

itüdergisi/d**mühendislik**

Cilt:5, Sayı:2, Kısım:1, 49-57

Nisan 2006

Elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin temel tanım ve zarf fonksiyonları ile modellenmesi

Hakan GÜRKAN*, Sıddık YARMAN, Ali Nur GÖNÜLEREN*İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü, 34469, Ayazağa, İstanbul*

Özet

Bu çalışmada, EKG işaretlerinin Temel Tanım ve Zarf Fonksiyonları ile modellenmesine yönelik yeni bir yöntem sunulmaktadır. Sunulan yöntem, herhangi bir EKG işaretine ilişkin $X_i(t)$ çerçeve fonksiyonunu $x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t)$ biçiminde modellemektedir. Bu modelde, $\varphi_R(t)$, Temel Tanım Fonksiyonu olarak adlandırılmakta ve bir C_i katsayısı ile X_i çerçeve vektörünün en yüksek enerjisini taşımaktadır. $\alpha_K(t)$, Zarf Fonksiyonu olarak adlandırılmakta ve X_i çerçeve vektörünün zarfını oluşturmaktadır. C_i katsayısı da Çerçeve Ölçekleme Katsayısı olarak adlandırılmaktadır. Temel Tanım ve Zarf Fonksiyonları iletim bandının herbir düğümüne yerleştirilerek EKG işaretinin iletimi, Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankasının R ve K indislerinin ve C_i katsayısının iletimine indirgenerek önemli bir sıkıştırma oranı gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sıkıştırma, Modelleme, EKG.

Modeling Electrocardiogram (ECG) signals via signature and envelope functions

Abstract

In this paper, a new method to model ECG signals by means of "Signature and Envelope Functions" is presented. In this work, on a frame basis, any ECG signal $X_i(t)$ is modeled by the form of $x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t)$. In this model, $\varphi_R(t)$ is defined as the Signature Function since it carries almost maximum energy of the frame vector X_i with a constant C_i . $\alpha_K(t)$ is referred to as Envelope Function since it matches the envelope of $C_i \varphi_R(t)$ to the original frame vector X_i ; and C_i is called the Frame-Scaling Coefficient. It has been demonstrated that the sets $\Phi = \{\varphi_r(t)\}$ and $A = \{\alpha_k(t)\}$ constitute a "Signature and Envelope Functional Banks" to describe any measured ECG signal. Thus, ECG signal for each frame is described in terms of the two indices "R" and "K" of Signature and Envelope Functional Banks and the frame-scaling coefficient C_i . It has been shown that the new method of modeling provides significant data compression with low level reconstruction error while preserving diagnostic information in the reconstructed ECG signal.. Furthermore, once Signature and Envelope Functional Banks are stored on each communication node, transmission of ECG signals reduces to the transmission of indexes "R" and "K" of $[\alpha_k(t), \varphi_r(t)]$ pairs and the coefficient C_i , which also result in considerable saving in the transmission band.

Keywords: Compression, Modeling, ECG.

*Yazışmaların yapılacağı yazar: Hakan GÜRKAN. hakan@isikun.edu.tr; Tel: (212) 286 29 60 dahili: 1405.

Bu makale, birinci yazar tarafından İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi'nde tamamlanmış olan "Elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin temel tanım ve zarf fonksiyonları ile modellenmesi" adlı doktora tezinden hazırlanmıştır. Makale metni 03.05.2005 tarihinde dergiye ulaşmış, 20.06.2005 tarihinde basım kararı alınmıştır. Makale ile ilgili tartışmalar 30.09.2006 tarihine kadar dergiye gönderilmelidir.

Giriş

EKG işareti, kalp atımları sırasında kalp kasları tarafından üretilen ve kalbin elektriksel aktivitesini gösteren elektriksel işaretlerdir.

EKG işaretleri kalp hastalıklarının izlenmesi sürecinde sürekli kaydedilerek değerlendirilmeleri, uygun tanı ve tedavinin belirlenmesi ve uygulanan tedavinin izlenmesi, oluşabilecek anormalliklerin ve komplikasyonların belirlenmesi açısından oldukça önem taşımaktadır. Bu nedenle, çağdaş klinik uygulamalarda EKG işaretlerinin işlenmesi, saklanması, ve sayısal haberleşme ağları üzerinden iletilmesi uygulamaları büyük önem taşımaktadır. Tüm bu uygulamalarda, EKG işaretlerinin oldukça büyük miktarlarda veri içermesi nedeni ile önemli ölçüde hız ve hafıza sorunları ortaya çıkmaktadır. Örneğin açık kalp ameliyatı olan bir hastanın, EKG işaretinin 24 saat boyunca izlenmesi gerekir. Herbir EKG kanalının 12 bit ile 500 Hz'de örnekleğini düşünürsek yaklaşık olarak bilgi oranı 22 Mbits/saat/kanal olarak hesaplanabilir. Bu da, izleme aygıtının (Holter Cihazı) sadece 3 kanal için yaklaşık olarak 200 Mbyte'lık bir belleğe sahip olma zorunluluğunu doğurur. Sonuç olarak gerçekleşmesi pratik olmayan bir izleme aygıtı ile karşı karşıya kalınır. Bu sorunlar, çok büyük miktarlarda veri içeren bu işaretlerin verimli bir şekilde sıkıştırılması ile giderilebilir.

