

هماهنگی پایداری سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با ترستور برای بهبود پایداری دینامیکی سیستم قدرت با استفاده از تکنیک‌های هوشمند

الناز السادات یعثوبی^۱، کارشناسی ارشد؛ مصطفی صدیقی‌زاده^۲، دانشیار؛ علیرضا سیادتان^{۳،۴}، دانشیار

۱- گروه برق، دانشکده فنی و مهندسی - واحد تهران غرب - دانشگاه آزاد اسلامی - تهران، ایران - e.yassoubi@yahoo.com

۲- گروه قدرت، دانشکده مهندسی برق - دانشگاه شهید بهشتی - تهران - ایران - m_sedighi@sbu.ac.ir

۳- گروه برق، دانشکده فنی و مهندسی - واحد تهران غرب - دانشگاه آزاد اسلامی - تهران، ایران - siadatan@wtiau.ac.ir

۴- گروه سیستم‌های انرژی، دانشکده علوم کاربردی و مهندسی، دانشگاه تورنتو، اتاریو، کانادا - a.siadatan@utoronto.ca

چکیده: بهبود پایداری سیگنال کوچک (دینامیکی) یکی از مهم‌ترین دغدغه‌های بهره‌برداران سیستم قدرت می‌باشد. در این راستا دو تجهیز بسیار مهم برای رسیدن به این هدف، پایداری سیستم قدرت^۱ و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با ترستور^۲ می‌باشند. علی‌رغم این‌که استفاده از این تجهیزات به‌طور جداگانه می‌تواند باعث بهبود پایداری سیگنال کوچک شود، ولی استفاده توأمان بدون هماهنگی بین آن‌ها می‌تواند اثر معکوسی در پی داشته و باعث ناپایداری سیستم گردد. این مقاله به بررسی و مقایسه به‌کارگیری کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم هوشمند ایمنی بدن انسان^۳ و کنترل‌کننده فازی - عصبی^۴ برای کنترل هماهنگ دو تجهیز فوق‌الذکر برای بهبود پایداری سیگنال کوچک می‌پردازد. کنترل‌کننده‌های فوق‌الذکر، روی یک سیستم تک‌ماشینه متصل به شین بی‌نهایت آزمایش شده و نتایج شبیه‌سازی، مؤثر بودن هر دو کنترل‌کننده را برای هماهنگی پایداری سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با ترستور نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: الگوریتم ایمنی بدن انسان، کنترل‌کننده فازی - شبکه عصبی، پایداری سیستم قدرت، جبران‌ساز سری کنترل‌شده با ترستور.

Coordination of PSS and TCSC controllers using the intelligent control techniques to improve dynamic stability of power system

E. Yasoubi¹, MSc; M. Sedighzadeh², Associate Professor²; A. Siadatan^{3,4}, Associate Professor

1- Faculty of Engineering, West Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, Email: elnaz.yassoubi21@gmail.co.ir

2- Faculty of Electrical Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran, Email: m_sedighi@sbu.ac.ir

3- Faculty of Engineering, West Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, Email: siadatan@wtiau.ac.ir

4-Energy Systems Group, Faculty of Applied Science & Engineering, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada, Email: a.siadatan@utoronto.ca

Abstract: One of the main concerns for power system operators is to improve small signal stability of power system. In this regard, two important devices for this purpose are the Power System Stabilizer (PSS) and the Thyristor controlled Series Compensator (TCSC). Despite the fact that the using this devices can improve the small signal stability, utilization of these devices in an uncoordinated way can provide an adverse effect and cause power system instability. This paper analyzes using two controllers that are an intelligent controller based Clonal Selection Algorithm (CSA) and an Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) controller to coordinate control of the two above mentioned devices to improve the small signal stability of power system. The aforementioned controllers are experimentally tested on a Single Machine connected to Infinite Bus (SMIB) and the simulation results show the effectiveness of both controllers for the coordination of PSS and TCSC.

Keywords: Power system stabilizer (PSS), thyristor controlled series compensator (TCSC), small signal stability, clonal selection algorithm (CSA), adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS).

تاریخ ارسال مقاله: ۹۶/۰۴/۳۱

تاریخ اصلاح مقاله: ۹۶/۱۲/۲۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۱۱/۲۰

نام نویسنده مسئول: علیرضا سیادتان

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تهران - دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب - دانشکده فنی و مهندسی، تلفن: ۰۲۱-۴۴۲۲۰۶۷۷-۹

۱- مقدمه

پایدارساز سیستم قدرت یک کنترل‌کننده اقتصادی و مؤثر برای بهبود پایداری دینامیکی سیستم قدرت است که به‌عنوان یک کنترل‌کننده تکمیلی بر روی سیستم تحریک ژنراتورها نصب می‌شود. هدف عمده استفاده‌کردن از پایدارساز سیستم قدرت، افزایش توان انتقالی در شبکه‌های مستعد ناپایداری نوسانی است [۱]. پایدارساز سیستم قدرت از سیگنال سرعت فیدبک گرفته و آن را تبدیل به ولتاژ معادل توسط کنترل‌کننده پیش‌فاز- پس‌فاز می‌نماید و این ولتاژ را به مرجع اضافه می‌نماید. در سیستم‌های قدرت، استفاده از پایدارساز سیستم قدرت به‌تنهایی منجر به میرایی نوسانات مربوط به مدهای محلی می‌شود ولی ممکن است، میرایی نوسانات درون ناحیه‌ای قابل‌قبولی را ایجاد ننماید [۲]. بنابراین، در سال‌های اخیر تجهیزات دیگری تحت عنوان ادوات سیستم‌های انتقال انعطاف‌پذیر جریان متناوب^۵ برای کمک به پایدارسازهای سیستم قدرت مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این کنترل‌کننده‌ها، ادوات الکترونیک قدرتی هستند که برای کنترل ولتاژ، امپدانس و زاویه‌ی فاز خطوط جریان متناوب مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳]. جبران‌ساز سری کنترل‌شونده با تریتور به دلیل ساختار مدار قدرت و کنترل ساده و قابلیت بالا در بهبود پایداری از میان انواع عناصر سیستم‌های انتقال انعطاف‌پذیر جریان متناوب بیشتر مورد توجه واقع شده‌است [۲]. کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و کنترل‌کننده‌های مبتنی بر ادوات سیستم‌های انتقال انعطاف‌پذیر جریان متناوب به‌خصوص جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور از بحث‌های چالشی در حوزه بهبود پایداری سیگنال کوچک شبکه‌های قدرت می‌باشد، چون عدم توجه به این مسئله می‌تواند اثرات معکوسی در پی داشته و سیستم را ناپایدار نماید.

