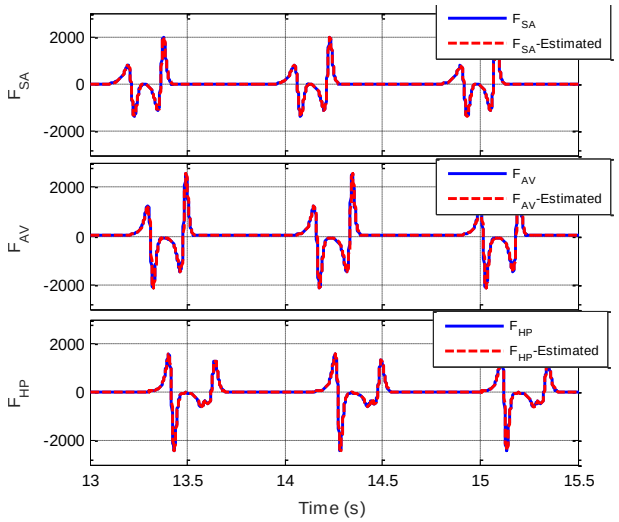
پارامتر	مقدار	پارامتر	مقدار
k_1	۲۰۰۰	h_1	۰،۰۰۴
k_2	۴۰۰	h_2	۰،۰۰۴
k_3	۱۰۰۰۰	h_3	۰،۰۰۸
k_4	۲۰۰۰	h_4	۰،۰۰۸
c_1	۰،۲۶	g_1	۱
c_2	۰،۲۶	g_2	۱
c_3	۰،۱۲	g_3	۱
c_4	۰،۱	g_4	۱
b_1	۰	ω_{11}	۰،۱۳
b_2	۰	ω_{21}	۱۰
b_3	۰،۰۱۵	ω_{31}	۱۰
b_4	۰	ω_{41}	۰،۱۹
d_1	۰،۴	ω_{12}	۰،۱۲
d_2	۰،۴	ω_{22}	۱،۱
d_3	۰،۰۹	ω_{32}	۰،۲۲
d_4	۰،۱	ω_{42}	۰،۸

با اعمال ورودی کنترل صادر شده توسط فیدبک خطی‌ساز به مدل قلب یک انسان با بیماری کند-ریتمی، تغییرات سیگنال الکتروکاردیوگرام در مقایسه با ECG مرجع در شکل (۵) رسم گردیده است. همانطور که مشاهده می‌گردد، سیگنال مرجع توسط خروجی مدل ردیابی شده است.

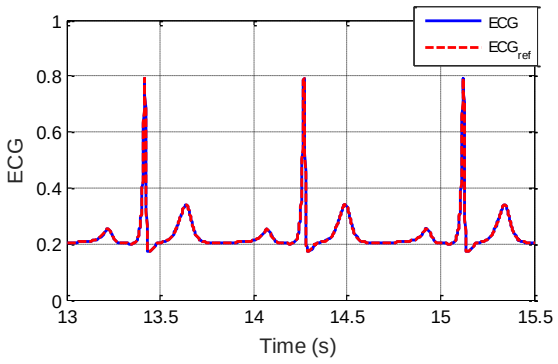
ردیابی رفتار بخش‌های SA، AV و HP با استفاده از روش فیدبک خطی‌ساز برداری در شکل (۶) رسم گردیده است. مشاهده می‌شود که رفتار این سه بخش نیز با دقت بالایی ردیابی شده است. همچنین برای کنترل قلب کند-ریتم، سیگنال ورودی کنترل با استفاده از روش فیدبک خطی ساز برداری مطابق شکل (۷) صادر و به مدل قلب بیمار اعمال شده است. قابل توجه است که نتایج مورد بحث در این مقاله فقط با انجام شبیه‌سازی کامپیوتری حاصل شده و برای اعمال سیگنال کنترل صادر شده به قلب انسان بیمار می‌بایست آزمون‌های متنوع برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی تعریف و انجام شود. همچنین ملاحظات ایمنی و پیاده‌سازی روش پیشنهادی در نظر گرفته شود.