Kayıpsız sıkıştırma algoritmaları, yüksek sıkıştırma oranları sağlayamadığı için bu işlem, belirli bir yeniden oluşturma hatasına yol açan kayıplı sıkıştırma algoritmaları ile yapılabilir. Bu algoritmaların amacı, tanılama açısından önemli veriler kaybedilmemek şartı ile işaretlerin uygun oranlarda sıkıştırılmasını sağlamaktır.

Son otuz yılda EKG işaretlerinin modellenmesi, sıkıştırılması ve yeniden oluşturulmasına yönelik bir çok yöntem geliştirilmiştir (Zigel, 1998; Tompkins; 1993, Jaleddine vd., 1990a). Geliştirilen bu yöntemleri genel olarak iki ana grupta toplamak mümkündür :

- Doğrudan Yöntemler: Doğrudan özgün işaretin örneklerini kullanarak modelle-

me ve sıkıştırma yapan yöntemlerdir. Zaman bölgesi işaretleri üzerinde çalışan bu yöntemler arasında Darbe Kod Modülasyonu (Pulse Code Modulation-PCM), Diferansiyel Darbe Kod Modülasyonu (Differential Pulse Code Modulation-DPCM), TP, FAN, AZTEC, CORTES, SAIES sayılabilir (Jaleddine vd., 1990b; Mammen vd., 1990; Lee vd., 1999).

- Dönüşüm Yöntemleri: Lineer dönüşüm yöntemleri ile işaretleri sıkıştırarak modelleyen yöntemlerdir. Bu yöntemler arasında Karhunen Loeve Dönüşümü (KLD), Dalgacık Kılavuzu Dönüşümü (Wavelet Transformation-WT), Ayrık Kosinüs Dönüşümü (Discrete Cosine Transform-DCT) sayılabilir (Jaleddine vd., 1990a; Anant vd., 1995; Nagasaka vd., 1993; Cardenas vd., 1999).

Sıkıştırma oranı ve yeniden oluşturma sırasında daha az veri kaybı bu algoritmaların başarımını belirlemektedir.

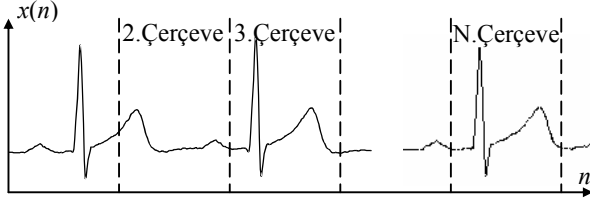
Daha önce sunulan çalışmalarımızda konuşma, müzik ve ses işaretlerinin önceden tanımlı fonksiyon bankaları ile modellenmektedir (Güz vd., 2001, 2003 ve 2004; Güz 2002).

Bu çalışmada, EKG işaretlerinin, işaretlerin ayırdedici özelliklerini ve doğasını en iyi biçimde yansıtan temel tanım ve zarf fonksiyonları adı verilen dalga biçimleri yardımıyla modellenmesi ya da yeniden oluşturulması için geliştirilen yeni bir yöntem sunulmaktadır. Geliştirilen yöntemin temeli, EKG işaretlerinin dalga biçimlerinin fiziksel benzerliklerinin karşılaştırılmasına ve temel tanım ve zarf fonksiyonlarının oluşturulmasına dayanmaktadır.

Önerilen yöntem

EKG işaretlerinin istatistiksel özelliklerini zaman bölgesinde alınan sınırlı uzunluklar üzerinden çıkartmak mümkündür. EKG işaretlerine ilişkin tüm kayıtların sayısal ölçüm cihazları ile yapılması nedeniyle, bu çalışmada EKG işaretlerinin sıkıştırılması, yeniden oluşturulması bir

başka deyişle modellenmesi için ayrık zaman bölgesinde yeni bir yöntem sunulmuştur. Burada $x(n)$, ayrık zaman bölgesinde kaydedilmiş EKG işaretlerini temsil etmektedir. Bu çalışmada EKG işaretleri, bu işaretlerin durağan olma özelliği göstermemeleri nedeni ile yarı durağan özellik gösterecekleri uygun ve eşit uzunluktaki çerçevelere bölünerek analiz edilmektedir. Şekil 1’de görüldüğü gibi çerçevelere bölünen özgün işaretin herbir çerçevesi $x_i(n)$ ile temsil edilmektedir.



Şekil 1. Bir EKG işaretinin eşit uzunluktaki çerçevelere bölünmesi

Bu durumda, bu çalışmada önerilen yeni yöntemin temelini oluşturan “Temel Tanım” aşağıdaki biçimde yapılabilir.

