



ÜÇ OSİLATÖRLÜ KALP SİSTEM MODELİNİN SENKRONİZASYONU İÇİN LİDER-İZLEYİCİ DENETLEYİCİ TASARIMI

MASTER-SLAVE CONTROLLER DESIGN FOR SYNCHRONIZING HEART SYSTEM MODEL WITH THREE OSCILLATORS

Mahmut Ün¹, Manolya Ün²

¹ Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi
mahmutun908@gmail.com

² Faculty of Medicine
Medical University of Pleven
manolya.un3@gmail.com

Özetçe

Kalp iletim sistemindeki SA ve AV düğümlerinin senkronize çalışmaması, kalpte çeşitli bloklama aritmilerine yol açabilir. Bu bildiride, kalp sisteminin daha yüksek bir doğrulukla incelenmesi amacıyla, üç-osilatörlü bir kalp sistem modeli değiştirilerek kullanılmıştır. Aritmilerin bilgisayar benzetimleri, uygun bir denetim yöntemi tasarlanarak gecikmeli ve gecikmesiz durumlarda incelenmiş; ritim düzensizliklerinin giderilmesi için gerekli adımlar belirtilen sırada izlenmiştir: a genlikli ve w frekanslı bir gerilimin eklenmesini takiben, osilatörlere T gecikme zaman faktörü uygulanmış ve elde edilen model için uygun bir denetleyici tasarlanmıştır. Son adımda, denetim girişlerinin uygulandığı ve uygulanmadığı durumlar için Matlab SIMULINK programıyla elde edilen senkronizasyon hataları benzetim sonuçları olarak sunulmuştur.

Anahtar kelimeler - Vander Pol osilatörü; üç osilatör modeli; senkronizasyon; denetleyici tasarımı; doğrusallaştırılmış geribesleme denetimi; SIMULINK benzetimi

Abstract

Dyssynchronization of the SA and VA nodes of the cardiac transmission system may be the underlying cause of certain blocking arrhythmias. In this paper, a modified "three-oscillator heart system" model was used, in order to examine the cardiac system with higher precision. With the application of a properly designed control method, computer simulations of the arrhythmias were obtained with or without a time delay and the following steps-by-step approach was adopted, to eliminate any ongoing abnormalities in the cardiac rhythm: Following the addition of a voltage with the amplitude a and the frequency w, the time delay factor T was applied to the oscillators and an appropriate controller was designed for the model of interest. In the last step, the synchronization errors

978-1-4673-7765-2/15/\$31.00 ©2015 IEEE

obtained by Matlab SIMULINK were simulated for the conditions, when there's a control input or not.

Key words - Vander Pol oscillator; three oscillator model; synchronization; controller design; linearised feedback control; SIMULINK simulation

1. Giriş

İnsan bedeninde sinoatrial (SA) ve atrioventriküler (AV) düğümlerin senkronize çalışmaması ve kasılma uyarılarının kalp sistemi içinde düzenli bir şekilde iletilmemesi, kalpte bloklama aritmilerinin görülmesine neden olabilir. Günümüzde, aritmilerin tedavisi amacıyla, suni kalp pili adı verilen ve senkronizasyon için elektrik şokları kullanan cihazlar yaygın olarak kullanılmaktadır [1-3]. Bloklanmanın tespit edildiği anda kalp kaslarına uygulanan şok, tüm kas liflerinin eş zamanlı olarak kasılmasına ve yine eş zamanlı olarak eski haline dönmesine neden olur. Kasılma ritmi, bu şekilde yeniden düzenlenir ve fizyolojik olarak normal kabul edilen aralıkta sabitlenir.

Klinik alanda sıklıkla tercih edilmelerine rağmen, kalp pillerinin en önemli yetersizliği, tanı hatalarından ve denetim işlemlerindeki aksaklıklardan kaynaklanmaktadır. Cihaz bazı durumlarda, bloklanmayı tanıyamamakta veya bloklanma olmadığı zamanlarda dahi, çok tehlikeli olan 600-700 V mertebesindeki şokları yanlışlıkla uygulayabilmektedir. Her iki hata da hasta için ölümcül sonuçlar doğurabilir.

