

GERÇEK ZAMANLI EKG İŞARETLERİNİN MOBİL SİSTEMDE İZLENMESİ

Beyazıt Bestami Yüksel, Paşa Yazıcı, Gökhan Bilgin

Yıldız Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü
Davutpaşa Kampüsü, 34220 Esenler, İstanbul
yukselbestami@hotmail.com, pasayazici@hotmail.com, gokhanb@ce.yildiz.edu.tr

Özetçe

Bu çalışma mobil bir sistem ile elektrokardiyogram (EKG) işaretlerini gerçek zamanlı izleme imkânı sağlayan bir geliştirme kitinin bağlantısı üzerinedir. Visual Studio .NET platformunda geliştirilen bir yazılımla, gerçek zamanlı EKG işaretleri non-invaziv yöntemlerle insan vücudundan okunmuş ve mobil sistemde grafiksel olarak görüntülenmiştir. Einthoven üçgeni olarak isimlendirilen bağlantı yöntemiyle EKG elektrotları vücut üzerinde belli bölgelere yerleştirilmiştir. Daha sonra yazılımın çalıştırılması ile seri port üzerinden veri akışı gerçekleşmekte ve bu veriler işaret değeri olarak, grafiksel bir arayüzle mobil cihazın ekranından görüntülenmektedir.

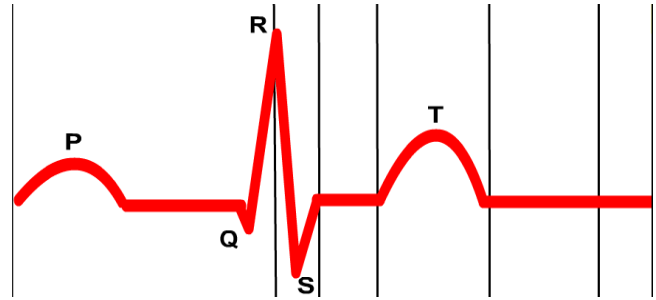
1. Giriş

Gerçek zamanlı işaret takibi biyomedikal mühendislik alanında önemli bir role sahiptir. Bu çalışmada öncelikle .NET platformunda gerçekleştirilen bir sistem doğrultusunda yazılımsal olarak üzerinde kalbe ait biyomedikal işaretlerin işlenmesine imkan sağlayan bir alt yapı oluşturulmuştur. Bu sistem ile insan vücudundan non-invaziv yöntemlerle biyolojik kalp işaretlerini almaya yarayan EKG (elektrokardiyografi) ön yükselteç modülü bağlantısı da gerçekleştirilmiştir. Ardından oluşturulan yazılımla EKG modülünden alınan bilgilerin grafiksel olarak sürekli bir biçimde izlenmesine olanak sağlayan ve interaktif bir arayüze sahip yazılım gerçekleştirilmiştir. Sistem nabız ölçümünü de gerçekleştirmekte ve değerler belli bir eşik değerinin altına düştüğünde ya da kritik bir değere ulaştığında (tıbbi ön bilgiler ışığında) bize uyarı vermektedir. Sistemin ikinci kısmı ise mobil yazılımdır. Burada vücuttan alınan işaret değerleri web servis aracılığıyla sunucuya gönderilmekte ve gerçekleştirilen uygulamaya sahip mobil ortamlarda, gerçek zamanlı olarak ya da geçmişe dönük kayıtlar takip edilebilmektedir. Dolayısıyla gerçekleştirilen sistem uzaktan hasta takibine imkân sağlamaktadır.

2. Elektrokardiyografik İşaretler

EKG'de her kalp atımına karşılık, P, QRS ve T olarak isimlendirilen dalgalardan ve bunlar arasındaki düz çizgilerden oluşmuş bir işaret kompleksi görülür [1]. Bu işaret Şekil 1'de verilmiştir. EKG işaretlerinin doğru yorumlanabilmesi öncelikle hastadan alınan EKG kayıtlarının düzgün olmasına bağlıdır [12]. Bu nedenle hastaya ait EKG işaretleri ölçülürken, yapılacak işlem ile ilgili hastaya bilgi verilmeli, iyon akımını elektron akımına çeviren elektrotlar uygun ve doğru yerlere, cilde doğru bir şekilde temas ettirilerek yeterli miktarda elektro-jel sürüldükten sonra yerleştirilmelidir. EKG

işaretlerinde yapıyı bozan titreşimlerden ve gürültüden korunmak amacıyla topraklamanın iyi bir şekilde yapılması gerekmektedir. Bu husus dikkate alınarak elektrotlar, hasta üzerine doğru sırada bağlanmalıdır [2, 4].