Şekil 1’de gösterildiği gibi ayrık zamanda kaydedilmiş bir EKG işaretinin L_F adet örnek içeren ve X_i ile temsil edilen herhangi bir i . çerçevesi,

$$X_i = C_i \alpha_K \varphi_R \quad (1)$$

biçiminde ifade edilebilir. Bu eşitlikte,

- C_i gerçel bir sabit sayıdır. $K \in \{1, 2, \dots, N_\alpha\}$, $R \in \{1, 2, \dots, N_\varphi\}$ olmak üzere K , R , N_α ve N_φ terimleri ise birer tamsayıdır.
- $\varphi_R^T = [\varphi_{R1} \ \varphi_{R2} \ \dots \ \varphi_{RL_F}]$ biçiminde tanımlanan φ_R vektörü, EKG işaretlerinin istatistiksel davranışından yararlanılarak üretilir. Aynı zamanda φ_R vektörü özgün çerçevelerin temel karakteristiğini de içerir. Ayrıca en küçük kareler anlamında X_i ’nin hemen hemen en büyük enerjisini taşır. Başka bir deyişle, $C_i \varphi_R$ vektörü bu varsayım altında X_i çerçeve-

sine hatanın karelerinin toplamını en aza indirecek biçimde tek bir terim ile en iyi yaklaşan vektördür.

- $L_F \times L_F$ boyutundaki α_K köşegen matrisi

$$s_i \alpha_K = \begin{bmatrix} \alpha_{K1} & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \alpha_{K2} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \alpha_{K3} & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & \alpha_{KL_F} \end{bmatrix} \quad (2)$$

biçimindedir. α_K köşegen matrisi Eşitlik (1)’deki en küçük kareler hatasını en aza indirecek bir zarf terimi olarak davranmaktadır. Bu tanım benzer biçimde sürekli zaman bölgesi için de aşağıdaki gibi yapılabilir.

Sürekli zamanda kaydedilmiş bir EKG işareti $x_i(t)$ ile temsil edilmek üzere, $x_i(t)$ işaretinin herhangi bir i . çerçevesi

$$x_i(t) = C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t) \quad (3)$$

biçiminde ifade edilebilir.

Yukarıda yapılan ayrık zaman bölgesi ve sürekli zaman bölgesi tanımlarının ışığında aşağıdaki tanımlar yapılabilir.

Tanım 1a: φ_R vektörü, özgün işaretin temel istatistiksel karakteristiklerini yansıttığından ve bir C_i katsayısı ile birlikte özgün işarete ilişkin X_i çerçeve vektörünün en yüksek enerjisini taşıdığından “**Temel Tanım Vektörü**” olarak adlandırılır.

Tanım 1b: Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde $\varphi_R(t)$, “**Temel Tanım Fonksiyonu**” olarak tanımlanır.

Tanım 2a: α_K köşegen matrisi, $C_i \varphi_R$ terimini özgün işarete en küçük kareler anlamında en iyi biçimde yaklaşmasını sağlayan bir zarf terimi olarak görev yaptığından “**Zarf Vektörü**” olarak adlandırılır.

Tanım 2b: Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde $\alpha_K(t)$, “Zarf Fonksiyonu” olarak tanımlanır.

Tanım 3: C_i gerçel sabiti, çerçeve ölçekleme katsayısı olarak adlandırılmaktadır. Yukarıda yapılan temel tanım kavramını doğrulamak amacıyla bundan sonraki bölümlerde açıklanan işlemler gerçekleştirilir.

Temel tanım ve zarf fonksiyon bankalarının oluşturulması

Ayrık zaman bölgesinde kaydedilen ve $x(n)$ ile gösterilen bir EKG işareti,

$$x(n) = \sum_{i=1}^N x_i \delta(n-i) \quad (4)$$

biçiminde yazılabilir. Bu eşitlikte $\delta(n)$ birim örneği, x_i , N uzunluklu $x(n)$ işaretinin genliğini temsil etmektedir. $x(n)$ işareti vektör gösterimi kullanılarak aşağıdaki biçimde de ifade edilebilir.

$$\begin{aligned} X^T &= [x(1) \ x(2) \ \dots \ x(N)] \\ &= [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_N] \end{aligned} \quad (5)$$

Bu eşitlikte X , ana çerçeve vektörü olarak adlandırılmaktadır. Ana çerçeve vektörü eşit uzunluktaki çerçevelere ayrılarak sütunlarının her birini çerçeve vektörlerinin oluşturduğu ve çerçeve matrisi (M_F) adı verilen bir matris oluşturulmaktadır.