شکل ۳- تخمین رفتار بخش‌های SA، AV و HP با استفاده از رویتگر توسعه یافته

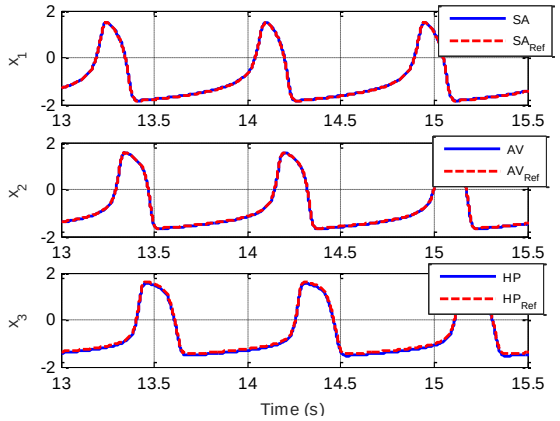


شکل ۴- تخمین توابع غیرخطی در بخش‌های SA، AV و HP با استفاده از رویتگر توسعه یافته

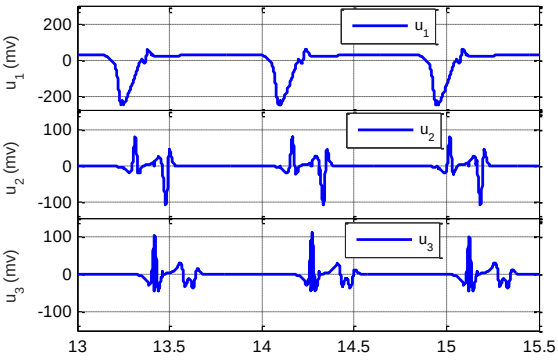


شکل ۵- ردیابی سیگنال ECG

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]



شکل ۶- ردیابی رفتار بخش‌های SA، AV و HP



شکل ۷- سیگنال ورودی کنترل صادر شده

۵- نتیجه گیری

در این مقاله از کنترل‌کننده غیرخطی برای کنترل رفتار سیگنال الکتروکاردیوگرام استفاده گردید. برای این منظور از مدلی غیرخطی برای طراحی کنترل‌کننده استفاده شد. کنترل‌کننده از نوع فیدبک خطی‌ساز برداری انتخاب گردید. همچنین از یک رویتگر برای تخمین متغیرهای حالت و اطلاعات غیرقابل اندازه‌گیری استفاده شد. با انجام شبیه‌سازی کامپیوتری مشاهده شد که با اعمال فیدبک خطی‌ساز برداری مبتنی بر رویتگر بر روی مدل استخراج شده، سیگنال مرجع توسط خروجی مدل ردیابی شده و بیماری کند-ریتمی بهبود می‌یابد.

مراجع

[1] K. J. Hunt, C. C. Hurni, "Robust control of heart rate for cycle ergometer exercise", Medical & Biological Engineering & Computing, 2019.

[2] T. Tashan, E. H. Karam, and E. F. Mohsin, "Immune PID controller based on differential evolution algorithm for heart rate regulation", International Journal of Advanced Computer Research, Vol. 9, No. 42, 2019.

[3] S. Gois, M. Savi, "An analysis of heart rhythm dynamics using a three-coupled oscillator model", Chaos, Solitons and Fractals, Vol. 41, 2009, pp. 2553–2565.

[4] E. Ryzhii, M. Ryzhii, "A heterogeneous coupled oscillator model for simulation of ECG signals", Computer Methods Programs Biomedical, 2014.

[5] W. Thanom, R. N. K. Loh, "Observer-Based Nonlinear Feedback Controls for Heartbeat ECG Tracking Systems", Intelligent Con Aut, Vol. 3, 2012, pp. 251-261.

[6] R. A. Cooper, T. L. Fletcher-Shaw, and R. N. Robertson, "Model Reference Adaptive Control of Heart Rate During Wheelchair Ergometry", IEEE Transactions on Control Systems Technology, Vol. 6, No. 4, 1998.

[7] K. W. Gwak, H. D. Kim, and Ch. W. Kim, "Feedback Linearization Control of a Cardiovascular Circulatory Simulator", IEEE Trans Cont Sys Tech, 2015.

[8] W. Thanom, R. N. K. Loh, "Nonlinear Control of Heartbeat Models", Systemics, Cybernetics and Informatics, Vol. 9, No. 1, 2011.

[9] M. J. Lopez, A. Consegliere, L. Garcia, J. Lorenzo, "Simulation and Control of Heart Rhythm Dynamics", Advances in Biomedical Research, 2010.

[10] C. H. Lua, W. C. Wang, C. C. Tai, T. C. Chen, "Design of a heart rate controller for treadmill exercise using a recurrent fuzzy neural network", computer methods and programs in biomedicine, Vol. 128, 2016, pp. 27–39.