Kaotik ve düzensiz kalp atışlarının incelenmesi, kalp pillerinin klinik ve deneysel kullanımının anlaşılması açısından kardiyolojide anahtar konulardan biridir. Kaotik dinamik sistemlerde, periyodik işaretleri kararlı hale getirebilmek için, bozucu kaynaklar ve periyodik dış kaynaklar kullanılarak çeşitli denetim algoritmaları uygulanmaktadır [4, 5, 6, 7]. Literatürdeki çalışmalarda senkronizasyon ve denetim problemleri, ayrı ayrı alınmaktadır. Bu çalışmada, kalp sistemindeki aritmileri daha detaylı incelemek ve gidermek amacıyla, üç osilatörlü kalp modeli, sinüsoidal osilatör girişleri ve amaca uygun olarak tasarlanan bir denetleyici

Tıbbi Cihaz Tasarımı 2

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

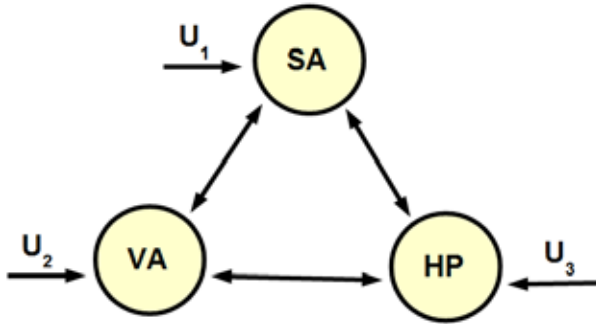
kullanılmıştır. Senkronizasyon ve denetim sorunlarına birlikte çözüm aranmıştır.

2. Sistem Modelleri ve Benzetimler

Bu bölümde sırayla, üç-osilatörlü kalp sistem modelleri, senkronizasyon denetim yöntemleri ve denetleyici uygulanmadan önceki ve sonraki SIMULINK benzetim sonuçları sunulacaktır.

2.1 Zaman Gecikmesiz Üç-Osilatörlü Kalp Sistem Modeli

Kalp sistem modeli olarak literatürde sıklıkla kullanılan, kavramsal “üç kuplajlı osilatör” modelinin blok diyagramı Şekil 1’de gösterilmiştir.



Şekil 1: Kavramsal üç kuplajlı osilatör modeli

Bu modelde her bir düğüm bir osilatör olarak düşünülmüş ve bütün osilatörler arasında çift yönlü asimetrik kuplajların olduğu varsayılmıştır. Bundan, her bir osilatörde periyodik bir sürme terimi düşünülerek, dış uyarmalar sistem girişleri olarak gösterilmiştir. Kalbin normal ritmi, ilk olarak SA düğümüyle (kalp pili) üretilir ve sonra AV düğümü uyarılır. Üretilen EKG işaretlerinden, bu iki osilatör asla çok doğru olarak gözlenemez. Çünkü ilk osilatörün işareti SA düğümünün aktivasyonu ve sağ kulakçıkla ilgilidir. İkinci osilatörün işareti yalnız sol karıncıkların depolarizasyonu ile ilgilidir. Bu hipoteze dayanarak, P eğrisini üretmek mümkündür, fakat QRS karma işareti üretilemeyebilir. Çünkü bu aralıkta karıncık repolarizasyonu temel etkindir [5]. Bu gözlemler ve bloklama aritmilerinin varlığı, His-Purkinje fizyolojisini ve karıncık içinde darbe yayılımını gösteren üçüncü osilatörün kullanılmasını gerekli kılar. Genel bir model üretmek için, bütün osilatörler arasında kuplaj asimetrisi olduğunu varsaydık [6]. Ek olarak periyodik uyarımların her bir osilatöre yapıldığını düşünerek, dış uyarımları sistem girişine koyduk. Yukarıda açıklanan bu gelişmiş model, aşağıda verilen diferansiyel denklem sistemiyle gösterilebilir. Bu denklemlerde, sırayla SA düğümü osilatör modeli, AV düğümü osilatör modeli ve HP düğümü osilatör modeli için toplam üç adet Van der Pol denklemleri kullanılmıştır [7].