$$M_F = [X_1 \ X_2 \ \dots \ X_{N_F}] \quad (6)$$

Bu ifadede yer alan X_i çerçeve vektörleri,

$$X_i = \begin{bmatrix} x_{(i-1)L_F+1} \\ x_{(i-1)L_F+2} \\ \vdots \\ x_{iL_F} \end{bmatrix}, i=1,2,\dots,N_F \quad (7)$$

biçimindedir. Aynı ifadede görülen N_F ,

$$N_F = \frac{N}{L_F} \quad (8)$$

biçiminde elde edilir ve özgün işaretteki toplam çerçeve sayısını belirtmektedir. Herbir X_i çerçeve vektörü, düzgün dikleştirilmiş vektörler $\{\phi_{ik}; k=1,2,3,\dots,L_F\}$ ile oluşturulan bir vektör uzayına

$$\Phi_i^T = [\phi_{i1} \ \phi_{i2} \ \dots \ \phi_{iL_F}] \quad (9)$$

$$C_i^T = [c_{i1} \ c_{i2} \ \dots \ c_{iL_F}] \quad (10)$$

olmak üzere

$$X_i = \Phi_i^T C_i \quad (11)$$

$$C_i = \Phi_i X_i \quad (12)$$

biçiminde açılabilir. Bu durumda X_i çerçeve vektörü, düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektörlerinin ağırlıklı toplamı biçiminde yeniden yazılabilir.

$$X_i = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik} \phi_{ik} \quad (13)$$

Çerçevelere ilişkin c_{ik} katsayıları ise

$$c_{ik} = X_i^T \phi_{ik} \quad (14)$$

biçiminde elde edilir. Bu eşitlikte görülen L_F tane düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektöründen $1 < p < L_F$ olmak üzere p tanesi alınırsa X_i çerçeve vektörü yaklaşık olarak

$$X_i \cong X_{ip} = \sum_{k=1}^p c_{ik} \phi_{ik} \quad (15)$$

biçiminde ifade edilebilir. Bu durumda yapılan yaklaşıklık hatası,

$$\varepsilon_i = X_i - X_{ip} = \sum_{k=p+1}^{L_F} c_{ik} \phi_{ik} \quad (16)$$

biçiminde hesaplanabilir. Bu eşitliklerde görülen düzgün dikleştirilmiş ϕ_{ik} vektörleri ε_i hata vektörünü en küçük kareler anlamında en aza indirecek biçimde hesaplanmaktadır. Bu işlem ϕ_{ik} vektörünün en küçük kareler anlamında belirlenmesi olarak adlandırılır. Yukarıdaki en küçük kareler yaklaşımı bir özdeğer problemine işaret etmektedir.

$$R_i \phi_{ik} = \lambda_{ik} \phi_{ik}, k=1,2,\dots,L_F \quad (17)$$

Bu eşitlikte yer alan R_i terimi X_i çerçeve vektörünün özilinti matrisini temsil etmekte olup

$$r_i(d+1) = \frac{1}{L_F} \sum_{j=[(i-1)L_F+1]}^{[iL_F-1-d]} x_{j+1} x_{j+1+d} \quad (18)$$

olmak üzere

$$R = \begin{bmatrix} r(1) & r(2) & r(3) & \dots & r(L) \\ r(2) & r(1) & r(2) & \dots & r(L-1) \\ r(3) & r(2) & r(1) & \dots & r(L-2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r(L) & r(L-1) & r(L-2) & \dots & r(1) \end{bmatrix} \quad (19)$$

biçiminde hesaplanır. Aynı eşitlikte yer alan ϕ_{ik} vektörleri ile λ_{ik} değerleri ise sırası ile, X_i çerçeve vektörünün R_i özilinti matrisinin özvektörleri ve özdeğerleri olarak hesaplanmaktadır. Burada λ_{ik} özdeğerleri gerçel ve pozitif, ϕ_{ik} özvektörlerinin tümü ise birimdir.

Özdeğerler, kendilerine karşı gelen özvektörlerin eşliğinde azalan biçimde sıralandıklarında ($\lambda_{i1} \geq \lambda_{i2} \geq \lambda_{i3} \dots \geq \lambda_{iL_F}$), herhangi bir çerçevenin toplam enerjisi $X_i^T X_i$ biçiminde yazılabilir.

$$X_i^T X_i = \sum_{k=1}^{L_F} x_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} \lambda_{ik} \quad (20)$$

Herbir çerçevenin belirlenmiş en büyük değerli özdeğerine karşı gelen özvektör, enerjisi en yüksek özvektör olup çerçeveyi en iyi biçimde temsil eden özvektördür. En yüksek enerjili

özvektörler işaretteki en büyük değişim yönünü gösterdiklerinden temel bileşenler olarak adlandırılırlar. Bu durumda (13) eşitliği en yüksek enerjili ilk p tane temel bileşenin alınması ile özgün işarete yaklaştırılabilir.

$$X_i \cong \sum_{k=1}^p c_{ik} \phi_{ik} \quad (21)$$

(21) ifadesinin en basit hali $p=1$ olması durumunda elde edilir. Bu durumda ϕ_{i1} özvektörleri tanım vektörleri olarak adlandırılır. Tanım vektörü ϕ_{i1} , en küçük kareler anlamında i . çerçeveye ilişkin en yüksek enerjiyi taşır ve (21) ifadesi kullanılarak yeniden elde edilen i . çerçeveyi özgün işarete ilişkin i . çerçeveye en az hata ile yaklaştırır. Bu durumda X_i çerçeve vektörü büyük bir yaklaşıklıkla

$$X_i \cong c_{i1} \phi_{i1} \quad (22)$$

biçiminde ifade edilebilir.