Şekil 1. EKG işareti kompleksi

EKG işareti kompleksinin oluşumu aşağıdaki adımlardan meydana gelir.

1. SA düğümü tetiklenir.
2. Kulakçık kas yapısında çok küçük elektrik potansiyeli oluşur. Bu da kulakçıkta kasılma meydana getirir. Bunun sonucunda EKG'deki P dalgası oluşur. Kulakçığın yavaş kasılmasından dolayı P dalgası küçük bir dalgadır. Genliği 0,1~ 0,2 mV süresi 60~80 ms kadardır.
3. Uyarılma dalgası AV düğümünde bir iletim duraksaması yapar. Bu da P dalgasından sonra yaklaşık 60~80 ms'lik bir dalga oluşturur. Bu dalganın oluştuğu aralığa PQ aralığı denir. Bu sırada kan kulakçıktan karıncığa geçer.
4. His demeti, demet dalları yani Purkinje lifleri kulakçıkların hızlı uyarılmasını sağlarlar.
5. Uyarı dalgası yukarıdan aşağıya doğru yayılır. Kulakçıklarda hızlı kasılmayı sağlar. Bu da EKG'deki QRS dalgasını oluşturur. QRS'nin genliği 1 mV, süresi 80 ms civarındadır. Keskin bir dalgadır.
6. Karıncık kasılmasından sonra 100~120 ms süren ST aralığı oluşur.
7. Karıncıkların gevşemesi T dalgasına yol açar. T dalgalarının genliği 0,1~0,3 mV süresi 20-160 ms kadardır [6, 8].

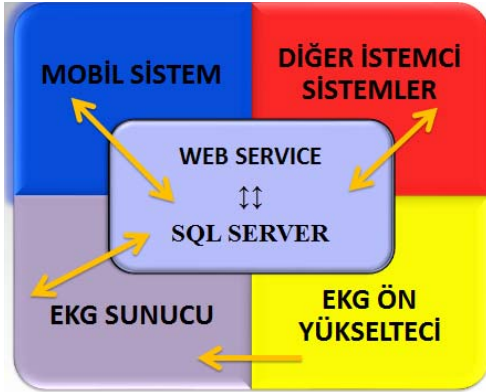
3. Üç Elektrotlu EKG

Kalbin elektriksel aktivitesi bir dipol yani iki kutuplu sinir hücreleri arasındaki vektör olarak temsil edilebilir. Kalp kasının uyarılması sırasında gözlenen elektriksel olayları açıklayan teoriye de dipol teorisi denir [6, 10]. Vücut üzerine yerleştirilen elektrotların konumları zamana bağlı bir fonksiyon olarak bir vektör görünümü belirler. Şekil 3'te Einthoven üçgenine göre elektrotların vücutta, en temel bağlanma biçimleri gösterilmiştir.

Kalbin etrafında çizilen bu teorik üçgenin L1, L2 ve L3 olarak belirtilen her bir köşesi ile kalbin etrafındaki sıvılarla diğer organların elektriksel olarak bağlandığı yerler temsil edilir. I. yol sağ ve sol kol arasındaki potansiyel farkı, II. yol sağ kol ve sol bacak arasındaki potansiyel farkı, III. yol ise sol kol ve sol bacak arasındaki potansiyel farkı gösterir. Einthoven yasası ile iki lead (yol) bilinirse 3. Lead (yol) hesaplanabilir. Bu husus, tasarımın uygulanmasında önemlidir. Zira ayrıntılı tasarımı basitleştirir ve sistem bileşenlerinin sayısını sadece sistemin gerektirdiği iki diferansiyel yükselteç olacak şekilde azaltır [3, 9].