در این حوزه در سال‌های اخیر کارهای تحقیقاتی فراوانی انجام شده‌است. مرجع [۴] به طراحی همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت با چندین نوع از ادوات سیستم‌های انتقال انعطاف‌پذیر جریان متناوب پرداخته و توانایی این کنترل‌کننده‌های همه‌انگهی را مورد بررسی قرار داده‌است. در مرجع [۵] به معرفی چندین روش هوشمند برای کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور پرداخته شده و نتایج با هم‌دیگر مقایسه شده‌است. مرجع [۶] با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی جستجوکننده^۶ یک استراتژی کنترل همه‌انگهی برای پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری سنکرون استاتیکی^۷ بیان نموده و مشکلات و چالش‌های مربوطه را معرفی نموده است. مرجع [۷] به ارزیابی توانایی پایدارساز سیستم قدرت در بهبود پایداری سیستم قدرت با استفاده از تحلیل مقادیر ویژه می‌پردازد. در مرجع [۸] به کمک یک روش احتمالاتی به کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز استاتیکی^۸ می‌پردازد تا بتواند عدم قطعیت‌های مربوطه را در مدل‌سازی لحاظ نماید. مرجع [۹] به کمک الگوریتم بهینه‌سازی جستجوکننده به همه‌انگهی کنترل‌کننده‌های پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز استاتیکی^۹

می‌پردازد. در مرجع [۱۰] برای کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور از روش بهینه‌سازی الگوریتم تجمعی ذرات^{۱۰} استفاده شده‌است و دو تابع هدف زمانی و فرکانسی برای بهینه‌سازی در نظر گرفته شده‌است. مرجع [۱۱] به استفاده توأمان از یک کنترل‌کننده جبران‌ساز سری کنترل‌شونده با تریتور مبتنی بر تئوری کنترل مقاوم و یک پایدارساز سیستم قدرت فازی بهینه‌شده با الگوریتم تجمعی ذرات برای بهبود نوسانات سیگنال کوچک سیستم قدرت می‌پردازد. مرجع [۱۲] به کمک الگوریتم بهینه‌سازی الگوریتم تجمعی ذرات به همه‌انگهی کنترل‌کننده‌های پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شونده با تریتور در یک سیستم قدرت چندماشینه می‌پردازد. مرجع [۱۳] با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی تجمعی باکتری^{۱۱} یک استراتژی کنترل همه‌انگهی برای پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور بیان نموده است. در مرجع [۱۴] به کمک الگوریتم بهینه‌سازی VURPSO به کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز استاتیکی^{۱۲} وار پرداخته شده تا پایداری سیستم قدرت را بهبود دهد. مرجع [۱۵] به کمک الگوریتم بهینه‌سازی الگوریتم تجمعی ذرات به همه‌انگهی کنترل‌کننده‌های پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور می‌پردازد. در مرجع [۱۶] برای کنترل همه‌انگهی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریتور از تکنیک تخصیص قطب مبتنی بر الگوریتم تجمعی ذرات استفاده شده‌است.

هدف از انجام این مقاله، بهبود پایداری سیگنال کوچک سیستم قدرت با استفاده از کنترل‌کننده‌های پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شونده با تریتور به‌صورت همه‌انگهی می‌باشد. برای انجام این همه‌انگهی از دو کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم هوشمند ایمنی بدن انسان و کنترل‌کننده فازی-عصبی استفاده شده و نتایج با هم‌دیگر مقایسه شده است. لذا مهم‌ترین نوآوری‌های این مقاله به شرح زیر هستند:

- استفاده توأمان و همه‌انگهی از کنترل‌کننده‌های پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شونده با تریتور
- به‌کارگیری دو کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم هوشمند ایمنی بدن انسان و کنترل‌کننده فازی-عصبی
- مقایسه دو کنترل‌کننده فوق بر روی یک سیستم آزمایشی با استفاده از شبیه‌سازی حوزه زمان

سازمان‌دهی این مقاله در بخش‌های بعدی به شرح زیر است. در بخش دوم به مدل‌سازی سیستم تحت مطالعه می‌پردازد. در بخش سوم مقاله به معرفی دو کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم هوشمند ایمنی بدن انسان و کنترل‌کننده فازی-عصبی پرداخته می‌شود. بخش چهارم فرمول‌بندی مسئله را معرفی نموده و بخش پنجم به شبیه‌سازی و

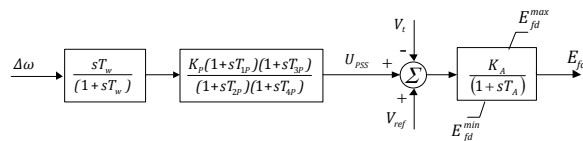
که در روابط فوق V_{td} و ولتاژ پایانه محور q و محور d برحسب پریونیت، x_d راکتانس ماندگار محور d برحسب پریونیت، x'_d راکتانس گذرای محور d برحسب پریونیت، x_q راکتانس ماندگار محور q برحسب پریونیت و V_b ولتاژ شین بی‌نهایت می‌باشد. در روابط فوق:

$$X_d = x_d + x_e \quad X_q = x_q + x_e \quad X'_d = x'_d + x_e \quad (10)$$

$$x_e = X_T + X_{TCSC} + \frac{X_{L1} \times X_{L2}}{X_{L1} + X_{L2}} \quad (11)$$

۴-۲ ساختار پایدارساز سیستم قدرت

ساختار کنترلی پایدارساز سیستم قدرت مورد استفاده در این مقاله به صورت شکل ۲ می‌باشد. همان‌طور که در شکل دیده می‌شود سیگنال ورودی تغییرات سرعت $\Delta\omega$ بوده که پس از عبور از فیلتر شوینده و سپس تابع تبدیل پس‌فاز-پیش‌فاز سیگنال خروجی پایدارساز سیستم قدرت یعنی U_{PSS} را تولید می‌کند. در این شکل T_w ثابت زمانی فیلتر شوینده، T_{1P} ، T_{2P} ، T_{3P} و T_{4P} ثابت‌زمانی‌های تابع تبدیل پس‌فاز-پیش‌فاز، K_P بهره پایدارساز سیستم قدرت و E_{fd}^{\max} و E_{fd}^{\min} حد پایین و بالای ولتاژ قابل اعمال به سیم‌پیچ تحریک می‌باشد.



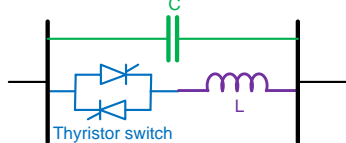
شکل ۲: بلوک دیاگرام کنترلی پایدارساز سیستم قدرت

۴-۳ مدل جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور

شکل ۳ ساختار یک جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور را نشان می‌دهد. جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور شامل یک راکتور کنترل‌شده با تریستور^{۱۲} است که به صورت موازی با یک جبران‌ساز قرار می‌گیرد.

$$X_{TCSC}(\alpha) = \frac{X_C \cdot X_{TCR}(\alpha)}{X_{TCR}(\alpha) - X_C} \quad (13)$$

که در رابطه فوق α زاویه کلیدزنی تریستور برحسب درجه و X_C راکتانس جبران‌سازی و $X_{TCR}(\alpha)$ راکتانس القایی راکتور کنترل‌شده با تریستور هر دو برحسب پریونیت هستند. زاویه راکتانس القایی براساس زاویه کلیدزنی تریستور، که می‌تواند همچنین جریان راکتور را از مقدار بیشینه تا صفر کنترل کند، به دست می‌آید.



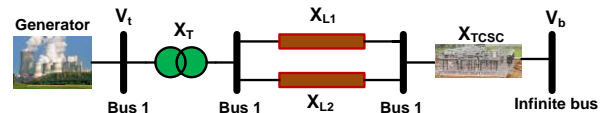
شکل ۳: ساختار کلی جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور

ارزیابی نتایج می‌پردازد. در نهایت بخش ششم نتیجه‌گیری را بیان می‌نماید.

۲- مدل‌سازی سیستم تحت مطالعه

۲-۱ مدل سیستم تک‌ماشینه

در این مطالعه از مدل مرتبه سه ژنراتور سنکرون، شامل معادله نوسان الکترومکانیکی و معادله ولتاژ داخلی ژنراتور، همچنین برای نمایش سیستم تحریک از مدل IEEE TYPE1-ST1 استفاده می‌شود. شکل ۱ سیستم تک ماشینه مورد مطالعه را نشان می‌دهد.