[11] K. J. Hunt, S. E. Fankhauser, "Heart rate control during treadmill exercise using input-sensitivity shaping for disturbance rejection of very-low-frequency heart rate variability", Bio Signal Proc Cont, Vol. 30, 2016.

[12] S. Mohammad, T. M. Guerra, J. M. Grobois, B. Hecquet, "Heart Rate Modeling and Robust Control during Cycling exercise", IEEE World Congress on Computational Intelligence, Brisbane, Australia, 2012.

[13] S. Mohammad, T. M. Guerra, J. M. Grobois, B. Hecquet, "Heart rate control during cycling exercise using Takagi-Sugeno models", Proceedings of the 18th World Congress the International Federation of Automatic Control Milano, Italy, 2011.

[14] A. Argha, S. W. Su, H. Nguyen and B. G. Celler, "Designing Adaptive Integral Sliding Mode Control for Heart Rate Regulation During Cycle-Ergometer Exercise Using Bio-feedback", IEEE Conference, 2015.

[15] T. M. Cheng, A. V. Savkin, B. G. Celler, S. W. Su, and L. Wang, "Nonlinear Modeling and Control of Human Heart Rate Response During Exercise with Various Work Load Intensities", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 55, No. 11, 2008.

[16] S. Scalzi, P. Tomei, and C. M. Verrelli, "Nonlinear Control Techniques for the Heart Rate Regulation in Treadmill Exercises", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 59, No. 3, 2012.

[17] D. Meyera, W. Zhang, M. Tomizuka, V. Senner, "Heart rate regulation with different heart rate reference profiles for electric bicycle riders", Procedia Manufacturing, Vol. 3, 2015, pp. 4213 – 4220.

[18] T. M. Cheng, A. V. Savkin, S. W. Su, B. G. Celler, L. Wang, "A robust control design for heart rate tracking during exercise", 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, 2008.

[19] A. Ibeas, A. Esmaeili, J. Herrera, F. Zouari, "Discrete-Time Observer-Based State Feedback Control of Heart Rate During Treadmill Exercise", 20th Int Conf Sys Theory, Control and Computing, Sinaia, Romania, 2016.

[20] H. J. Marquez, Nonlinear Control Systems, John Wiley & Sons Inc, 2003.

[21] Ch. S. Chiu, "Derivative and integral terminal sliding mode control for a class of MIMO Nonlinear systems", Elsevier, Automatica, Vol. 48, 2012.

[22] S. Laghrouche, F. Plestan and A. Glumineau, "Multivariable practical higher order sliding mode control", 44th IEEE Conf on Decision and Control, and the European Control Conference, Seville, Spain, 2005.

[23] Ch. Ch. Hua, K. Wang, J. N. Chen, X. You, "Tracking differentiator and extended state observer-based nonsingular fast terminal sliding mode attitude control for a quadrotor", Nonlinear Dynamics, Published online, 15 June 2018.

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]

Heartbeat Control Using Observer Based MIMO Feedback Linearization

M. Ali Akbar Semnani[1], A. R. Vali[2*], S. M. Hakimi[3]. V. Behnamgol[4*]

1- PhD Student, Renewable Energy Research Center, Damavand Branch, Islamic Azad University, Damavand, Iran, mina_semnani@yahoo.com
*2- Associate Professor, Malek Ashtar University of Technology, Tehran, Iran, ar.vali@mut.ac.ir
3- Assistant Professor, Renewable Energy Research Center, Damavand Branch, Islamic Azad University, Damavand, Iran, sm_hakimi83@yahoo.com
4- Assistant Professor, Malek Ashtar University of Technology, Tehran, Iran, vahid_behnamgol@mut.ac.ir

Abstract: The human heart has three main parts with oscillating behavior. If the performance of any of these three parts is disturbed, diseases such as bradycardia will occur. To cure the disease, an external electrical signal must be applied to the heart. This external signal can be calculate by a closed loop control system. In this paper, a nonlinear control system has been designed to track the normal heart rate signal in people with bradycardia disease. Due to the nonlinear behavior of the heart and its multivariate dynamics, the controller is designed using the nonlinear MIMO feedback linearization method. Also the unmeasurable and uncertain functions are estimated using an extended state observer. In computer simulation, the performance of the designed control system is investigated.

Keywords: Heartbeat, Electrocardiogram Signal, MIMO Feedback Linearization, Extended State Observer.

[DOR: 20.1001.1.23222468.1401.11.1.3.5]
Journal of Novel Researches on Electrical Power - Vol. 11, No. 1, Spring 2022
[Downloaded from jeps.dezful.iau.ir on 2026-11-13]