Bu yapıldığında özgün işaret (22) ifadesinde olduğu gibi yeniden oluşturulabilir. Özgün işareti L_F uzunluklu her bir çerçevesine ilişkin toplam enerjinin büyük bir kısmı en yüksek özdeğer tarafından temsil edildiği için bu özdeğere ilişkin ϕ_{i1} özvektörü tanım vektörü olarak adlandırılır. Bir başka deyişle tanım vektörü özgün işarete ilişkin yararlı bilginin büyük bir çoğunluğunu taşır. (21) ifadesindeki yaklaşıklık her bir çerçeve için tanımlanan A_i köşegen zarf matrisi kullanılarak eşitliğe dönüştürülebilir. Bu durumda X_i çerçeve vektörü

$$X_i = c_{i1} A_i \phi_{i1} \quad (23)$$

biçiminde eşitliğe dönüştürülür. (23) eşitliğindeki A_i matrisinin köşegen elemanları a_{ir} , X_i çerçeve vektörünün elemanları olan x_{ir} değerlerinin tanım vektörü ϕ_{i1} 'in elemanları olan ϕ_{i1r} değerlerine bölünerek elde edilir.

$$a_{ir} = \frac{x_{ir}}{c_{i1}\phi_{i1r}}; r = 1, 2, \dots, L_F \quad (24)$$

Bu çalışmada çok sayıda farklı kişilere ait EKG işaretleri incelenerek çerçeve çerçeve analiz edilmiştir. Bu analiz sonucunda onbinlerce tanım ve zarf vektörü üretilmiştir. Elde edilen L_F uzunluklu tanım ve zarf vektörleri çizilerek tek tek incelendiğinde gerek tanım vektörlerinin gerek ise zarf vektörlerinin tekrarlanır özellik gösterdiği gözlenmiştir. Bir başka deyişle pek çok tanım vektörünün birbirlerine büyük oranda benzerlik gösterdiği görülmüştür. Benzer biçimde zarf vektörleri de incelendiğinde aynı sonuç bu vektörler içinde geçerli olduğu sonucuna varılmıştır.

Bu durumda benzer vektörlerin Eşitlik 25’te verilen Peason ilinti katsayısı ile karşılaştırılarak elenmesi yada atılması mümkündür.

$$\rho_{WY} = \frac{\sum_{i=1}^L (w_i y_i) - \frac{\left(\sum_{i=1}^L w_i\right) \left(\sum_{i=1}^L y_i\right)}{L}}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^L w_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^L w_i\right)^2}{L}\right) \cdot \left(\sum_{i=1}^L y_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^L y_i\right)^2}{L}\right)}} \quad (24)$$

biçiminde hesaplanır. Burada W ve Y karşılaştırılacak iki vektörü temsil etmekte olup

$$\begin{aligned} W &= [w_1 \quad w_2 \quad \dots \quad w_L] \\ Y &= [y_1 \quad y_2 \quad \dots \quad y_L] \end{aligned} \quad (25)$$

biçiminde ifade edilir.

Bu çalışmada, iki vektör arasındaki ρ_{WY} Pearson ilinti katsayısının mutlak değeri 0.98 değerinden büyük olduğu zaman bu iki vektörün birbirine benzer olduğu bir başka deyişle hemen hemen birbirleri ile aynı olduğu kabul edilmiştir. Bu şart altında tanım vektörleri arasında bulunan benzer vektörler ile zarf vektörleri arasında bulunan benzer vektörler elenmiştir.

Bu biçimde indirgenen tanım vektörleri “**Temel Tanım Vektör**” olarak adlandırılır ve “**Temel Tanım Vektör Bankası**” adı altında toplanılmıştır $\{\varphi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$. Burada N_φ sayısı bu bankada yer alan “**Temel Tanım Vektör**” sayısını vermektedir. Benzer biçimde, indirgenen zarf vektörleri veya köşegenleştirilmiş zarf matrisleri “**Zarf Vektör Bankası**” adı altında toplanılmıştır $\{\alpha_k(n); k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$. N_α sayısı bu banka içerisinde yer alan “**Zarf Vektör**” sayısını vermektedir. Bu noktada elde edilen temel tanım vektörlerinin birbirlerine dik olmadıklarını belirtmekte yarar vardır. Bu vektörler binlerce farklı deney ve simülasyon sonucunda onbinlerce çerçeve vektörünün içinden elde edilen ve benzeri olmayan örneklerdir. Temel tanım ve zarf vektörleri sürekli zaman bölgesi fonksiyonları olarak da düşünülebilir. Bu durumda temel tanım fonksiyonları $\{\varphi_r(t); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$ ve zarf fonksiyonları $\{\alpha_k(t); k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ biçiminde ifade edilirler.