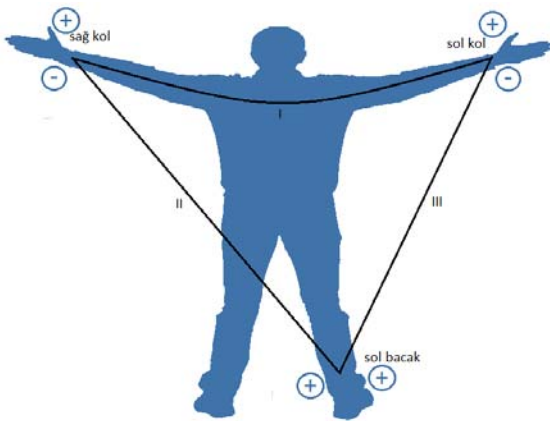
4. Gerçekleştirilen Sistem

Sistemin işleyişini gösteren diyagram Şekil 2’de gösterildiği gibidir. Burada kullanılan mobil sistemler ile diğer client sistemlerde sinyaller senkronize olarak takip edilebilmektedir.



Şekil 2. Sistemin işleyiş diyagramı

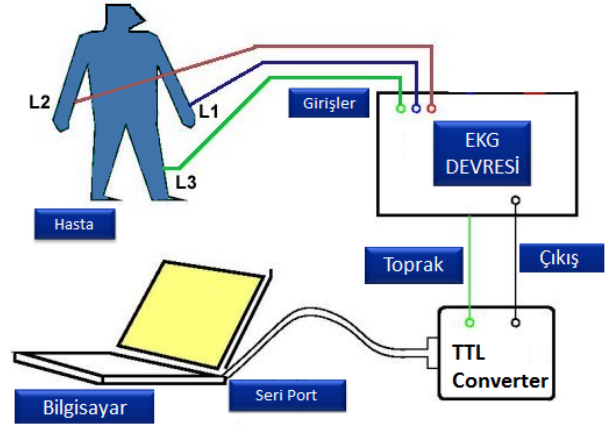
Şekil 4’te sistemi oluşturan bileşenler genel olarak gösterilmiştir. Burada seri porttan okunan veriler ile gerçek zamanlı işaretler görünmekte ayrıca bu veriler eş zamanlı olarak sunucuya da gönderilmektedir.



Şekil 3. Üç-problu EKG bağlantısı ve Einthoven üçgeni

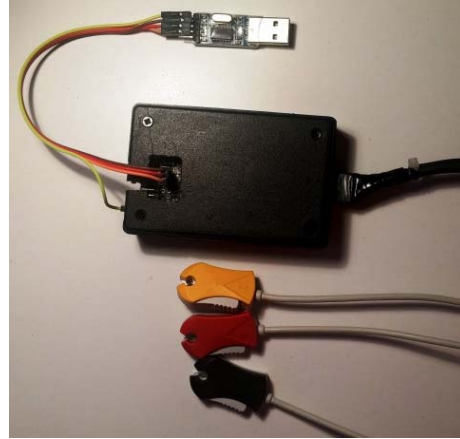
Şekil 6’ da gösterilen EKG geliştirme kitini sunucuya bağlamak için USB-TTL adaptör kullanılmıştır. Diğer 3 girişe ise 3 problu EKG kablosu bağlanmaktadır. Sistemin çalışmak için ihtiyaç duyduğu gerilim değeri

5V’ tur. Modülün probalar ve USB-TTL adaptör ile bağlantısı Şekil 5’te gösterilmiştir.



Şekil 4. Gerçekleştirilen sistemin genel görünümü

Hemen girişte kesim frekansı 0.05 Hz olan ve düşük frekanslı gürültüleri bastırmak için bir filtre kullanılmaktadır. Yüksek geçiren filtrenin sonunda ise kesim frekansı 150 Hz. olan bir alçak geçiren filtre kullanılmıştır. Burada özellikle şehir şebekesinden kaynaklanan gürültüler ve yüksek frekanslı gürültülerin bastırılması önem arz etmektedir. Alçak geçiren filtrenin çıkışı bir ADC ile bilgisayarın algılayabileceği sayısal değere dönüştürülür. EKG devresini bilgisayara bağlamak için mutlaka yüksek bir yalıtım direncine sahip optik yalıtım devresi kullanılmıştır [11, 14].