شکل ۱: سیستم تک‌ماشینه مجهز به ادوات FACTS

معادلات غیرخطی این سیستم به صورت زیر است:

$$\frac{d\delta}{dt} = \omega_B(\omega - \omega_0) \quad (1)$$

$$\frac{d\omega}{dt} = \frac{1}{2H}(T_m - T_e - D(\omega - \omega_0)) \quad (2)$$

$$\frac{dE'_q}{dt} = \frac{1}{T_{d0}}(-E'_q + E_{fd}) \quad (3)$$

$$\frac{dE_{fd}}{dt} = -\frac{1}{T_A}E_{fd} + \frac{K_A}{T_A}(V_{ref} - V_t + U_{PSS}) \quad (4)$$

که در روابط فوق، δ زاویه روتور برحسب رادیان الکتریکی، ω سرعت زاویه‌ای روتور برحسب پریونیت، ω_0 سرعت سنکرون برحسب پریونیت، ω_B سرعت مینا برحسب پریونیت، H ثابت اینرسی برحسب ثانیه، D ثابت میرایی برحسب پریونیت گشتاور بر پریونیت سرعت، T_m گشتاور مکانیکی برحسب پریونیت، T_e گشتاور الکتریکی برحسب پریونیت، T_{d0} ثابت زمانی گذرای مدار باز محور d برحسب ثانیه، E'_q ولتاژ متناسب با شار تحریک القا شده در استاتور برحسب پریونیت، E_q ولتاژ متناسب با جریان تحریک القا شده در استاتور برحسب پریونیت، E_{fd} ولتاژ متناسب با ولتاژ تحریک برحسب پریونیت، K_A بهره سیستم تحریک برحسب پریونیت، T_A ثابت زمانی سیستم تحریک برحسب ثانیه، V_t ولتاژ پایانه ژنراتور برحسب پریونیت، V_{ref} ولتاژ مرجع برحسب پریونیت و U_{PSS} سیگنال خروجی پایدارساز سیستم قدرت می‌باشد. همچنین می‌توان نوشت:

$$T_e = \frac{E'_q V_b}{X'_d} \sin\delta - \frac{V_b^2(x_q - x'_d)}{2X'_d X_q} \sin 2\delta \quad (5)$$

$$E_q = \frac{X_d E'_q}{X'_d} - \frac{V_b(x_q - x'_d)}{X'_d} \cos\delta \quad (6)$$

$$V_t = \sqrt{V_{td}^2 + V_{tq}^2} \quad (7)$$

$$V_{tq} = \frac{X_e E'_q}{X'_d} + \frac{V_b x'_d}{X'_d} \cos(\delta) \quad (8)$$

$$V_{td} = \frac{x_q V_b}{X_q} \sin(\delta) \quad (9)$$

(۳) انتخاب n سلول از لیست اولیه با بیشترین تحریک پذیری
 (۴) تکثیر سلول‌های انتخاب شده متناسب با تحریک پذیری آن‌ها. یعنی سلول‌های با تحریک پذیری بالاتر به تعداد بیشتر تکثیر می‌شوند. طبق رابطه:

$$n_i = \text{round}\left(\frac{\beta \cdot N}{i}\right) \quad N_C = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\beta \cdot N}{i}\right) \quad (14)$$

که در آن n_i حجم تکثیر i امین سلول انتخابی، N_C مجموع سلول‌های تکثیر شده و β یک ضریب ثابت است که نرخ تکثیر را تعیین می‌کند.

(۵) جهش سلول‌های تکثیر شده متناسب با تحریک پذیری آن‌ها. سلول‌های با تحریک پذیری بالاتر، نرخ جهش پایین‌تر خواهند داشت.

(۶) انتخاب m سلول با بیشترین تحریک پذیری از میان سلول‌های جهش یافته و جایگزینی آن‌ها با والد‌های مربوطه.

(۷) تولید p سلول جدید به صورت تصادفی و جایگزینی آن‌ها با کم‌تحریک‌ترین سلول‌های موجود در لیست.

(۸) تکرار مراحل ۲ تا ۶ تا رسیدن به همگرایی یا ارضای شرط پایان.

این مراحل در دیاگرام شکل ۵ نشان داده شده است.

در مورد بند ۵ الگوریتم این توضیح لازم است که در الگوریتم ایمنی بدن انسان نرخ جهش هر نمونه متفاوت از دیگری است. هر چه تحریک پذیری نمونه‌ها بیشتر باشد با شدت کمتری جهش پیدا می‌کنند. دلیل این کار آن است که پاسخ‌هایی که در اطراف اکسترم‌های محلی هستند باید با پرس‌های کوچک‌تر جابه‌جا شوند تا به نقطه اکسترم محلی برسند. اما پاسخ‌هایی که از بهینه‌های محلی دورتر هستند با جهش‌های بزرگ این امکان را می‌یابند که به موقعیت‌های بهتری منتقل شوند. مسئله‌ای که در این روش مطرح می‌شود چگونگی تابعیت شدت جهش از میزان تحریک پذیری است. از آنجا که در یک مسئله هیچ اطلاعی از پاسخ بهینه در دست نیست، بهترین روش نرمالیزه کردن تحریک پذیری است:

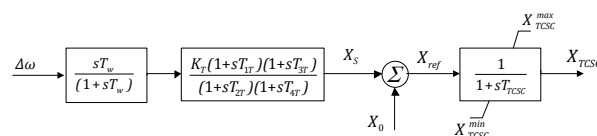
$$D^* = \frac{D}{D_{\max}} \quad (15)$$

که در آن D_{\max} بیشترین تحریک پذیری در بین نمونه‌هاست. یک تابع مناسب برای توزیع نرخ جهش (α)، تابع معکوس نمایی است و به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\beta = \exp(-\rho D^*) \quad (16)$$

در این رابطه ρ پارامتری است که میزان شیب تابع را کنترل می‌کند.

بلوک دیاگرام کنترلی جبران‌ساز سری کنترل شده با ترستور در شکل ۴ نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل دیده می‌شود سیگنال ورودی تغییرات سرعت $\Delta\omega$ بوده که پس از عبور از فیلتر شوینده و سپس تابع تبدیل پس‌فاز-پیش‌فاز سیگنال خروجی سیستم کنترلی یعنی X_S را تولید می‌کند. در این شکل T_w ثابت زمانی فیلتر شوینده، T_{4T} و T_{3T} ، T_{2T} ، T_{1T} ، T_{TCS} ثابت‌زمانی جبران‌ساز سری کنترل شده با ترستور، X_{TCS}^{\max} و X_{TCS}^{\min} حد پایین و بالای راکتانس قابل تولید توسط مدار قدرت جبران‌ساز سری کنترل شده با ترستور می‌باشد.



شکل ۴: بلوک دیاگرام کنترلی جبران‌ساز سری کنترل شده با ترستور

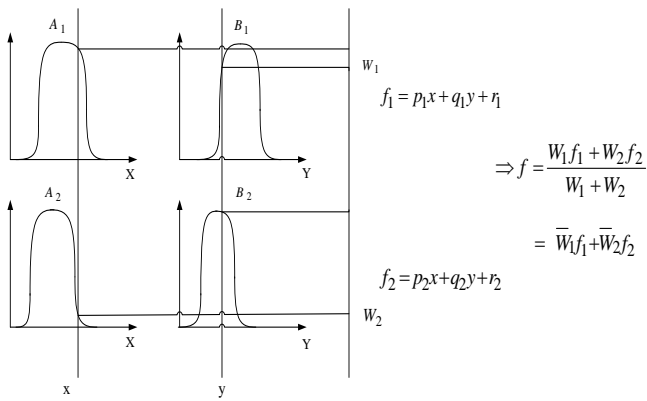
۳- معرفی دو کنترل کننده مبتنی بر الگوریتم هوشمند ایمنی بدن انسان و کنترل کننده فازی-عصبی