Sonuç olarak, başlangıçta yapılan temel tanım yaklaşımını gerçekleyen tüm açıklamaların ışığında; herhangi bir EKG işaretine ilişkin bir çerçevenin (X_i),

$$K \in \{1, 2, \dots, N_\alpha\}, R \in \{1, 2, \dots, N_\varphi\} \quad (26)$$

olmak üzere temel tanım $\varphi_i(t)$ ve zarf $\alpha_i(t)$ fonksiyonları ile, bir C_i katsayısının çarpımı biçiminde,

$$X_i(t) \cong C_i \alpha_K(t) \varphi_R(t) \quad (27)$$

temsil edilebileceği ya da yeniden oluşturulabileceği açıkça görülebilmektedir (Yarman vd., 2001 ve 2003).

Simülasyon sonuçları

Önerilen yöntemin başarımı, Mobil AMD Athlon 1.66 GHz işlemci içeren bir bilgisayar ortamında Matlab 6.5 platformu üzerinde uygulanarak EKG işaretleri üzerinde test edilmiştir. Önerilen yöntemin başarımını ölçmek için yeniden oluşturma hatası ve sıkıştırma oranı ince-

lenmiştir. Özgün işaret ile yeniden oluşturulan işaret arasındaki hata ortalama yüzde karesel fark (Percent Root Mean Square Difference) olarak tanımlanan PRD,

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \tilde{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x^2(n)}} \times 100 \quad (28)$$

ölçütü ile hesaplanmıştır. Bu eşitliklerde $x(n)$ özgün işareti, $\tilde{x}(n)$ yeniden oluşturulan işareti, N işaretin uzunluğunu göstermektedir.

Sıkıştırma oranı ise aşağıda tanımlanan denklemler ile hesaplanmıştır.

$$CR = \frac{b_{org}}{b_{comp}} \quad (29)$$

veya

$$CR(\%) = \frac{b_{org} - b_{comp}}{b_{org}} \times 100 \quad (30)$$

Bu eşitliklerde b_{org} özgün işaret için gerekli bit sayısını, b_{comp} yeniden oluşturulan işarettaki bit sayısını temsil etmektedir.

Önerilen yöntemin EKG işaretleri üzerindeki başarımını test edebilmek için MIT-BIH (Moody, 1992) ve ECGMAN (Karaş, 1997, Yarman vd., 2001) veri tabanlarından yararlanılmıştır. MIT-BIH veri tabanında herbiri 30 dakikalık 48 adet EKG işareti bulunmaktadır. Bu işaretlerin örnekleme frekansı 360 Hz dir. Ayrıca herbir örnek 12 bit ile temsil edilmektedir. ECGMAN veri tabanı ise 500 Hz.'de örneklenmiş ve 12 bit ile kodlanmış 16 tane EKG işaretinden oluşmaktadır.

Öncelikle temel tanım ve zarf vektör bankalarının uygun ve doğru bir biçimde oluşturulması amacıyla kalp hastalıkları ile ilgili çok sayıda bilgi içeren MIT-BIH veri tabanından yararlanılmıştır.

Bu veri tabanında yer alan EKG işaretleri ilk olarak olarak -1 ile $+1$ değerleri arasında normalize edilmişlerdir. Daha sonra veri tabanında yer alan tüm EKG işaretleri örnekleme işleminden geçirilerek 500 Hz'de yeniden örneklenmiştir.

Tablo 1. Farklı çerçeve uzunlukları için oluşturulan temel tanım ve zarf vektör bankaları

L_F	N_ϕ	N_α	Gerekli Bit Sayısı ($b_{C_i} + b_R + b_K = b_{TOP}$)
8	15	512	6+4+9=19
16	16	1024	6+4+10=20
20	32	3836	6+5+12=23
24	125	7740	6+7+13=26
32	250	14378	6+8+14=28
48	779	30395	6+10+15=31
64	1736	58486	6+11+16=33

Değişik çerçeve uzunlukları için oluşturulan temel tanım ve zarf vektör bankalarının EKG işaretlerinin sıkıştırılarak yeniden oluşturulmasındaki başarımını belirlemek için ECGMAN veri tabanından yararlanılmıştır. Bu veri tabanında yer alan 16 adet değişik EKG işareti de -1 ile $+1$ değerleri arasında normalize edilmiştir. Elde edilen sıkıştırma oranı (CR), yüzde sıkıştırma oranı (CR%) ve ortalama yeniden oluşturma hatası (ortalama PRD) değerleri Tablo 2'de sunulmuştur. Elde edilen ortalama PRD değerlerinin yüzde sıkıştırma oranına göre değişimi Şekil 2'de verilmiştir. Temel tanım ve zarf vektör bankasının oluşturulmasında ECGMAN veri tabanında yer alan işaretlerin kullanılmadığını belirtmekte yarar vardır.