$$x'_1 = x_2 \quad (1a)$$

$$x'_2 = -d_1(x_1^2 - 1)x_2 - c_1x_1 + a_1 \cos(wt) + R_{13}(x_1 - x_3) + R_{15}(x_1 - x_5)$$

$$x'_3 = x_4 \quad (1b)$$

$$x'_2 = -d_2(x_3^2 - 1)x_4 - c_2x_3 + a_2 \cos(wt) + R_{31}(x_3 - x_1) + R_{35}(x_3 - x_5) + u_1$$

$$x'_5 = x_6 \quad (1c)$$

$$x'_6 = -d_3(x_5^2 - 1)x_6 - c_3x_5 + a_3 \cos(wt) + R_{51}(x_5 - x_1) + R_{53}(x_5 - x_3) + u_2$$

Burada (x_1, x_2) , (x_3, x_4) ve (x_5, x_6) çiftleri sırayla SA, SV ve HP osilatörlerini ve (u_1, u_2) çiftleri ise osilatör girişlerini göstermektedir. Kalp sistemine yakın olan Van der Pol sisteminden uygun parametreleri seçmek için deneme ve hata testini kullanırız [8]. Herhangi bir osilatör sistemi, farklı parametreleri olan diğer sistemlerle senkronize olur. İki sistemin parametrelerin ve kuplaj katsayılarının değişimiyle senkronize olmadığı durumlarda aritmiler oluşacaktır [9,10]. d_1 , d_2 ve d_3 katsayılarının değiştirilmesiyle farklı tipte alternatif yanıtlar üretebiliriz. Bu katsayılar denklemin doğrusal olmayan kısmını etkiler ve faz düzleminde sınırlayıcı çevrim kararlılığına neden olur [11]. Senkronizasyon tartışmasında, hızlı osilatörlerle yavaş osilatörlerin senkronizasyonu daha kolay yapılır. Kalp sistemi durumunda, AV ve HP gibi daha yavaş kalp pilleri, SA gibi daha hızlı kalp piliyle senkronize olacaktır. Eğer kuplaj katsayılarının değiştirilmesiyle sistem senkronize olmazsa, yavaş osilatörlere uygun girişler uygulayarak, osilatörleri senkronize edebiliriz. Yavaş değişkenlerin durum değişkenleri, geçici bir süreden sonra, hızlı sistemin durum değişkenlerine yakınsayacaktır. Gerçekte ikinci ve üçüncü osilatörler dominant frekanslı birinci osilatörü izleyecektir. Buradan, senkronizasyon hataları aşağıdaki gibi tanımlanır [12]:

$$e_1 = x_1 - x_3 \quad e_2 = x_2 - x_4 \quad (2a)$$

$$e_3 = x_3 - x_5 \quad e_4 = x_4 - x_6 \quad (2b)$$

Senkronizasyonun amacı hataları yok etmektir. Böylece, $e_i=0$ $i=1,2,3,4$ olarak hataları yok eden, denetim fonksiyonları aşağıdaki şekilde ölçülür:

$$e'_1 = x'_1 - x'_3 = e_2 \quad (3a)$$

$$e'_2 = x'_2 - x'_4 = -d_1(x_1^2 - 1)x_2 - c_1x_1 + a_1 \cos(wt) + R_{13}(x_1 - x_3) + R_{15}(x_1 - x_5) + d_2(x_3^2 - 1)x_4 + c_2x_3 - a_2 \cos(wt) - R_{31}(x_3 - x_1) - R_{35}(x_3 - x_5) - u_1$$

$$e'_3 = x'_3 - x'_5 = e_2 \quad (3b)$$

$$e'_4 = x'_4 - x'_6 = -d_2(x_3^2 - 1)x_4 - c_2x_3 + a_2 \cos(wt) + R_{31}(x_3 - x_1) + R_{35}(x_3 - x_5) + u_1 + d_3(x_5^2 - 1)x_6 + c_3x_5 - a_3 \cos(wt) - R_{51}(x_5 - x_1) - R_{53}(x_5 - x_3) - u_2$$

Buradan aşağıdaki denetim girişleri seçilirse,

$$u_1 = -d_1(x_1^2 - 1)x_2 - c_1x_1 + a_1 \cos(wt) + d_2(x_3^2 - 1)x_4 + c_2x_3 - a_2 \cos(wt) + k_1e_1 + k_2e_2 + k_3e_3 + k_4e_4 \quad (4a)$$