۳-۱ الگوریتم ایمنی بدن انسان

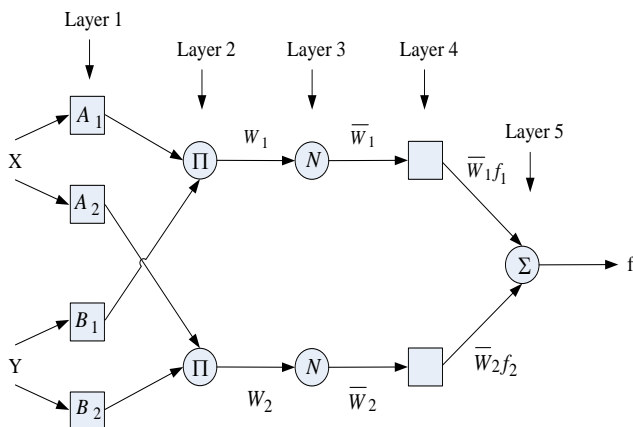
برای ارائه یک الگوریتم بهینه‌سازی مناسب با الهام از عملکرد سیستم ایمنی، ابتدا لازم است که یک مدل ریاضی برای نمایش اجزای سیستم ایمنی به صورت کمی ارائه گردد. در این مدل هر سلول (آنتی‌بادی) با یک بردار d بعدی $A_d = (m_1, m_2, \dots, m_d)$ نمایش داده می‌شود که هر یک از عناصر آن نماینده یکی از ویژگی‌های سلول می‌باشد. تعداد عناصر با توجه به مسئله، مشخص می‌گردد. در کاربردهایی چون شناسایی الگوها، هر آنتی‌ژن نیز با یک بردار مشابه نمایش داده می‌شود. اما در مسائل بهینه‌سازی تابع هدف، خود، معیاری برای تعیین تحریک پذیری سلول‌ها با آنتی‌ژن است و نیازی به نمایش آنتی‌ژن به صورت مستقیم نیست. جنبه‌های اصلی عملکرد سیستم ایمنی که در الگوریتم ایمنی بدن انسان مورد استفاده قرار می‌گیرد، عبارتند از:

- انتخاب و تکثیر تحریک پذیرترین (منطبق‌ترین) سلول‌ها در مقابل آنتی‌ژن
 - از بین بردن سلول‌های با تحریک پایین
 - تکامل تحریک پذیری سلول‌ها با تولید نمونه‌های جهش یافته
 - حفظ تنوع سلول‌ها با تولید و جایگزینی گونه‌های جدید
- با توجه به آن‌چه گفته شد مراحل پیاده‌سازی الگوریتم ایمنی بدن انسان به صورت زیر می‌باشد:

- (۱) تولید N پاسخ اولیه (لیست اولیه آنتی‌بادی‌ها) در فضای مسئله
- (۲) تعیین تحریک پذیری آنتی‌بادی‌ها (محاسبه مقادیر تابع هدف)

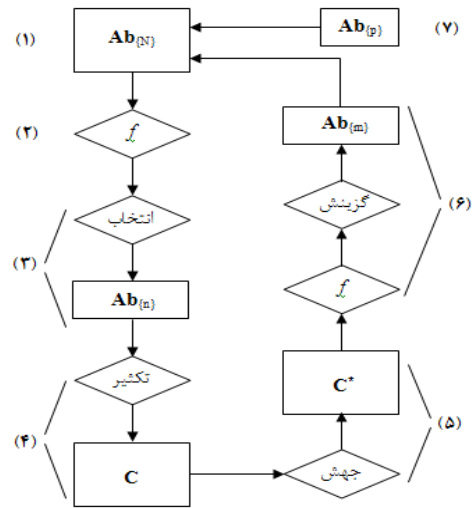


شکل ۷: مدل فازی سگنو



شکل ۸: ساختار فازی-عصبی معادل

- مراحل طراحی و شبیه‌سازی پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور بر پایه فازی-عصبی در زیر آمده است:
- تولید الگو و طرح داده‌های ورودی و مشابه‌سازی با الگو و طرح داده‌های هدف
 - ایجاد سیستم منطق فازی^{۱۴}
 - انتخاب تعداد و نوع توابع عضویت
 - کاربرد قوانین الگوریتم استخراج‌شده برای مقداردهی اولیه قوانین منطق فازی
 - آموزش سیستم فازی با استفاده از الگوریتم‌های یادگیری مانند آموزش ترکیبی^{۱۵} یا پس انتشار خطا
 - آزمایش و ارزیابی سیستم فازی از طریق داده‌های آزمایش
 - در صورت بدست‌آمدن راه‌حل موردنظر، آموزش متوقف می‌گردد. در غیر این‌صورت، توابع عضویت فازی، قوانین الگوریتم استخراج‌شده، الگوریتم یادگیری سیستم فازی و تعداد دوره‌های تکرار خطا را تغییر داده و الگوریتم از مرحله ۲ تا ۶ تکرار می‌گردد.
 - اجرای کنترل‌کننده‌ها بر پایه فازی-عصبی در سیستم مورد آزمایش و محاسبه خروجی‌های سیستم.

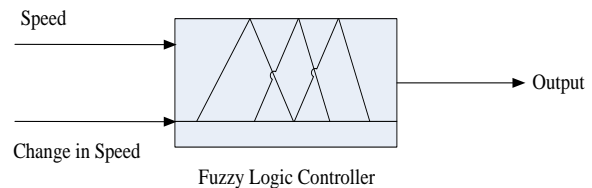


شکل ۵: فلوچارت الگوریتم ایمنی بدن انسان

۴-۳- کنترل‌کننده فازی-عصبی

۴-۳-۱ کنترل‌کننده فازی

شکل ۶ ساختار کلی روش مورد استفاده در طراحی کنترل‌کننده فازی را نشان می‌دهد. سیگنال $d\Delta\omega/dt$ و $\Delta\omega$ ورودی‌های کنترل‌کننده می‌باشند و مادامی‌که هر یک از این دو ورودی مخالف صفر باشند، خروجی کنترل‌کننده فازی مخالف صفر بوده، لذا تا موقعی که سیستم در حالت مطلوب قرار گیرد، یعنی سیگنال‌های سرعت و تغییرات سرعت صفر شوند، زاویه آتش تغییر خواهد کرد. در این صورت خروجی کنترل‌کننده صفر خواهد بود و زاویه آتش همان مقدار مناسب قبلی خواهد ماند.



شکل ۶: ساختار کنترل‌کننده منطق فازی

فرض می‌شود که سیستم منطق فازی دارای ۲ تا ورودی X و Y و یک خروجی Z باشد. برای مدل فازی سگنو^{۱۳} مرتبه اول، قوانین به صورت روابط (۱۶) تنظیم می‌گردند.

$$\begin{aligned} 1- & \text{If } x \text{ is } A_1 \text{ and } y \text{ is } B_1 \text{ then } f_1 = p_1x + q_1y + r_1 \\ 2- & \text{If } x \text{ is } A_2 \text{ and } y \text{ is } B_2 \text{ then } f_2 = p_2x + q_2y + r_2 \end{aligned} \quad (17)$$

مکانیزم استدلال برای مدل فازی سگنو ساختار فازی-عصبی معادل و متناظر در شکل‌های ۷ و ۸ به ترتیب نشان داده شده‌اند.

۴- فرمول بندی مسئله

چهار نوع توابع عضویت g_{bell} ، g_{auss2} ، g_{auss} و g_{sig} برای متغیرهای ورودی و خروجی، انتخاب شده‌اند. قانون کلی برای انتخاب نوع توابع عضویت این است که یک پاسخ رضایت‌مند از کنترل‌کننده فازی-عصبی طراحی شده در یک زمان محاسباتی کم با خطای پایین، همراه با پارامترهای آموزشی کمتر، ایجاد نماید و در نتیجه حافظه کمتری توسط کنترل‌کننده فازی-عصبی اشغال شده و یک جواب سریع در زمان محاسباتی کم حاصل شود. جدول ۱ خطای میانگین مربعات تولیدشده ساختار پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر فازی-عصبی با توابع عضویت مختلف را نشان می‌دهد.