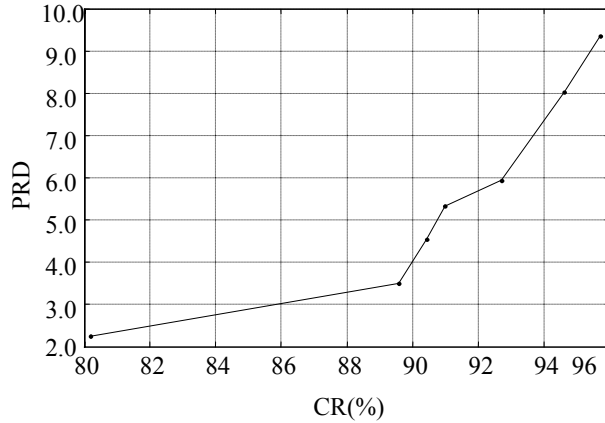
Tablo 2'de verilen sıkıştırma oranları ve ortalama yeniden oluşturma hataları bu açıdan değerlendirildiğinde herhangi bir EKG işaretinin Tablo 1'de parametreleri verilen temel tanım ve zarf vektör bankaları ile sıkıştırılarak yeniden oluşturulması bir başka deyişle modellenmesi mümkündür.

Sunulan sonuçlar gerek sıkıştırma oranı açısından gerekse ortalama yeniden oluşturma hatası açısından incelendiğinde en tatmin edici sonuçun çerçeve uzunluğu 16 seçildiğinde elde edilmiştir.

diği görülmektedir. Bu durumda 2048 örnek içeren bir başka deyişle 4.096 sn uzunluğunda bir EKG işareti 1.011 sn'de oluşturulmaktadır. Çerçeve uzunluğu 16 olarak alınması durumunda özgün ve yeniden oluşturulan EKG işaretine ilişkin bir örnek Şekil 3'de sunulmuştur.

Tablo 2. Farklı çerçeve uzunlukları için elde edilen sıkıştırma oranları ile ortalama yeniden oluşturma hataları

L_F	CR	CR (%)	Ortalama PRD (%)
8	5.05	80.2	2.250
16	9.60	89.58	3.504
20	10.44	90.42	4.546
24	11.08	91.00	5.334
32	13.72	92.71	5.939
48	18.58	94.62	8.033
64	23.28	95.71	9.359



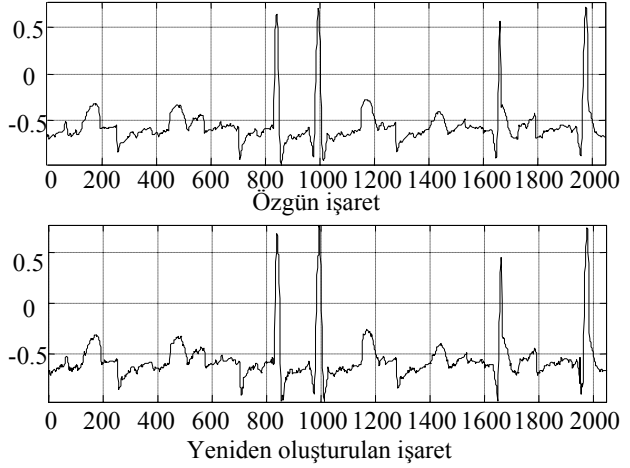
Şekil 2. Ortalama PRD değerlerinin yüzde sıkıştırma oranlarına göre değişimi

Elde edilen bu hata değerlerinin mertebesinin garanti edilebilmesi için

$$\delta_{Global} = \|X_i - C_i \alpha_K \varphi_R\|^2 \quad (31)$$

biçiminde tanımlanan δ_{Global} hata teriminden yararlanarak bir eşik değeri tanımlanabilir. Yeniden oluşturma işlemi, δ_{Global} hata teriminin belirlenen eşik değerinden daha küçük olması durumunda o çerçeve için temel tanım ve zarf vektör bankasından çekilen uygun vektörlerin indis

numaralarının gönderilmesi aksi halde ise özgün çerçeve vektörünün kendisinin gönderilmesi biçiminde gerçekleştirilebilir.



Şekil 3. Özgün ve yeniden oluşturulan EKG işareti

Eşik değeri olarak $10 \cdot 10^{-3}$ ve $5 \cdot 10^{-3}$ seçilmesi durumunda ECGMAN veri tabanında yeralan işaretler için ortalama PRD hatası, ortalama sıkıştırma oranı ve temel tanım ve zarf vektör bankasından uygun vektörlerin bulunması yüzdesi Tablo 3'de ayrıntılı olarak sunulmuştur. Bu durumda Tablo 2'de verilen sıkıştırma oranlarının yöntemin, o çerçeve uzunluğu için sağladığı en büyük sıkıştırma oranları olduğu söylenebilir.