Tıbbi Cihaz Tasarımı 2

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

$$u_2 = -d_2(x_3^2 - 1)x_4 - c_2x_3 + a_2 \cos(wt) + u_1 \quad (4b)$$

$$+ d_3(x_5^2 - 1)x_6 + c_3x_5$$

$$- a_3 \cos(wt) + k_5e_1 + k_6e_2$$

$$+ k_7e_3 + k_8e_4$$

Elde edilen hata denkleminin matris formu $e' = Ae$ olur ve A matrisi hatanın sürekli değeri sıfır olacak şekilde (Asimptotik kararlılık) seçilir. u_1 ve u_2 denetleyicilerinin uygulanmasıyla, senkronizasyonla ilgili diyagramların birbirini izlediği sistem benzetim (SIMULINK) programıyla doğrulanabilir.

2.2 Zaman Gecikmeli Üç-Osilatörlü Kalp Sistem Modeli

Küçük gecikmeler sistem dinamiğini değiştirebileceğinden, diferansiyel denklemlerde bulunan zaman gecikmeleri, düzgün davranışı olan bir sistemde önemli değişikliklere ve kaosa neden olabilir [7,13]. Böylece sistem (1)'de $x_i(t)$ yerine T zaman gecikmesini göstermek üzere, $x_i^T = x_i(t-T)$ değişikliği yapılarak, zaman gecikmeli sistem modeli elde edilir. Yavaş değişkenlerin durum değişkenleri hızlı sistemin durum değişkenlerine, geçici bir süreden sonra yakınsayacaktır. Gerçekte ikinci ve üçüncü osilatörler, dominant frekansı bulunduran ilk osilatörü izleyecektir. Buradan senkronizasyon hataları aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$e_1(t) = x_1(t) - x_3(t - T_{13}) \quad (5a)$$

$$e_2(t) = x_2(t) - x_4(t - T_{24}) \quad (5b)$$

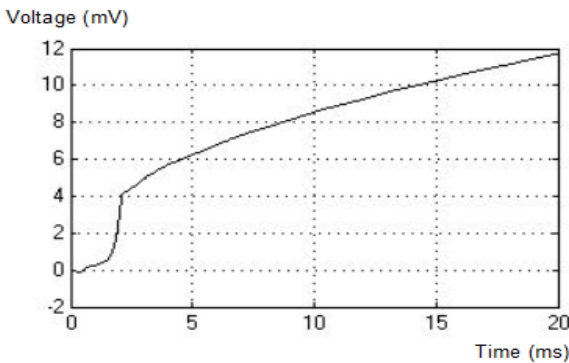
$$e_3(t) = x_3(t) - x_5(t - T_{35}) \quad (5c)$$

$$e_4(t) = x_4(t) - x_6(t - T_{46}) \quad (5d)$$

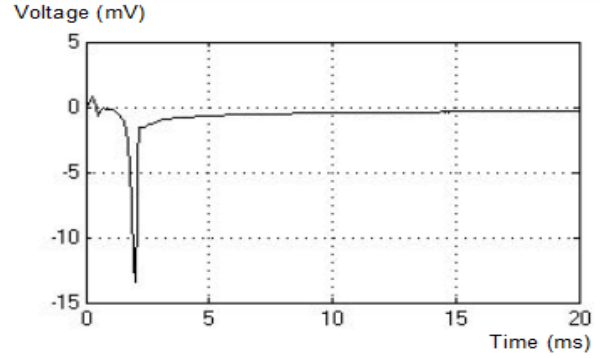
Senkronizasyonun amacı hataları yok etmektir. Buradan $e_i = 0$ $i=1,2,3,4$ olacak şekilde hataları yok eden denetim fonksiyonları seçilebilir. Bölüm 2.1' deki benzer işlemlerin uygulanmasıyla, hatalar için (3) denklem sistemi ve denetim girişleri için (4) denklem sistemi elde edilir. Zaman gecikmeli bir sistemde, $x(t - T) = x(t) - Tx'(t)$ doğrusal yaklaşımı kullanılarak, zaman gecikmesiz sistem modeli elde edilebilir.