جدول ۱: خطای حداقل مربعات ساختار پایدارساز سیستم قدرت

مبتنی بر فازی-عصبی				تعداد قوانین
انواع توابع عضویت				
dsig	gauss2	gauss	gbell	۹
حداقل خطای مربعات				
$2/4973 \times 10^{-5}$	$3/6228 \times 10^{-5}$	$3/3929 \times 10^{-5}$	$2/4766 \times 10^{-5}$	۹
$1/4979 \times 10^{-5}$	$1/6123 \times 10^{-5}$	$1/1847 \times 10^{-5}$	$1/6224 \times 10^{-5}$	۱۶
$7/8754 \times 10^{-6}$	$7/9941 \times 10^{-6}$	$6/3252 \times 10^{-6}$	$7/5096 \times 10^{-6}$	۲۵
$1/0827 \times 10^{-5}$	$1/1011 \times 10^{-6}$	$3/3229 \times 10^{-6}$	$4/2421 \times 10^{-6}$	۴۹

متغیرهای ورودی‌ها و خروجی کنترل‌کننده با استفاده از تعداد مختلفی از قوانین، طراحی می‌گردد. متغیرهای ۳، ۴، ۵ و ۷ برای دو تا ورودی انتخاب شده‌است، از این‌رو به‌طور متناظر ۹، ۱۶، ۲۵ و ۴۹ قوانین فازی گسترش یافته‌اند. ساختار بر پایه ۴۹ قانون مربوط به کنترل‌کننده، به دلیل این‌که دارای زمان محاسباتی بالا برای اجرا نسبت به دیگر ساختارهای فازی-عصبی است، ترجیح داده نمی‌شود.

قابل ذکر است که بهترین ساختار پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر سیستم فازی-عصبی بعد از آزمایش با سیستم قدرت مورد مطالعه انتخاب می‌گردد. در این کنترل‌کننده با توجه به مطالب بالا تابع عضویت ۵ تایی g_{auss} انتخاب شده و در نتیجه به‌طور کلی ۲۵ قانون برای ورودی‌ها و متغیرهای خروجی ساختار فازی-عصبی تشکیل می‌شود. شکل ۹ ساختار پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر سیستم فازی-عصبی را با ورودی‌ها و خروجی مورد نظر نشان می‌دهد. بعد از ۱۰ بار تکرار، خطای بین خروجی واقعی و خروجی فازی-عصبی، کم‌ترین مقدار می‌شود. آموزش بایستی ادامه یابد تا زمانی که خطای ثابت به مقدار $6/3252 \times 10^{-6}$ برسد.

۴-۱- ساختار کنترل‌کننده‌های مبتنی بر الگوریتم بهینه‌سازی ایمنی بدن انسان

بلوک‌های کنترلی مورد استفاده برای پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با ترپستور در شکل‌های ۲ و ۴ از نوع پیش فاز- پس فاز مرسوم می‌باشند. قرار گرفتن یک فیلتر شوینده در مسیر کنترل‌کننده‌ها باعث غیرفعال شدن آن‌ها در شرایط حالت ماندگار می‌گردد.

۴-۲- پارامترهای مسئله بهینه‌سازی

در این جا مقدار $T_W = 10$ ثانیه انتخاب گردیده است که فقط اجازه عبور نوسانات فرکانس پایین را از کنترل‌کننده می‌دهد. همچنین با توجه به تحلیل اولیه سیستم و محدوده فرکانس‌های آن مقادیر $T_{2P} = T_{2T} = 10$ ثانیه و $T_{4P} = T_{4T} = 1$ ثانیه از قبل انتخاب شده‌است. پارامترهای باقی‌مانده T_{1P} ، T_{3P} ، T_{1T} ، T_{3T} ، K_P و K_T هستند که باید برای هر دو کنترل‌کننده تنظیم گردد. در نتیجه کلاً شش پارامتر برای هماهنگی کنترل‌کننده‌ها باید به‌طور هم‌زمان تنظیم شود. مقادیر بهینه این پارامترها توسط الگوریتم بهینه‌سازی ایمنی بدن انسان تعیین خواهد شد. مقادیر مربوط به پارامترهای ژنراتور، سیستم تحریک و شبکه در پیوست آمده است.

۴-۲-۲- تابع هدف در حوزه زمان

تابع هدف حوزه زمان مورد استفاده در این بهینه‌سازی مبتنی بر انتگرال زمانی نوسانات سرعت روتور می‌باشد که به‌صورت رابطه زیر بیان می‌گردد:

$$J_1 = \int_{t_0}^{t_{sim}} |\Delta\omega(t)| dt \quad (18)$$

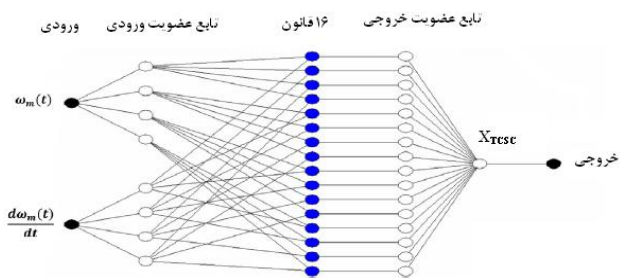
که در آن t_0 زمان آغاز شبیه‌سازی و t_{sim} زمان پایان شبیه‌سازی است. وجود عامل t باعث بهبود زمان نشست می‌گردد.

۴-۳- ساختار کنترل‌کننده‌های مبتنی بر سیستم فازی-عصبی

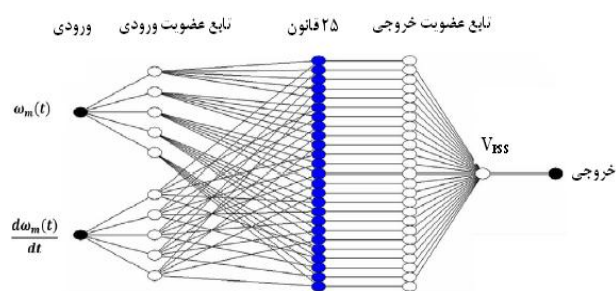
۴-۳-۱- پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر سیستم فازی-عصبی

شبکه با استفاده از ۱۰۰۰ داده که تحت شرایط مختلف بهره‌برداری سیستم قدرت به‌دست آمده، آموزش داده می‌شود. ۲ تا ورودی و یک خروجی برای آموزش استفاده می‌گردد.

سرعت $\omega_m(t)$ و تغییر سرعت $d\omega_m(t)/dt$ به‌عنوان ورودی‌های دینامیکی و V_{PSS} به‌عنوان مقدار خروجی پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر سیستم فازی-عصبی انتخاب شده‌اند.