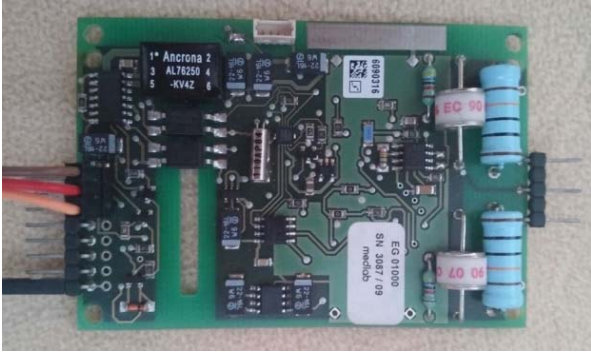
Şekil 5. Problar modül ve adaptör bağlantısı

4.1. EG1000 Geliştirme Kiti

Bu bildiriye konu olan sistemde, EKG geliştirme kiti (Şekil 6) kullanılmıştır. EG01000, üç yollu (three lead) kablo üzerinden bir hastanın EKG’sini tek kanallı olarak ölçen bir modüldür. Bu EKG devresi kalp tarafından üretilen gerilim değerlerini ölçer. Kalbin ürettiği işaretin gerilim değerleri 0.2 mV ile 2 mV, bant genişliği ise 0.05-150 Hz. arasında değişmektedir. Girişte yüksek CMRR ve kazanç değerine sahip OP-AMP kullanılmıştır (Kim 2010; Murugappan 2014).

Gerçekte ölçülen kırmızı ve sarı giriş tutaçları (pens) arasındaki diferansiyel giriş gerilimidir. Bu yollar,

diferansiyel gerilimi, amplifikatörün girişine taşır. Normalde yeşil olarak renklendirilen üçüncü kablo ise modülün izole zeminidir. Şekil 7’de vücuda bağlı EKG problemlerine takılan kablolar gösterilmiştir.



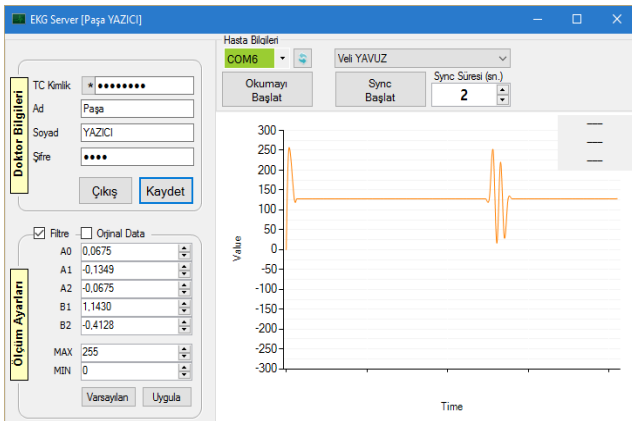
Şekil 6. EG01000 geliştirme kiti



Şekil 7. Üç problu EKG kablosu

4.2. Geliştirilen Yazılım

Geliştirilen yazılımın Şekil 8’de gösterilmiş olan arayüzü, Visual Studio .NET 2015 platformunda gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen bu yazılım interaktif bir arayüze sahiptir. Sisteme giriş yapan doktora ait bilgiler ve kayıtlı hastalar forma yüklenir. Seri porttan okunan veriler Tablo 2’de gösterilen bilgiler ışığında yorumlanıp ekrana çıkış olarak verilir.



Şekil 8. Gerçekleştirilen yazılım arayüzü

4.3. Seri Haberleşme

EKG eğrilerinin ölçeklemesi; x eksenini için “sn/mm” ve y eksenini için “mV/cm” fiziksel birimlerinde yapılır. EG01000’de veri akışı ve komut alımı sürekli olarak. Komutlar tek byte’lık karakterler olarak alınır. Tablo 1’de gösterilen veri akışı örneğine göre alınan veriler yorumlanır ve ekrana çizdirilir.

Tablo 1. Veri akışı örneği

0xF8	0x20 0x23 0x25	0xFA	0xF8	0x25 0x25 0x26...
Dalga İşaretleyici	ECG noktaları	Nabız = 128	Dalga İşaretleyici	ECG noktaları
.....>				
Zaman				

Tüm veriler 9600 baud, 8 bit, 1 stop biti, eşlik biti yok, şeklinde iletilir. Modülün sahip olduğu dahili algoritma tarafından tespit edilen her nabız vuruşunda hesaplanan ortalama nabız sayısı, veri bloğu halinde porta gönderilir.