2.3. SIMULINK Benzetim Sonuçları

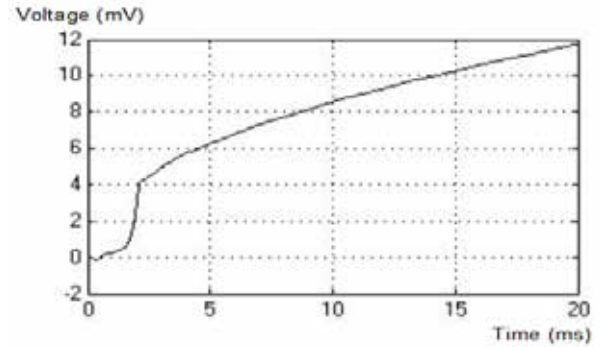
İlk olarak Bölüm 2.1' de önerilen sistem modeli için denetleyici uygulanmadığı durumda, Simulink benzetimi yapıldı. Benzetimde; $c_1 = 1, c_2 = 2, c_3 = 1, a_1 = 5, a_2 = 6, a_3 = 4, d_1 = 5, d_2 = 6, d_3 = 7, w = 2, R_{13} = R_{15} = R_{35} = 1, R_{51} = 2, R_{31} = 5, R_{53} = 3$ model parametre değerleri kullanıldı [7]. Denetleyici uygulanmadan önceki senkronizasyon hataları için benzetim sonuçları Şekil 2: a, b, c, d 'de gösterilmiştir. Denetleyicinin uygulanmadığı durumda, senkronizasyon hatalarının büyük olduğu ve senkronizasyonun sağlanmadığı gözlenmiştir.



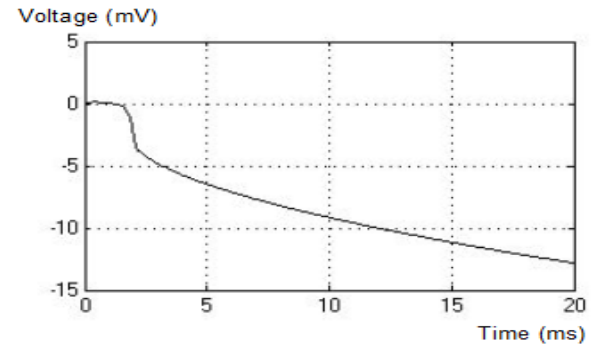
a) Senkronizasyon hatası e_1



b) Senkronizasyon hatası e_2



c) Senkronizasyon hatası e_3



d) Senkronizasyon hatası e_4

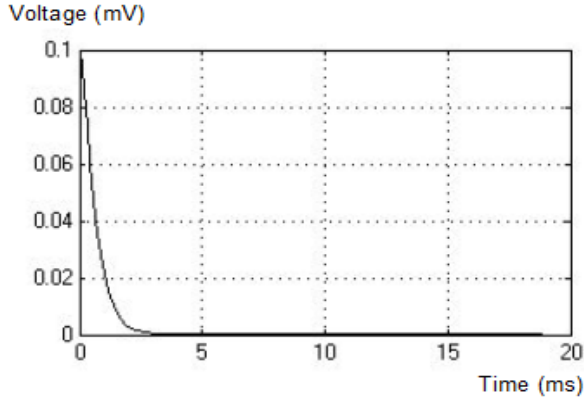
Şekil 2: Denetleyici uygulanmadan önceki senkronizasyon hataları

Denetleyicinin uygulandığı durumda, yukarıda kullanılan model parametrelerine ek olarak, geri besleme kazanç matrisi Ackerman formülünden (MATLAB programı kullanıldı) $K = [-15.04 \ -17.3 \ -4.52 \ -0.72; \ -4.45 \ -0.7 \ -16.96 \ -20.07]$ olarak hesaplanmıştır. Yukarıda verilen model parametreleri ve geribesleme kazanç matrisi kullanılarak, sistemin benzetimi