Tablo 3. Eşik değeri seçilmesi durumunda ortalama PRD, CR, temel tanım ve zarf vektör bankasından uygun vektörlerin bulunması yüzdesi

δ_{Global}	PRD	CR	Bulma Yüzdesi
$10 \cdot 10^{-3}$	3.144	9.12	%99.37
$5 \cdot 10^{-3}$	2.617	8.05	%97.70

Sonuçlar

Bu çalışmada, EKG işaretlerin, işaretlerin ayırdedici özelliklerini ve doğasını en iyi biçimde yansıtan ve temel tanım ve zarf fonksiyonları adı verilen dalga biçimleri yardımıyla modellenmesi ya da daha az sayıda parametre kullanılarak yeniden oluşturulması için yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen yöntemin temeli,

EKG işaretlere ilişkin dalga biçimlerinin fiziksel benzerliklerinin karşılaştırılmasına ve temel tanım ve zarf vektör ya da fonksiyon bankalarının oluşturulmasına dayanmaktadır.

EKG işaretleri açısından PRD ve CR değerleri birlikte değerlendirilerek en uygun çerçeve uzunluğunun 16 olduğu saptanmıştır. Önerilen yöntem bu koşul altında %3,5 PRD hatası ile birlikte yaklaşık 10:1 (%90) oranında bir sıkıştırma sağlamaktadır. Bununla birlikte önerilen yöntem, çerçeve uzunluğunun artırılması durumunda yaklaşık 50:1 oranında bir sıkıştırma gerçekleştirebilir. Bununla birlikte önerilen yöntemin herhangi bir QRS belirleme algoritmasına ihtiyaç duymaması nedeniyle önemli bir üstünlüğe sahiptir.

Sonuç olarak, geliştirilen yöntem teknik yazında yeralan gerek zaman gerek ise frekans tabanlı işaret modelleme yöntemlerine önemli bir seçenek oluşturmaktadır.

Teşekkür

Bu çalışmanın her aşamasında yoğun çalışma temposuna rağmen vermiş olduğu çok değerli bilimsel katkıları ve desteği için çok değerli çalışma arkadaşım sayın Dr. Ümit Güz'e teşekkürü bir borç bilirim.

Kaynaklar

- Anant, K., Dowla, F., Rodrigue, G., (1995). Vector quantization of ECG wavelet coefficient, *IEEE Signal Processing Letter*, **2**, 7, 129-131.
- Cardenas-Barrera, J.L., Lorenzo-Ginori, J.V., (1999). Mean-Shape vector quantizer for ecg signal compression, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **46**, 62-70.
- Güz, Ü., Yarman, B.S., Gürkan, H., (2001). A New method to represent speech signals via predefined functional bases, *Proceedings of ECCTD'01 European Conference on Circuit Theory and Design*, Espoo, Finland, August 28-31, **2**, 5-8.
- Güz, Ü., (2002). Türkçe konuşma için optimum temel tanım fonksiyonlarının belirlenmesinde yeni bir yaklaşım, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye.
- Güz, Ü., Yarman, B.S., Gürkan, H., (2003). A New word recognition algorithm by using signature and envelope feature spaces, *16th European*

- Conference on Circuit Theory and Design*, Kraków, Poland, September 1-4, **3**, 161-164.
- Güz, Ü., Gürkan, H., Yarman, B.S., (2004). A Novel method to represent the speech signals by using language and speaker independent predefined functions sets, *ISCAS'04 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Vancouver, Canada, May 23-26, **3**, 457-460.
- Jalaleddine, S.M., Hutchens, C.G., Strattan, R.D., Coberly, W.A., (1990a). ECG data compression techniques- a unified approach, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **37**, 4, 329-342.
- Jalaleddine, S.M., Hutchens, C.G., (1990b). SAIES- A new ECG data compression algorithm, *Journal of Clinical Engineering*, **15**, 1, 45-51.
- Lee, H., Buckley, K., (1999). ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transforms, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **46**, 5, 556-564.
- Karaş, A., (1997). Elektriksel işaretlerin temel tanım fonksiyonlarıyla karakterizasyonu, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye.
- Mammen, C.P., Ramamurthi, B., (1990). Vector quantization for compression of multichannel ECG, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **37**, 821-825.
- Moody, G.B., (1992). The MIT-BIH Arrhythmia Database CD-ROM. Second Ed., Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology.
- Nagasaka, Y., Iwata, A., (1993). Data compression of long time ECG recording using BP and PCA Neural Networks, *IEICE Transaction Information Systems*, **E76-D**, 12, 1434-1442.
- Tompkins, W.J., (1993). Biomedical digital signal processing, Prentice Hall, New Jersey.
- Yarman, B.S., Gürkan, H., Güz, Ü., Aygün, B., (2001). A novel method to represent ECG signals via predefined personalized signature and envelope functions, *EMBC2001 23RD Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Conference Digest-CD)*, Istanbul, Turkey, October 25-28, 778, 1-4.
- Yarman, B.S., Gürkan, H., Güz, Ü., Aygün, B., (2003). A new modeling method of the ECG signals based on the use of an optimized predefined functional database, *Acta Cardiologica International Journal of Cardiology*, **58**, 3, 273-275.
- Zigel, Y., (1998). ECG signal compression, M.Sc. Thesis, Ben Gurion University of the Negev, Faculty of Engineering Sciences, Department of Electrical and Computer Engineering, Israel.