شکل ۱۰: ساختار کنترل کننده جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی



شکل ۹: ساختار کنترل کننده پایدارساز سیستم قدرت مبتنی بر سیستم فازی-عصبی

۵ نتایج شبیه سازی

۵ ۴ - تنظیم بهینه پایدارسازها به صورت مجزا با استفاده از الگوریتم ایمنی بدن انسان

در طراحی مجزای پایدارسازها، پارامترهای هر پایدارساز بدون در نظر گرفتن سایر پایدارسازهای سیستم تنظیم می شود. در این جا طراحی در شرایط بارگذاری به صورت توان اکتیو ۰/۹ و توان راکتیو ۰/۱۵ پریونیت انجام گرفته است. برای محاسبه تابع هدف از یک اغتشاش به صورت افزایش پله ای توان مکانیکی ورودی P_m به مقدار ۰/۲ پریونیت استفاده شده است. مقادیر بهینه پارامترهای هر یک از کنترل کننده ها در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۳: نتایج طراحی مجزای پایدارسازها

TCSC	PSS	پارامتر
۷/۱۵	۷/۳۱	K
۰/۸۷۶۹	۰/۹۸۸	T ₁
۲/۹۸۹	۲/۷۶۴	T ₃

پاسخ زمانی سیستم غیرخطی به افزایش پله ای توان مکانیکی ورودی به مقدار ۰/۲ پریونیت، برای هر یک از پایدارسازها شبیه سازی شده و نحوه تغییرات زاویه توان ژنراتور در شکل ۱۱ نمایش داده شده است.

۵ ۴ طراحی هماهنگ پایدارسازها با استفاده از الگوریتم ایمنی

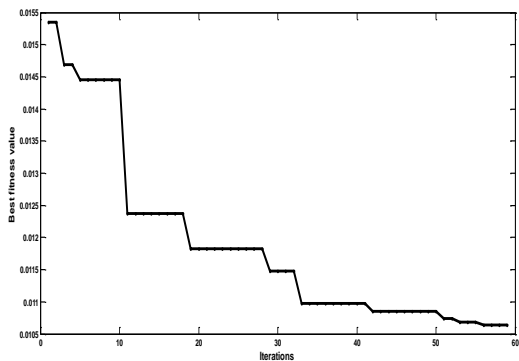
برای مقاوم بودن طراحی نسبت به شرایط بهره برداری سیستم، بهینه سازی با در نظر گرفتن سه وضعیت بارگذاری سبک، نامی و سنگین مطابق با جدول ۴ انجام گرفته است. در طراحی هماهنگ پایدارسازها مقادیر بهینه پارامترهای هر یک از کنترل کننده ها در جدول ۵ آورده شده است.

۴ ۴ ۴ جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی

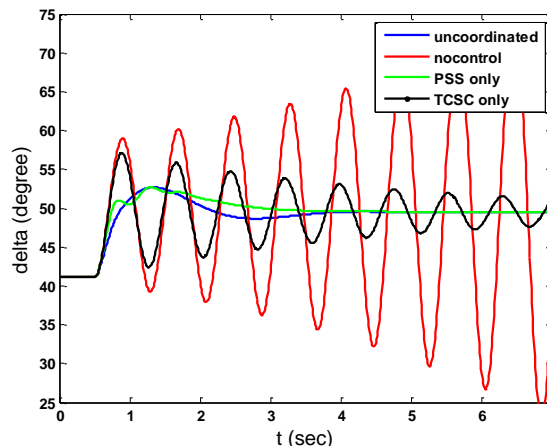
حلقه کنترل پایداری جبران ساز سری کنترل شده با ترستور توسط سیستم فازی-عصبی سگنو طراحی شده است. این حلقه برای تولید زوج داده های آموزش کنترل کننده جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی با در نظر گرفتن دینامیک سیستم استفاده می گردد. سرعت $\omega_m(t)$ و تغییر در سرعت $d\omega_m(t)/dt$ به عنوان ورودی و متناظر به عنوان خروجی برای کنترل کننده در نظر گرفته می شود. در جدول ۲ مقایسه ای بین خطای حداقل مربعات برای تعداد قوانین مختلف و انواع توابع عضویت برای ساختار جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی ارائه می دهد. سه نوع تابع عضویت gauss, gbell و dsig با تعداد مختلفی از قوانین برای طراحی متغیرهای ورودی و خروجی این کنترل کننده انتخاب شده اند. نوع و تعداد تابع عضویت و تعداد قوانین فازی بر اساس تولید خطای کمتر، انتخاب می شوند. در این مقاله با توجه به مطالب گفته شده و جدول ۲، تابع عضویت ۴ تایی gbell انتخاب شده و در نتیجه در کل ۱۶ قانون برای ورودی ها و متغیرهای خروجی طراحی شده است. بعد از ۱۰ بار تکرار، خطای بین خروجی واقعی و خروجی فازی-عصبی، کم ترین مقدار می شود. شکل ۱۰ ساختار کنترل کننده جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی را نشان می دهد. آموزش سیستم فازی-عصبی بایستی کامل گردد تا زمانی که خطای ثابت به مقدار $2/9473 \times 10^{-10}$ برسد.

جدول ۲: خطای حداقل مربعات ساختار جبران ساز سری کنترل شده با ترستور مبتنی بر سیستم فازی-عصبی

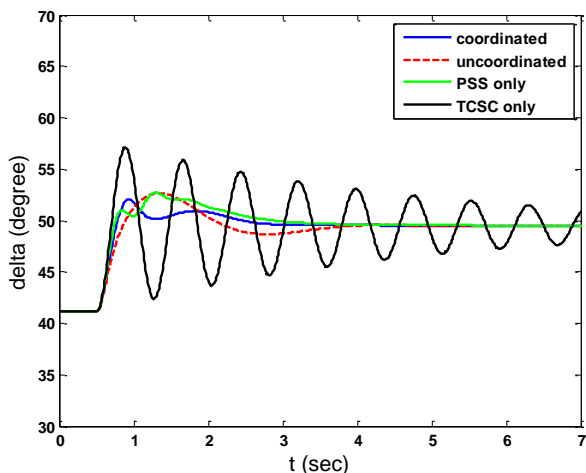
تعداد قوانین	انواع توابع عضویت		
	dsig	gauss	gbell
۹	حداقل خطای مربعات		
۱۶	$8/9697 \times 10^{-10}$	$5/2605 \times 10^{-10}$	$5/7945 \times 10^{-10}$
۲۵	$4/3176 \times 10^{-10}$	$2/1272 \times 10^{-10}$	$2/9473 \times 10^{-10}$
۴۹	$5/0078 \times 10^{-10}$	$2/4182 \times 10^{-10}$	$3/9185 \times 10^{-10}$
	$9/3737 \times 10^{-10}$	$4/3368 \times 10^{-10}$	$2/3176 \times 10^{-10}$



شکل ۱۲: نمودار هم‌گرایی تابع هدف در طراحی هماهنگ



شکل ۱۱: پاسخ زمانی سیستم غیرخطی به افزایش پله‌ای توان مکانیکی ورودی به مقدار ۰/۲ پریونیت در تنظیم مجزا



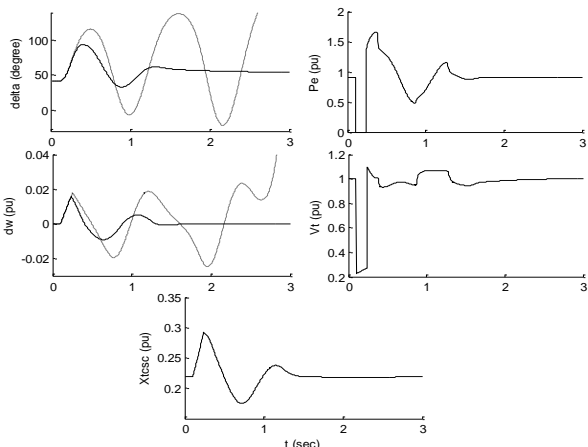
شکل ۱۳: پاسخ زمانی سیستم غیرخطی به افزایش پله‌ای توان مکانیکی ورودی به مقدار ۰/۲ پریونیت در طراحی هماهنگ

جدول ۴: حالت‌های مختلف بارگذاری سیستم

بارگذاری	سنگین	نامی	سبک
توان حقیقی (pu)	۰/۹	۰/۵	۰/۲
توان راکتیو (pu)	۰/۱۵	۰/۰۸	۰/۰۲