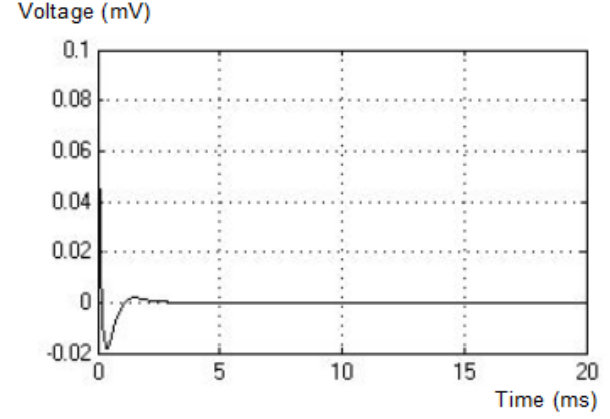
Tıbbi Cihaz Tasarımı 2

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

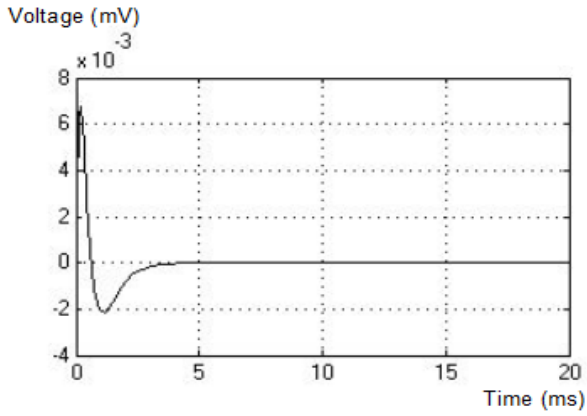
Yapıldı. Senkronizasyon hataları ve denetim girişleri için elde edilen benzetim sonuçları Şekil 3:a, b, c, d, e, f 'de gösterilmiştir. Benzetim sonuçlarından sürekli senkronizasyon hatalarının sıfıra yakınsadığı ve sürekli durumda senkronizasyonun sağlandığı gözlemlenmiştir. Buraya kadar yapılan bilgisayar benzetimlerinde zaman gecikmesiz model kullanılmıştır.



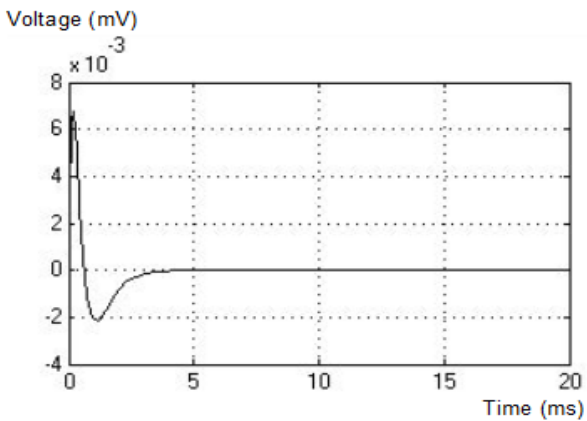
a) Senkronizasyon hatası e_1



d) Senkronizasyon hatası e_4



b) Senkronizasyon hatası e_2



c) Senkronizasyon hatası e_3

Şekil 3: Denetleyici uygulandıktan sonra, senkronizasyon hataları

Zaman gecikmeli sistemde, $x(t - T) = x(t) - Tx'(t)$ doğrusal yaklaşımı kullanılarak zaman gecikmesiz sistem modeline benzer yeni durum değişkenleri modeli elde edilmiştir. Zaman gecikmesiz sistemde kullanılan denetleyici tasarım yöntemiyle denetim girişleri bulunmuştur. Daha sonra modele denetleyici uygulandıktan sonra, SIMULINK benzetim programıyla senkronizasyon hataları elde edilmiştir. Zaman gecikmeli ve zaman gecikmesiz modeller için elde edilen senkronizasyon hatalarının sıfır olduğu zamanlar karşılaştırılmış ve zaman gecikmeli model için senkronizasyon hatalarının daha kısa zamanda sıfıra yakınsadığı gözlemlenmiştir. Bildiriler için sayfa kısıtlaması olduğundan, zaman gecikmeli durum için elde edilen senkronizasyon hatalarının grafikleri gösterilmemiştir.