Tablo 2. Geliştirme kitinin sağladığı veriler

İşaretleyici byte	Takip eden byte(ların) anlamı
0xF8	Takip eden değerler işaret örneklemeye noktalarına işaret eder
0xFA	Takip eden değer Nabız değeridir
0xFB	Bilgilendirme
0x11	“LEAD OFF” bilgisine işaret eder

EKG eğrilerinin örnekleme noktaları 0 ile 246 ondalık/desimal sayıları arasındadır. 246 (0xF6) değerinden daha yüksek olan örnekleme noktaları aşağıdaki tabloda belirtilen tanımlamalar doğrultusunda yeni veri değeri olarak işaretlenir.

4.4. Filtreleme

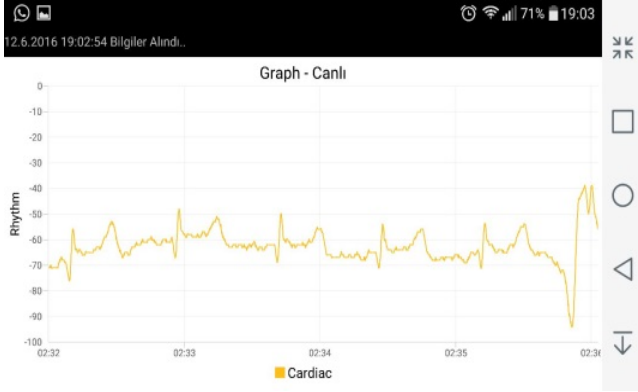
EKG ön yükselteç devresinden okunan işaretle yüksek frekanslı bazı gürültü işaretleri görüldüğünden ilave olarak yazılımsal bir yüksek geçiren filtre devresi tasarlanmıştır. Bu amaçla MATLAB’ in filter araç kutusu kullanılmıştır. Yapılan farklı denemelerden sonra 4. dereceden Butterworth tipi bir filtrenin en uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Kullanılan Butter fonksiyonu istenilen kesim frekansı (150 Hz), örnekleme frekansı (300 Hz) verildiğinde sayısal filtre için transfer fonksiyonu Eş. (1) denkleminde aşağıdaki gibi verilmektedir [13].

$$H(z) = \frac{0.0675 - 0.1349z^{-1} - 0.0675z^{-2}}{1 + 1.143z^{-1} - 0.4128z^{-2}} \quad (1)$$

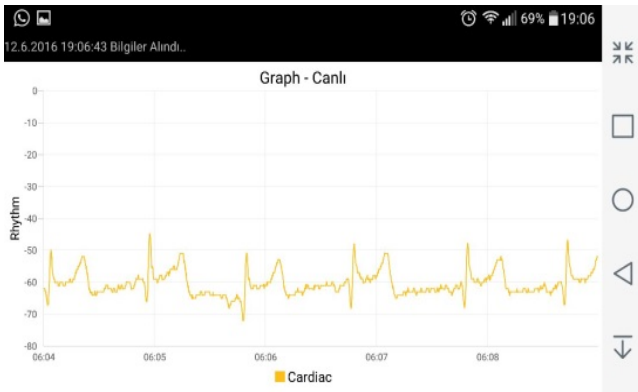
4.5. Alınan Örnekler

Farklı yaş gruplarına ve cinsiyetlere ait hastalardan alınan örnekler Şekil 9, 10 ve 11’de olduğu gibi sunulmaktadır. Örnekler filtreli ve filtersiz olarak mobil uygulamadan

alınmıştır (Şekil 9-11). Gerçek zamanlı olarak alınan örnekler aynı anda senkronize olarak uzaktaki bir başka client sistemden takip edilebilmektedir. Probların bileklere ters bağlanması sinyalin yönünün değişmesine neden olmaktadır. Ayrıca masaüstü ve web uygulamalarında, hastanın nabız değeri de görüntülenebilmektedir.