جدول ۵: نتایج طراحی هماهنگ پایدارسازها

TCSC	PSS	
۱/۰۰۴	۲۳/۱۲۰	K
۰/۳۱۶	۰/۸۱۴	T ₁
۱/۴۵۵	۱/۲۴۹	T ₃



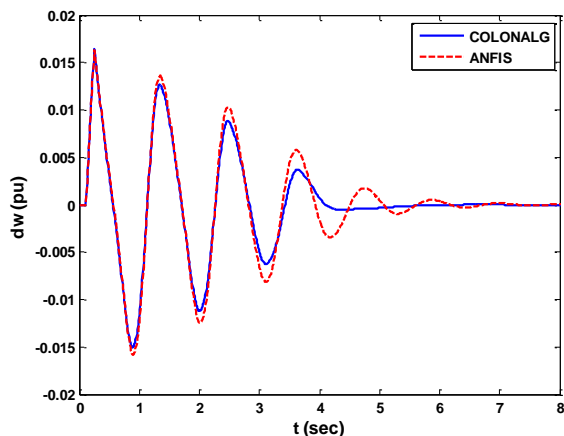
شکل ۱۴: پاسخ سیستم مجهز به پایدارسازهای هماهنگ به خطای اتصال کوتاه سه فاز در ابتدای خط L₁

۴ ۵ مقایسه عملکرد الگوریتم ایمنی بدن انسان و سیستم فازی-عصبی در مسئله طراحی هماهنگ پایدارسازها

در این بخش مقایسه‌ای بین الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی در حل مسئله طراحی هماهنگ انجام می‌گیرد. معیارهای مقایسه پاسخ بهینه نهایی و مدت زمان همگرایی است.

همچنین شکل ۱۲ منحنی هم‌گرایی تابع هدف در طراحی هماهنگ را نشان می‌دهد. شکل ۱۳ پاسخ سیستم مجهز به پایدارسازهای هماهنگ را در مقایسه با پاسخ پایدارسازهای ناهماهنگ بخش قبل نشان می‌دهد. مقایسه پاسخ‌ها نمایان‌گر این است که انجام طراحی هماهنگ، از تأثیرات منفی پایدارسازها بر روی عملکرد یکدیگر جلوگیری کرده و به پاسخ مطلوب‌تری منجر گردیده است.

شکل ۱۴ عملکرد پایدارسازهای هماهنگ ارائه شده را تحت یک گذرای شدید نشان می‌دهد. یک خطای اتصال کوتاه سه فاز در لحظه ۰/۱ ثانیه در ابتدای خط L₁ (سمت ترانسفورماتور) رخ داده است که پس از ۸ سیکل رفع شده است. منحنی خط‌چین مربوط به پاسخ سیستم بدون پایدارساز می‌باشد. مشاهده می‌شود که عملکرد پایدارسازهای هماهنگ تحت گذراهای شدید نیز مناسب بوده است. نکته دیگر این‌که زاویه روتور از مقدار ۴۱/۱ در زمان قبل از خطا به مقدار ۵۴/۷ در زمان پس از رفع خطا رسیده است که علت آن بازشدن یکی از خطوط و افزایش راکتانس معادل سیستم، می‌باشد.



شکل ۱۷: مقایسه پاسخ تغییرات سرعت ژنراتور در الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی

جدول ۶. مقایسه عملکرد الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی

شکل	الگوریتم بهینه‌سازی	زمان بهینه‌سازی (sec)	زمان همگرایی (sec)	مقدار نهایی
۱۵	ایمنی بدن انسان	۱۰۴/۷۵	۲/۸۲	۴۹/۸ (درجه)
	فازی-عصبی	-	۱/۱۵	۴۹/۷ (درجه)
۱۶	ایمنی بدن انسان	۱۰۴/۷۵	۶/۳۵	۱/۰۰ (پریونیت)
	فازی-عصبی	-	۷/۶۰	۱/۰۱ (پریونیت)
۱۷	ایمنی بدن انسان	۱۰۴/۷۵	۶/۱۰	۰/۰۰ (پریونیت)
	فازی-عصبی	-	۷/۱۵	۰/۰۰ (پریونیت)

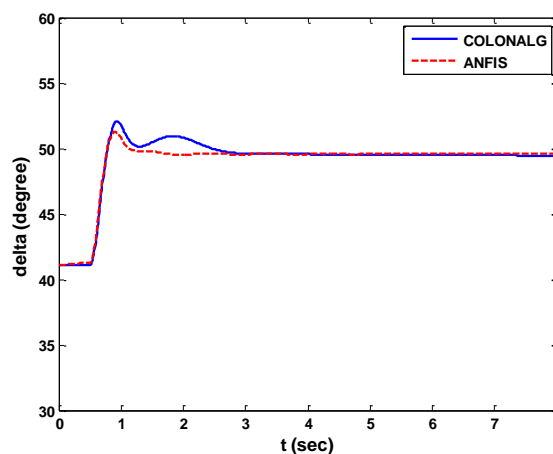
۶- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، مسئله طراحی هماهنگ پایدارساز سیستم قدرت و جبران‌ساز سری کنترل‌شده با تریستور در یک سیستم تک‌ماشینه متصل به شینه بی‌نهایت مورد بررسی قرار گرفت. مطالعات انجام‌شده و نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان داد که طراحی هماهنگ پایدارسازها در مقایسه با طراحی مجزا می‌تواند مشخصه‌های پاسخ دینامیکی سیستم را در مقابل اغتشاشات کوچک و بزرگ به مقدار قابل‌توجهی بهبود بخشد. بنابراین استفاده از این روش می‌تواند حاشیه‌های پایداری سیستم را افزایش داده و به‌نوبه خود به آزادسازی بخشی از ظرفیت شبکه انتقال و در نتیجه استفاده اقتصادی‌تر از شبکه قدرت منجر گردد. از آنجا که این روش طراحی مبتنی بر بهینه‌سازی است، انتخاب الگوریتم بهینه‌سازی و همچنین تعریف یک تابع هدف مناسب، می‌تواند تأثیر بسزایی در نتیجه طراحی و زمان موردنیاز آن، داشته

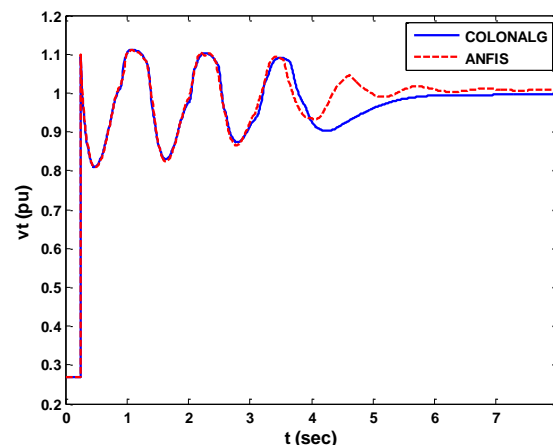
پارامترهای هر یک از الگوریتم‌ها با سعی و خطا به‌گونه‌ای تعیین شده است که عملکرد مطلوب حاصل شود. نتایج بهینه‌سازی در جدول ۶، شکل ۱۵، ۱۶ و شکل ۱۷ ارائه شده‌است.

شکل ۱۵ با افزایش ۰/۲ پریونیت در توان مکانیکی به مقایسه هم‌گرایی در زاویه روتور با الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی پرداخته است. همچنین شکل ۱۶ با همین اغتشاش به بررسی عملکرد دو الگوریتم در ولتاژ پایانه می‌پردازد. مقایسه هم‌گرایی در تغییرات سرعت الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی، مربوط به خطای اتصال کوتاه سه فاز، در شکل ۱۷ نشان داده شده است. نتایج به‌دست‌آمده از اشکال مذکور به‌صورت جمع‌بندی شده در جدول ۶ آورده شده‌است.