3. Sonuçlar

Bu bildiride, bazı kalp aritmilerin benzetiminin ve tedavisinin nasıl yapılacağı açıklanmıştır. Tedavi yönteminin bir örneği, zaman gecikmeli ve gecikmesiz durumlarda üç osilatörlü kalp sisteminin modellenmesi ve uygun bir denetleyici tasarımıyla yapılmıştır. Denetleyici tasarımında doğrusallaştırılmış geri besleme yöntemi kullanılmış ve senkronizasyon hatalarının çok kısa bir sürede sıfır sürekli durumuna ulaşması amaçlanmıştır.

Bilgisayar benzetim uygulamalarında, zaman gecikmeli ve gecikmesiz durumlar için, üç osilatörlü kalp sistemine bir u denetim girişleri uygulandıktan ve aynı zamanda bu modelin senkronizasyonunu sağlayan benzetim diyagramlarının gözlemlerinden sonra, x_2 , x_4 ve x_4 , x_6 çıkış büyüklükleri arasındaki izleme hatalarının sıfır olduğu zamanlar karşılaştırmalar yapmak amacıyla kullanılmıştır. Zaman gecikmeli sistem modelinden, zaman gecikmesiz sistem modelini elde etmek için doğrusal yaklaşımlar kullanılmıştır. Benzetim sonuçları, zaman gecikmeli durumda kalp sisteminin üç osilatör modeli ve bu modelin



Tıbbi Cihaz Tasarımı 2

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

senkronizasyonunu sağlayan denetleyici tasarımıyla, zaman gecikmesiz durumdan daha doğru ve uygun sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

4. Kaynakça

- [1] Do Santos AM, Lopes SR, Vianna RL, Rhythm synchronization and chaotic modulation of coupled Vander Pol oscillators in a model for the heartbeat, *Physica A*, vol.238, no.3-4, pp.334-355, 2004.
- [2] Bernardo D, Signorini MG, Cerutti S, A model of two nonlinear coupled oscillators for the study of heartbeat dynamics, *International Journal of Bifurcation and Caos in Applied Science and Engineering*, vol.8,no.10 , pp.1975-1985, 1998.
- [3] Ferreira BB, de Paula AS, Savi MA, Chaos control applied to heart rhythm dynamics, *Chaos, Solitons and Fractals*, vol.44, no.8, pp.587-599, 2011.
- [4] Glass L, Synchronization and rhythmic processes in physiology, *Nature*, vol.410, no.6825, pp.277-284, 2012.
- [5] Thanom W, Loh RNK, Observer based nonlinear feedback controls for heartbeat ECG tracking systems, *Intelligent Control and Automation*, vol.3, pp.251-261, 2012.
- [6] Vander Pol B, Vander Mark J, The heartbeat considered as a relaxation oscillator and a electrical model of the heart, *Philosophical Magazine and Journal of Science Series*, Vol.7, supplement 6, pp.763-775, 1928.
- [7] Gois SM, Savi MA, An analysis of heart thym dynamics using a three coupled oscillator model, *Chaos, Solitons and Fractals*, vol.41, no.5, pp.2553-, 20092565.
- [8] Gottwald G, Melbourne L, A new test for chaos in deterministic systems, *Nonlinear dynamics*, vol.69, no.3, pp.1255-1262, 2012.
- [9] Nguyen C, Vander Pol oscillators synchronization: Methods and applications, New Jersey, Prentice Hall, 2009.
- [10] Pecora LM, Carroll TL, Synchronization in chaotic systems, *Physical Review Letters*, vol.64, no.8, pp.821-824, 1990.
- [11] Sato S, Namura T, Bonhoeffer-Vander Pol oscillator made of the sino-atrial node: a possible mechanism of heart rate regulation, *Method of Information in Medicine*, vol.33, no.1. pp.116-119, 1994.
- [12] Azemi A, Khademi M, Karimi -Ghartemani M, A state observer and a synchronization method for hear pacemakers, *Journal of Applied Science*, vol.8, no.18, pp.3175-3182, 2008.
- [13] Rompala K, Rand R, Howland A, Dynamics of three coupled Vander Pol oscillators with application to circadian rhythms, *Communication in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, vol.12, no.5, pp.794-803, 2007.