Şekil 9. EKG örneği 1



Şekil 10. EKG örneği 2



Şekil 11. EKG örneği 3

5. Sonuçlar

Bu çalışmada gürültü, ortam sıcaklığı, tam yalıtımın olmaması gibi bazı dış etkiler nedeniyle işareti kusursuz elde etmek zorlaşmıştır. Ancak sistem uzman bir kardiyolog tarafından incelenmiş ve sağlanan verilerin doğruluğu ile sistemin amacına uygun olarak kullanılacağı teyit edilmiştir. EKG yükseltecinden elde edilen verilerde zaman bilgisi bulunmamaktadır. Bu

nedenle alınan veriler, matematiksel bir fonksiyondan geçirilerek zaman bilgisi elde edilmiş ve porttan okunan verilerle beraber tamponlanmıştır. Literatür taraması yapıldığında, PDA tabanlı gerçek zamanlı EKG görüntüleme sistemi ve uzaktan kontrol edilebilen kalp cihazına ait yazılım gerçekleştirilmesi gibi çalışmalar incelenmiştir. Bu çalışmaya konu olan sistemde ise, mobil sistemler üzerine gerçekleştirilen yazılım ile sistem, GPS ile hasta konum bilgisi tespit edebilir ve gerekli verileri ilgili kişiye gönderebilir bir altyapı kazanmıştır. Böylece uzman doktora ulaşmak kolaylık kazanmaktadır. Sistem defibrilasyon gibi ani müdahalelere bile altyapı oluşturabilecek niteliktedir.

KAYNAKLAR

- [1] H. D. Doğan, Hemşirelerin acil kalp hastalıklarında görülen ekg bulgularını tanıyabilme ve uygun tedavi yaklaşımlarını değerlendirebilme düzeylerinin tespiti, Yüksek Lisans Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Afyon Kocatepe Üni., 2006.
- [2] A. Espiritu-Santo-Rincon and C. Carbajal-Fernandez, ECG feature extraction via waveform segmentation, 7th Int. Conference of IEEE Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control, 250-255, 2010.
- [3] Ö. F. Karaaslan ve G. Bilgin, Dalgacık dönüşümüyle gürültüsü giderilmiş görgül kip ayrışımı ile EKG sınıflandırma, IEEE 22. Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı, 694-697, 2014.
- [4] M. Kaya, Elektrokardiyogram işaretlerinin sıkıştırılması, Yüksek Lisans Tezi, FBE, İstanbul Teknik Üni., 2006.
- [5] H. Kim vd., A low power ECG signal processor for ambulatory arrhythmia monitoring system, IEEE Symposium on VLSI Circuits, 19-20, 2010.
- [6] M. E. Korkmaz, Elektrokardiyografi klinik başvuru el kitabı, 2. Baskı, Bilkent- Ankara, 1997.
- [7] M. Murugappan, R. Thirumani, M. I. Omar and S. Murugappan, Development of cost effective ECG data acquisition system for clinical applications using LabVIEW, 10th IEEE International Colloquium on Signal Processing & Its Applications, 100-105, 2014.
- [8] A. Nizam, Elektrokardiyografi işaretlerini gerçek zamanda bilgisayara aktaran ve işleyen arayüz programı tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, FBE, İstanbul Teknik Üni., 2000.
- [9] J. Pan and W. J. Tompkins, A real time QRS detection algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Eng. 3(3) 230-236, 1985.
- [10] T. Pawar, S. Chaudhuri and S.P. Duttgupta, Body movement activity recognition for ambulatory cardiac monitoring, IEEE Transactions on Biomedical Eng. 54(5), 874-882, 1985.
- [11] R. G. Sutar, A. G. Kothari and A. G. Keskar, ECG feature extraction using LCAD, International Conference on Communication Systems and Network Technologies. 100-103, 2012.
- [12] E. Uslu ve G. Bilgin, Exploiting locality based Fourier transform for ECG signal diagnosis, Proc. of 17th International Conference on Applied Electronics, 323-326, 2012.

- [13] E. Yazgan ve M. Korürek, Tıp Elektronığı, İstanbul Teknik Üniversitesi Rektörlüğü. No. 1574, 1996.
- [14] B. Yu, L. Xu and Y. Li, Bluetooth low energy (BLE) based mobile electrocardiogram monitoring system, Proceedings of International Conference on Information and Automation, 763-767, 2012.