نگاهی به جدول و اشکال مذکور نشان می‌دهد که هر دو الگوریتم تقریباً به یک مقدار نهایی (با یک اختلاف جزئی) همگرا شده‌اند.



شکل ۱۵: مقایسه پاسخ زاویه روتور در الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی



شکل ۱۶: مقایسه پاسخ ولتاژ پایانه در الگوریتم ایمنی بدن انسان و الگوریتم فازی-عصبی

مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز، شماره ۱ جلد ۳۹، ۴۶-۳۷، ۱۳۸۸.

- [4] L. Cai, I. Erlich, "Simultaneous coordinated tuning of PSS and FACTS damping controllers in large power systems". IEEE Transactions on power systems, vol. 20, no. 1, pp. 294-300, 2005
- [5] P. R. Gandhi., S. K. Joshi, " Smart control techniques for design of TCSC and PSS for stability enhancement of dynamic power system", *Applied Soft Computing*, 24, pp. 654-666, 2014
- [6] E. Gholipour, S. M. Nosratabadi, "A new coordination strategy of SSSC and PSS controllers in power system using SOA algorithm based on Pareto method," *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 67, pp. 462-471, 2015.
- [7] G. Shahgholian-Ghfarokhi, M. Arezoomand, H. Mahmoodian, "Analysis and Simulation of the single-machine infinite-bus with power system stabilizer and parameters variation effects", *International Conference on intelligent and advanced systems, ICIAS 2007*, 2007.
- [8] X. Y. Bian, C. T. Tse, J. F. Zhang, K. W. Wang," Coordinated design of probabilistic PSS and SVC damping controllers", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 33, pp. 445-452, 2011.
- [9] E. Afzalan, M. Joorabian, "Analysis of the simultaneous coordinated design of STATCOM-based damping stabilizers and PSS in a multi-machine power system using the seeker optimization algorithm", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 53, pp. 1003-1017, 2013.
- [10] A. Rezazadeh, M. Sedighzadeh, A. Hasaninia," Coordination of PSS and TCSC controller using modified particle swarm optimization algorithm to improve power system dynamic performance", *Journal of Zhejiang University-SCIENCE C (Computers & Electronics)*, vol. 11, no. 8, pp. 645-65, 2010.
- [11] V. K. Tayal, J. S. Lather, " Reduced order H-infinity TCSC controller & PSO optimized fuzzy PSS design in mitigating small signal oscillations in a wide range", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 68, pp. 123-131, 2015.
- [12] H. Shayeghi, A. Safari, HA. Shayanfar, "PSS and TCSC damping controller coordinated design using PSO in multi-machine power system", *International Journal of Energy Conversion and Management*, vol. 51, no. 12, pp. 2930-2937, 2010.
- [13] E. S. Ali, S. M. Abd-Elazim," Coordinated design of PSSs and TCSC via bacterial swarm optimization algorithm in a multi-machine power system", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 36, pp. 84-92, 2012.
- [14] G. Shahgholian, A. Movahedi, J. Faiz, " Coordinated Design of TCSC and PSS controllers using VURPSO and Genetic algorithms for multi-machine power system stability", *International Journal of Control, Automation and Systems*, vol. 13, no. 2, pp. -12, 2015.
- [15] H. Hasanvand, M. R. Arvan, B. Mozafari, T. Amraee, "Coordinated design of PSS and TCSC to mitigate interarea oscillation", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 78, pp. 194-206, 2016.
- [16] M.A. Furini, A.L.S. Pereira, P.B. Araujo, "Pole placement by coordinated tuning of Power System Stabilizers and FACTS-POD stabilizers", *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*, vol. 33(3), pp. 615-622, 2011.

باشد. باتوجه به این موضوع الگوریتم‌های ایمنی بدن انسان و منطق فازی- شبکه عصبی در این مقاله انتخاب شده و مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

نتایج بهینه‌سازی، نشان می‌دهد که الگوریتم‌های نام‌برده، پارامترهای پاسخ زمانی، مانند زمان نشست و زمان خیز را بهبود بخشیده و میزان جهش را کاهش می‌دهند. همچنین، مقایسه نتایج طراحی‌هایی که با استفاده از این الگوریتم‌ها انجام گرفت، نشان داد که زمان به کار رفته در الگوریتم فازی-عصبی مقدار کمتری در مقایسه با الگوریتم ایمنی بدن انسان دارد. همچنین، حساسیت انتخاب پارامترهای T_1 ، T_3 و K که بایستی برای هر سه کنترل کننده تنظیم گردد و تأثیر بسزایی در عملکرد طراحی هماهنگ دارد، نیز از میان می‌رود. در مقابل، میزان دقت در الگوریتم ایمنی بدن انسان، اندکی بیشتر است.

پیوست

مشخصات سیستم تک ماشینه مورد مطالعه: (همه مقادیر برحسب پریونیت می‌باشد مگر این که صریحاً قید شده باشد).

- ژنراتور و سیستم تحریک:

$$H = 3.7 \text{ sec} \quad D = 4.1 \quad T'_{d0} = 4.49 \text{ sec}$$

$$x_d = 1.05 \quad x_q = 0.474 \quad x'_d = 0.296$$

$$K_A = 50 \quad T_A = 0.01 \text{ sec}$$

$$-7 p.u < E_{fd} < 7 p.u$$

$$-0.1 < U_{PSS} < 0.1$$

- ترانسفورماتور و خط انتقال:

$$X_T = 0.08, X_{L1} = X_{L2} = 1, V_b = 1$$

- تجهیزات FACTS:

$$X_{TCSC0} = 0.22$$

$$T_S = 0.07 \text{ s}$$

$$0.1 < X_{TCSC} < 0.35$$

مراجع

- [۱] سعید اباذری، امید مرادی، «بهبود میرایی نوسانات سیستم قدرت با به کارگیری UPFC و تنظیم پارامترهای کنترل کننده بر اساس یک الگوریتم جدید PSO»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، شماره ۱، جلد ۴۶، صفحه ۱۱، ۱۳۹۵.
- [۲] سعید اباذری، صادق قانندی، «بهبود پایداری دینامیکی به روش کنترل فازی در سیستم‌های قدرت چند ماشینه با کاربرد TCSC»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، شماره ۲، جلد ۴۵، صفحه ۹، ۱۳۹۴.
- [۳] محسن گیتی‌زاده حقیقی، محسن کلانتر، «تعیین مقدار و موقعیت بهینه نصب ادوات FACTS با در نظر گرفتن تابع هدف چند منظوره و ترکیب آبرکاری فولاد با برنامه‌ریزی آرمانی»،

زیرنویس‌ها

- ¹ Power System Stabilizer (PSS)
- ² Thyristor Controlled Series Compensator (TCSC)
- ³ Clonal Selection Algorithm (CSA)
- ⁴ Adaptive Neural Network-Fuzzy Inference System (ANFIS)
- ⁵ Flexible AC Transmission Systems (FACTS)
- ⁶ Seeker Optimization Algorithm (SOA)
- ⁷ Static Synchronous Series Compensator (SSSC)
- ⁸ Static Var Compensator (SVC)
- ⁹ Static Compensator (STATCOM)
- ¹⁰ Particle Swarm Optimization (PSO)
- ¹¹ Bacterial Swarm Optimization
- ¹² Thyristor Controlled Reactor (TCR)
- ¹³ Sogeno-Fuzzy
- ¹⁴ Fuzzy Inference System (FIS)
- ¹⁵ Hybrid Learning